

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

ELEKTRO EROZYON YÖNTEMİNİN ZİRKONYUM OKSİT SERAMİKLER ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

Nergiz RONA

**Samsun
Ocak-2014**

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

ELEKTRO EROZYON YÖNTEMİNİN ZİRKONYUM OKSİT SERAMİKLER ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

Nergiz RONA

**Danışman
Doç. Dr. Murat YENİSEY**

**Samsun
Ocak-2014**

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Dt. Nergiz RONA tarafından Doç. Dr. Murat YENİSEY Danışmanlığında hazırlanan 'Elektro Erozyon Yönteminin Zirkonyum Oksit Seramikler Üzerindeki Etkilerinin İncelenmesi' başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 24/01/2014 tarihinde yapılan sınav ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Can ÇOĞUN
(Çankaya Üniversitesi Mekanik Müh. Mekanik A.D.)

Üye : Prof. Dr. Gözlem CEYLAN
(Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.)

Üye : Prof. Dr. Selim ERKUT
(Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.)

Üye : Doç. Dr. Murat YENİSEY
(Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.)

Üye : Doç. Dr. Şafak KÜLÜNK
(Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.)

ONAY:

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

.... / /

Prof. Dr. Süleyman KAPLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, bilgi ve tecrübesi ile bana yol gösteren ve öğrencisi olmaktan onur duyduğum değerli hocam Sayın Doç. Dr. Murat YENİSEY'e,

Tezime olan katkılarından dolayı tez izleme jürimdeki değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Can ÇOĞUN ve Sayın Doç. Dr. Şafak KÜLÜNK'e,

Gösterdiği anlayış ve yardımlardan dolayı anabilim dalı başkanımız Sayın Prof. Dr. Gözlem CEYLAN 'a ve mesleğimde bilimsel açıdan gelişmemdeki katkılarından dolayı anabilim dalımızın değerli öğretim üyelerine,

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde bilgi ve tecrübesiyle bana destek olan Sayın Yrd. Doç. Dr. Gökhan KÜÇÜKTÜRK'e ve tez örneklerimin elektro erozyonla işlenmesinde sabırla bana yardımcı olan Sayın Yrd. Doç. Dr. Hakan GÜRÜN'e,

Çalışmamın gerçekleşebilmesi için destek sağlayan Ondokuz Mayıs Üniversitesi Rektörlüğü'ne ve Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu üyelerine (proje no: PYO.DIS.1904.10.010),

Tez verilerinin istatistiksel olarak incelenmesinde yardımcı olan Sayın Süleyman Uğur GÜR'e,

Tez örneklerimin hazırlanmasında teknik destek sağlayan Oluşum Dış Laboratuvarı'na, Sayın Vedat KIRAN'a ve başımız sıkıştığında bilgi ve tecrübesiyle bize yardımcı olan dış teknisyenimiz Sayın Osman GÜRSOY'a,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum sevgili asistan arkadaşlarım ve özellikle dostlukları ile yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen dönem arkadaşlarım Dr. Dt. Arzu ARMAĞANCI ve Dr. Dt. Oğuz Süleyman ÖZDEMİR'e,

Tüm eğitim ve öğretim hayatım boyunca maddi ve manevi desteğini benden esirgemeyen, bugünlerimi borçlu olduğum canım babam, annem ve ablama,

Sevgi ve desteği ile en zor anlarımda yanımda olan sevgili eşim Bertan RONA'ya,

sonsuz teşekkürler...

ÖZET

ELEKTRO EROZYON YÖNTEMİNİN ZİRKONYUM OKSİT SERAMİKLER ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Amaç: Elektro erozyon ile işleme (EEİ) yöntemi kontrollü şartlar altında iş parçasını aşındırmak için kıvılcımlar serisinin kullanıldığı bir yöntemdir. Bu çalışmanın amacı, EEİ yönteminin zirkonyum oksit seramiklerdeki rezin siman-seramik bağlantısına etkisini incelemek ve yöntemin mekanik etkilerini değerlendirmektir.

Materyal ve Metot: Makaslama bağlantı testi için 4,8×4,8×4,8 mm ebatlarında 60 adet zirkonyum örnek hazırlandı. Örnekler dört gruba ayrıldı. Sırasıyla bu gruplara şu yüzey işlemleri yapıldı: GK(Kontrol): 110µm Al₂O₃ ile kumlama+ silan, GR: Rocatec Pre+Rocatec plus+ silan, GL: Er:YAG lazer +silan, GEE: 2A'lık akım ile 10 dk. EEİ+silan. Yüzey işlemleri yapılan zirkonyum örnekler dual-cure rezin siman ile kompozit örneklere simante edildi. Ardından 5-55°C'lerde 6000 kez termal devirlendirme uygulanan örneklere Universal test cihazında 0,5 mm/dk. kafa hızı ile makaslama testi uygulandı. Veriler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tukey testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi. 3-nokta eğme testi için 1,2×4×20 mm ebatlarında 60 adet zirkonyum örnek hazırlandı. Bu örnekler dört gruba ayrıldı. Gruplara sırasıyla; Kumlama, tribokimyasal silika kaplama lazerle pürüzlendirme ve EEİ yöntemleri uygulandı. Daha sonra universal test cihazına yerleştirilen örneklere 3-nokta eğme testi uygulandı. Elde edilen veriler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tukey testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi.

Bulgular: En yüksek bağlantı değerleri Grup EE'den elde edildi ve bu grup ile Grup K, Grup L arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p<0,05) Bükülme dayanıklılığı açısından gruplar arasında anlamlı olarak fark görülmedi (p>0,05).

Sonuç: EEİ yöntemi, yüzey işlemleri olarak Y-TZP seramiklerde rezin simanlarla olan bağlantıyı arttırmış ve seramiğin mekanik özelliklerine olumsuz bir etkisi gözlenmemiştir.

Anahtar kelimeler: Elektro Erozyon, zirkonyum oksit, makaslama bağlanma dayanımı, seramik, yüzey işlemleri, 3-nokta eğme testi.

Nergiz RONA, Doktora Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Ocak-2014

ABSTRACT

EVALUATION OF THE EFFECTS OF THE ELECTRICAL DISCHARGE MACHINING ON ZIRCONIUM OXIDE CERAMICS

Aim: Electrical Discharge Machining (EDM) is a method which uses series of sparks to erode the workpiece under controlled conditions. The aim of this study is to evaluate the effect of EDM on resin-ceramic bonding and mechanical effects of the method on zirconium oxide ceramics.

Material and Method: For shear bond strength test; 60 pieces 4.8×4.8×4.8 in size zirconia specimens were prepared. Then the specimens were divided into four groups and different surface treatments were applied: GK (Control): Air-particle abrasion(110µm Al₂O₃)+silane, GR:Tribochemical silica coating (Rocatec Pre +Rocatec plus)+ silane. GL: Er:YAG laser +Silane. GEE: 2A, 10 minutes EDM+silane. Each conditioned ceramic specimen was bonded to a composite block using a dual-cure resin cement. Then 6000 times thermal cycled prior to bond tests. The shear bond strength tests were performed in a universal testing machine with a crosshead speed of 0.5 mm/min. The mean bond strengths of the specimens of each block were statistically analyzed using ANOVA and Tukey's test. For 3-point bending test; 1.2×4×20 mm in size 60 zirconia specimens were prepared. Then specimens were assigned to four groups following four treatment conditions: Air particle abrasion, Tribochemical silica coating, Laser treatment, EDM. After surface treatments 3-point bending test were performed in a universal testing machine (crosshead speed: 0.5mm/min). Mean flexural strength values were statistically analyzed using ANOVA and Tukey's test.

Results: Analysis showed that the bond strength was significantly higher in Group EE, than in Groups L,K (p<0.05). After the 3-point bending test, statistically no significant difference were observed between the groups (p>0.05).

Conclusions: As a surface treatment EDM increased the zirconia-resin bonding and did not effect the zirconia negatively about mechanical properties.

Keywords: Electrical Discharge machining, zirconium oxide, shear bond strength, ceramic, surface treatment, 3-point bending.

Nergiz RONA, PhD Thesis

Ondokuz Mayıs University Samsun, January-2014

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
°C	Derece Santigrat
sn.	Saniye
mm	Milimetre
mL	Mililitre
mm ²	Milimetrekaire
cm	Santimetre
nm	Nanometre
µm	Mikrometre
g	Gram
J	joule
mJ	Milijoule
mW	Miliwatt
Ωcm	Ohm Santimetre
µs	Mikrosaniye
λ(W/mK)	Isıl İletkenlik
t-m	Tetragonal-monoklinik faz transformasyonu
t	Tetragonal faz
g/cm ³	Yoğunluk
dk.	Dakika
c	Kübik

Sc	Skandiyum
J/m ²	Joule/Metrekare
J/cm ²	Joule/Santimetrekare
APF	AsidüleFosfatFlorür
ABF	Amonyum Bi Florid
Ar	Argon
Al ₂ O ₃ SiO ₂ 2H ₂ O	Aluminyum hidrat silikat (Kaolin)
3Al ₂ O ₃ .2SiO ₂	Mullit
Bis-GMA	BisfenolGlisidilDimetakrilat
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar destekli tasarım)
CAM	Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
Ca-PSZ	Kalsiyum katyonu ilave edilmiş kısmen stabilize zirkonya
CNC	Computer Numeric Controlled
Cp	Toz konsantrasyonu
Co-Cr	Kobalt krom
CO ₂	Karbondioksit
CaO	Kalsiyum oksit
Ce-TZP	Seryum ile stabilize edilmiş zirkonya
Ca	Kalsiyum
DCM	Direct Ceramic Machining
EKİ	Elektro kimyasal erozyon ile işleme
EDG	Electrical Discharge Grinding

EDM	Electrical Discharge Machining
Er:YAG	Erbiyum Yitriyum Alüminyum Garnet
EDS	Electron Dispersion Spectroscopy (Elektron yayılma spektroskopisi)
EEİ	Elektro Erozyon ile İşleme
GPa	Gigapaskal
GaAlAs	Galyum Alüminyum Arsenit
HEMA	Hidroksietilmetakrilat
HV	Vickers sertliği
HMDS	Hexamethyldisiloxane
Hz	Hertz
Ho:YAG	Holmiyum Yitriyum Alüminyum Garnet
HF	Hidroflorik asit
HfO ₂	Hafniyum dioksit
ISO/TS	International organization for standardization/Technical Specification
K ₂ O.Al ₂ O ₃ .6SiO ₂	Potasyum aluminosilikat
kbar	Kilo bar
K ₂ O	Potas
LED	Light Emitting Diode
LTD	Low Temperature Degredation
MPa	Megapaskal
MgO	Magnezyum oksit

Mg	Magnezyum
Mg-PSZ	Magnezyum katyonu ilave edilmiş kısmen stabilize zirkonya
m	Monoklinik faz
MPS	Metakriloksipropiltrimetoksisilan
MDP	Metakriloksidisildihidrojenfosfat
Nd:YAG	Neodymium Yitriyum Alüminyum Garnet
Na ₂ O	Soda
O ⁻	Oksijen
ruby	Yakut
SEM	Scanning Electron Microscope (Taramalı elektron mikroskobu)
Si ₄ ⁺	Silisyum
SiO ₄	Silisyum tetraoksit
SiO ₂	Silika
SIE	Selective infiltration etching
TK/EEİ	Toz karışimli elektroerozyon ile işleme
TEG-DMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
UDMA	Üretan Dimetakrilat
V	Volt
W	Watt
WEDM	Wire Electrical Discharge Machining
Y	Yitriyum
YE	Yardımcı elektrot

Y-TZP	Yitriyum katyonu ilave edilmiş tetragonal zirkonyum polikristalleri
Y-PSZ	Yitriyum katyonu ilave edilmiş kısmen stabilize zirkonya
Y ⁺³	Yitriyum katyonu
Zr	Zirkonyum
ZLS	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat
ZrO ₂	Zirkonyum dioksit
ZTM	Zirkonya ile güçlendirilmiş mullit
ZTA	Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina
ZrSiO ₄	Zirkonyum silikat
ZrO ₃	Zirkonat
ZrO ⁺²	Zirkonil tuzu
ZrO ⁺⁴	Zirkonyum katyonu

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramikler	3
2.1.1. Tanım	3
2.1.2. Tarihçe	3
2.1.3. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı ve Özellikleri	5
2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	7
2.2.1. Uygulama Alanlarına Göre Sınıflama	7
2.2.2. Sinterleme Isılarına Göre Sınıflama	7
2.2.3. Üretim Tekniklerine Göre Sınıflama	7
2.2.4. Kimyasal Kompozisyonlarına Göre Sınıflama	7
2.3. Zirkonyum Oksit	10
2.3.1. Zirkonyum Oksitin Mikro Yapısal Özellikleri	11
2.3.2. Tetragonal Fazın Stabilizasyonu	12
2.3.3. Dönüşüm Sertleşmesi	14
2.4. Y-TZP Esaslı Alt Yapı Üretimi	15
2.4.1. CAD/CAM	16
2.4.2. Seramiğin Direkt İşlenmesi	16
2.5. Zirkonyanın Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması	17
2.5.1. Dry-pressed Zirkonya Seramikler	17
2.5.2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonya Seramikler (Cold-Isostatically pressed, presintered)	17
2.5.3. Tam Sinterlenmiş Zirkonya Bloklar (HIP Zirkonya)	18
2.6. Dental Yapıştırma Simanları	19
2.7. Adezyon/Bağlanma (Yapışma)	21
2.8. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu	22
2.8.1. Diş-Rezin Bağlantısı	22
2.8.2. Seramik-Rezin Bağlantısı	23
2.9. Zirkonyum Oksit Seramikler ve Rezin Simanlar Arasındaki Mekanik Bağlantıyı Artırmaya Yönelik Yüzey İşlemleri	24
2.9.1. Kuşlama	24
2.9.2. Elmas Frezlerle Aşındırma	24
2.9.3. Lazerle Pürüzlendirme	25
2.9.4. SIE (Selective Infiltration Etching) Yöntemi	29
2.9.5. Diğer Alternatif Yöntemler	30
2.10. ZrO ₂ Seramik ve Rezin Siman arasındaki Kimyasal Bağlantıya Yönelik İşlemler (Silan Bağlayıcı Ajanlar)	30
2.11. ZrO ₂ Seramik ve Rezin Siman Arasındaki Bağlantıyı Artırmaya Yönelik Silika Kaplama İşlemleri	30
2.11.1. Tribokimyasal Silika Kaplama	31
2.11.2. Pirokimyasal Silika Kaplama (Silicoating)	32
2.11.3. Alternatif Silika Kaplama Yöntemleri	32

2.12. Elektro Erozyon ile İşleme.....	33
2.12.1. Elektro Erozyonun Tanımı ve Mekanizması	34
2.12.2. Elektro Erozyon ile İşleme Yönteminin Çeşitleri.....	36
2.12.3. Seramiklerin Elektro Erozyon Yöntemi ile İşlenmesi	39
2.12.4. Elektro Erozyon Yönteminin Yüzey İşlemi Olarak Kullanılması	40
2.13. Rezin/Seramik Arasındaki Bağlantı Dayanıklılığını Ölçmeye Yönelik Testler	40
2.13.1. Makaslama (Shear) Bağlantı Testi.....	41
2.13.2. Microshear (Mikro Makaslama) Bağlantı Testi	42
2.13.3. Germe (Tensile) Bağlantı Testi	42
2.13.4. Mikrogerilim (Mikro Tensile) Bağlantı Testi.....	42
2.14. Zirkonyum Oksitin Fiziksel ve Mekanik Özellikleri	43
2.14.1. Zirkonyum Oksitin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler	44
2.14.2. Dayanıklılığı Ölçmeye Yarayan Testler	45
2.15. Termal Devirlendirme	45
3. MATERYAL VE METOT.....	47
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	47
3.2. Makaslama Bağlantı Testi İçin Seramik Örneklerin Hazırlanması.....	49
3.3. Kompozit Örneklerin Hazırlanması	52
3.4. Makaslama Bağlantı Testi Deney Gruplarının Oluşturulması	53
3.4.1. Çalışmada Uygulanan Yüzey işlemleri ve Uygulama Aşamaları.....	54
3.5. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu ile İncelenmesi	65
3.6. Kompozit Örneklerin Simantasyonu ve Termal Devirlendirme Uygulaması.....	66
3.7. Makaslama Bağlantı Testinin Uygulanması	68
3.8. Verilerin İstatistiksel analizlerinin Gerçekleştirilmesi.....	68
3.9. Üç-nokta Eğme Testi Deney Gruplarının Oluşturulması ve Örneklerin Hazırlanması	69
3.10. Yüzey İşlemlerinin Gerçekleştirilmesi ve Uygulama Aşamaları.....	70
3.10.1. Kumlama.....	70
3.10.2. Tribokimyasal Silika Kaplama	71
3.10.3. Lazer Uygulama.....	72
3.10.4. Elektro Erozyon ile İşleme	72
3.11. 3-nokta Eğme Testinin Uygulanması.....	74
3.12. Verilerin İstatistiksel Analizlerinin Gerçekleştirilmesi.....	75
4. BULGULAR.....	76
4.1. Grupların Makaslama Bağlanma Dayanıklılıkları Açısından Değerlendirilmesi	76
4.2. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri	78
4.3. 3-nokta Eğme Testi Sonucu Elde Edilen Verilerin Analizi	81
5. TARTIŞMA.....	84
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	103
KAYNAKLAR	104
ÖZGEÇMİŞ	117

1.GİRİŞ

Seramik biliminde son 10-15 yıl içinde ortaya çıkan gelişmeler; dental uygulamalarda, porselen, diğer inorganik ve metal olmayan alternatifleri ile kıyaslandığında daha yüksek kırılma dayanıklılığına sahip materyallerin, yani "zirkonyum alt yapılı seramiklerin" kullanımına imkân tanımıştır. Zirkonyum oksit seramikler diş hekimliği pratiğinde; sabit kron- köprü protezleri için koping olarak, implant dayanakları olarak, post-kor sistemlerinde ve ortodontik braket olarak pek çok alanda klinik kullanıma sahiptir (Denry ve Kelly, 2008).

Mekanik performans açısından üstün özellikleri olmasına rağmen, zirkonyumun yapısından kaynaklanan bazı problemler mevcuttur. Konvansiyonel simantasyon/bağlantı teknikleri zirkonyum oksit seramik uygulamalarının çoğunda yeterli bağlantı dayanıklılığı sağlayamamaktadır (Blatz ve ark., 2003; 2004; 2007). Zirkonyumda seramik rezin bağlantısını geliştirmek için, çeşitli kimyasal ve mekanik yöntemler denenmiştir. En yaygın kullanılan klasik yüzey pürüzlendirme yöntemi alüminyum oksit partikülleri ile kumlamaadır. Bu yöntemde yüzeyde hafif bir pürüzlendirme elde edilebilse de, her zaman güçlü bir bağlantı sağlanamamaktadır (Blatz ve ark., 2003; Özcan ve ark., 2008).

Literatürlerde zirkonyum oksit seramiklerle rezin simanların bağlantısı için mikro mekanik retansiyonun ne kadar önemli olduğu bildirilmiştir. Çünkü kimyasal olarak sağlanan adeziv bağlantı kontaminasyona müsaittir (Kern, 2009).

Hidroflorik asitle pürüzlendirme zirkonyum oksit seramiklerinde yeterli bir mikro mekanik retansiyon oluşturmamaktadır (Özcan ve Vallittu, 2003). Yapılan literatür taramalarından anlaşılmaktadır ki en uygun bağlantı yöntemi için henüz klinik bir konsensus bulunmamaktadır (Matinlinna ve ark., 2007). Dolayısıyla zirkonyum oksit seramikler için daha iyi bağlantı sağlayan alternatif yüzey işlemleri geliştirilmeye çalışılmaktadır.

Kıvılcımla işleme olarak da bilinen elektro erozyon ile işleme yöntemi dental olmayan endüstride yaklaşık olarak 50 yıldır kullanılmaktadır. Dental literatürdeki ilk kullanımı 1992 yılında rapor edilmiştir. Bu yöntem dikkatli ve kontrollü koşullar altında oluşturulan kıvılcımlar ile yüzeyden madde uzaklaştırılması esasına dayanmaktadır (Van Roekel, 1992).

Elektro erozyon ile işleme yönteminin diş hekimliğinde kullanımı, teleskop kuronların üretilmesinde titanyum implant destekli restorasyonlarda, implant protezleri için hareketli üst yapılar ile barlı sabit alt yapıların üretilmesinde ve ayrıca sabit dental protezlerle kombine hassas tutuculu hareketli bölümlü protezlerin üretilmesinde ve kenar iyileştirmelerinde kullanılmaktadır (Evans, 1997).

Bu kullanımlarının yanında elektro erozyon ile işleme yönteminin yüzey pürüzlülüğünü arttırmak amacıyla uygulandığı ön çalışmalar mevcuttur (İnan ve ark., 2006). Fakat bu çalışmalar titanyum gibi elektriksel olarak iletkenliği olan materyallerde yapılmıştır. Bir materyalin elektro erozyon yöntemi ile işlenebilmesi için elektriksel iletkenliği 100 Ω cm ile 300 Ω cm arasında olmalıdır (Trueman, 2000). Oysa zirkonyum oksit elektriksel iletkenliği 10^{11} Ω cm'den büyüktür. Yani zirkonyum oksit oldukça yalıtkan bir malzemedir. Zirkonyum oksit elektriksel iletken olmadığından dolayı; seramik yüzeyini elektro erozyon yöntemi ile işlemeye tâbi tutabilmek için dielektrik sıvı ve grafit tozu karışımı kullanılarak bu durumun üstesinden gelinmiştir. (PATENT BAŞLIĞI: Elektro Erozyon ile İşleme Yardımıyla Elektriksel İletken Olmayan İş Parçalarının İşlenmesi İçin Bir Yöntem Başvuru/Belge No: 2008-2934).

Yapılan literatür taramaları sonucunda zirkonyum oksit seramiklerde elektro erozyon ile işleme yönteminin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin araştırıldığı herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Dolayısıyla bizim çalışmamızın amacı, elektro erozyon ile işleme yöntemiyle zirkonyum oksit seramikler üzerinde yeni bir pürüzlendirme işlemi uygulayarak zirkonyum oksit seramiklerin rezin simanlarla olan bağlantı direncini arttırıcı alternatif bir yöntem geliştirmektir.

Bu çalışmanın hipotezi, alternatif bir yüzey işlemi olabilecek elektro erozyon ile işleme yönteminin zirkonyum oksit seramiklerin rezin simanlarla olan bağlantı direncini etkileyeceği ve zirkonyum oksit seramiklerde dayanıklılık açısından yapısal bir değişikliğe yol açmayacağı şeklinde oluşturulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Tanım

Seramik kelimesi Yunancada "yakılmış madde" anlamındaki keramostan gelmektedir. Sert ve kırılğan hale getirilmiş pişmiş topraktan oluşan seramik, antik çanak çömlek sanatının başlıca malzemesiydi. Günümüzde seramiği, "metalik ve metalik olmayan elementleri (alümina, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum, zirkonyum ve çoğunlukla oksijen) içeren bir madde" olarak tanımlamak mümkündür (McLaren ve Cao, 2009). Daha kısıtlayıcı bir terim olan porselen ise kaolin, kuartz ve feldsparın ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) karıştırılıp yüksek ısıda fırınlanması ile oluşturulan özel bir seramik türüdür. Dental seramikler, bu formüle bağlı kalınarak üretilen materyaller olduğu için, dental porselen tanımı da diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.1.2. Tarihçe

Seramiğin diş hekimliğinde ilk olarak kullanımı, 1789 yılında Fransız diş hekimi De Chemant ile eczacı Duchateau'nun geliştirdikleri ve patentini aldıkları hareketli protez dişleri ile olmuştur. Ancak o yıllarda fırınlama yöntemiyle elde edilen bu dişlerin protez kaide materyaline bağlanması mümkün olmadığı için kişisel protezlerin yapımında kullanılamamışlardır.

1808 yılında İtalyan diş hekimi Fonzi, porselen dişlerin arka kısımlarına platin kramponlar yerleştirerek metalik bir dayanağa lehimlenebilmelerini sağlamıştır. 1839 yılında Elis Widman tarafından daha saydam olan seramikler üretilmiş ve kullanıma sunulmuştur (Anusavice ve ark., 2012). Seramiğin kron köprü protezleri alanında kullanımı ise 1873 yılında Beers'in seramik tam kron fikrini ortaya atmasıyla başlamıştır. 1903 yılında Dr. Charles Land, platin foil üzerine yüksek ısıda porselen pişirerek, ağız içi kuvvetlere karşı oldukça dayanıksız olan ilk tam porselen jaket kron yapımını gerçekleştirmiştir. Daha dayanıklı olan metal destekli porselen sisteminin temelini oluşturan çalışmalar, 1962 yılında Weinstein tarafından yapılmış ve metal alaşımları ile ısıl olarak uyumlu yüksek genleşmeye sahip seramikler piyasaya sunulmuştur. Böylece 20. yüzyılın başlarında metal destekli seramik restorasyonlar klinik kullanıma girmiştir (Anusavice ve ark., 2012).

Metal desteğin seramiğe kazandırdığı yüksek direnç, metal destekli seramik restorasyonları protetik tedavinin temel uygulamaları haline getirmiştir. Ancak metalin sahip olduğu avantajların yanı sıra bir takım dezavantajları da mevcuttur. Son yıllarda bu dezavantajlar dikkate alınarak metal destekli porselen restorasyonlara alternatif, çok daha estetik ve biyouyumlu, güçlendirilmiş tam seramik restorasyonlar geliştirilmiştir (O'Brien, 2002).

Metal desteksiz restorasyonlardaki gelişmeler, 1965 yılında McLean ve Hugues'in porselene güçlendirici olarak alüminyum oksit (Al_2O_3) ilave etmeleri ile başlamıştır. %40-50 oranında Al_2O_3 içeren bir cam matriksten oluşan alüminöz alt yapı seramiği ile porselen jaket kronların kırılma dayanıklılığı önemli ölçüde arttırılmıştır. Bu kronlar ön bölgede başarıyla kullanılırken, molar dişlere yapılan tam seramik kronlar aynı başarıyı gösterememiştir. Ayrıca alüminöz alt yapı seramiğinin fırınlama sırasında yüksek oranda sinterizasyon büzülmesine uğraması iyi bir marjinal adaptasyon elde edilmesini zorlaştırmıştır. Tam seramik sistemlerdeki gelişmeleri, 1984 yılında Adair ve Grossman'ın camın kontrollü kristalizasyonunu sağladığı teknik (Dicor) izlemiştir. Aynı yıllarda yeni bir refraktör day (ısıya dayanıklı day) metodu olan %70 alumina içeren sistemi (Hi-Ceram) geliştirmiştir. 1989'da Sadoun tarafından slip casting yöntemi ile elde edilen alümina alt yapının cam infiltrasyonu ile güçlendirildiği sistem (In-Ceram) kullanıma sunulmuştur.

1990'ların başında basınçla dökülen, hacminin %34'ü lösitten oluşan, direnci ve marjinal adaptasyonu Dicor cam seramiklere benzeyen, fakat özel kristalizasyon aşaması bulunmayan bir cam seramik sistemi olan IPS Empress sistemi kullanıma sunulmuştur. Ancak bu sistemlerin hiç birinin çok üyeli sabit restorasyonların üretimine uygun olmaması, 1990'ların sonlarına doğru hacminin %70'i lityum disilikat kristallerinden oluşan ikinci premolara kadar uzanan 3 üyeli köprülerin üretimine imkan veren ve yüksek kırılma direncine sahip IPS Empress 2'nin geliştirilmesini sağlamıştır. Bunun ardından sinterlenerek, millenerek basınç ile dökülerek alümina alt yapı seramiklerin üretildiği Procera Allceram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), cam infiltr alumina alt yapı seramiği olan In-ceram Alumina (VITA Zahnfabrick, Almanya), cam infiltr zirkonya-alümina alt yapı seramiği olan In-ceram Zirkonia (VITA Zahnfabrick, Almanya), kısmen ya da tamamen sinterlenmiş zirkonya ingotların (çekirdek) CAD/CAM cihazları ile işlenmesi sonucu üretim yapan Lava (3M Espe AG, Seefeld,

Almanya/ABD), sinterlenmemiş zirkonya seramiklerin millenerek şekillendirildiği Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya) ve preperasyonu tamamlanan dişin sanal görüntüsü elde edilerek buna göre protezin milleme işlemi ile üretildiği Cerec (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) sistemleri geliştirilmiş ve böylece IPS Empress 2'ye kıyasla çok daha sert, güçlü ve kırılmaya karşı dayanıklı dental seramikler kullanıma sunulmuştur (Anusavice ve ark., 2012).

2.1.3. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı ve Özellikleri

Diş hekimliğinde kullanılan seramiğin yapısı dört oksijen (O^-) atomunun, merkezde yer alan bir silisyum (Si_4^+) ile kimyasal bağlar yaparak oluşturduğu silisyum tetrahedradan (SiO_4) oluşmaktadır. SiO_4 dental seramiğin çekirdek yapısı olup, dental seramiği oluşturan feldspar, kaolin ve kuartzın içeriğinde bulunmaktadır (Nayır, 1999; Anusavice ve ark., 2012).

Temel yapı üç ana maddeden oluşur:

Feldspar

Potasyum alüminyum silikat ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) ve albit'in ($Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) karışımıdır. Kristal opak bir madde olup camsı fazı sağlar. Kuartz ve kaoline matriks olarak yardımcı olur. Doğal feldspar saf olmayıp potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Feldsparın soda formu ergime sıcaklığını düşürürken, potas formu ergimiş camın viskozitesini artırarak fırınlama sırasında oluşan toplanma ve piropplastik akmayı azaltır. Bu son derece yararlı bir özellik olup, marjinlerin yuvarlaklaşmasını, diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek krona doğal görünüş sağlamaya yardım eder (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Kuartz

Silika (SiO_2) yapısında olan kuartz, matriks içinde doldurucu görevi yapar, pişme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler ve kitleye stabilite sağlar. Eriyerek şekillenme ısısı çok yüksek olduğu için pişirme sırasında serbest duran seramik restorasyonun şeklini korumasına yardım eder. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Kaolin

Çin kili olarak isimlendirilen kaolin, bir alüminyum hidrat silikatıdır ($Al_2O_3.SiO_2.2H_2O$). Opak olduğundan çok az miktarda kullanılır. Isıya oldukça

dayanıklıdır. Porselen hamuruna elastikiyet verir. Dental porselende çok az kullanılan ya da hiç kullanılmayan kaolinin yapıştırıcılık ve şekillendiricilik özelliğinden istifade edilir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Porselene üretimi sırasında bu üç temel maddenin dışında çeşitli renk pigmentleri, ara oksitler, akışkanlar veya cam modifiye ediciler ve opaklaştırıcı veya floresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da eklenmektedir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Kelly ve ark., 1996; Anusavice ve ark., 2012).

Renk Pigmentleri

Dental porselenlerde kullanılan feldspar, nispeten saf ve renksiz olduğundan doğal diş tonunu taklit edebilecek renkte restorasyonlar üretebilmek için porselenin yapısına renk pigmentleri ilave edilir. Kullanılan pigmentler, porselenin erime ısısında stabil kalabilen metal oksitlerdir. Renk oluşturan pigmentler; demir, nikel, bakır, titanyum, manganez, kobalt, zirkonyum, titanyum ve kalay gibi metal oksitlerdir (Nayır, 1999; Anusavice ve ark., 2012).

Ara Oksitler

Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerde temel yapı olan SiO_4 'e cam modifiye ediciler ve akışkanların ilave edilmesi, porselenin sadece erime noktasını düşürmez aynı zamanda viskozitesini de azaltır. Diş hekimliğinde kullanılan oksitlerle akışkanlığa direnç elde edilmektedir Bu nedenle porselenlerin düşük fırınlama ısısına sahip, ancak yüksek viskozitede olması arzu edilmektedir. Bu amaçla porselen tozuna ara oksitler ilave edilmektedir (Anusavice ve ark., 2012).

Akışkanlar ve Cam Modifiye Ediciler

Silisyum tetraoksitin (SiO_4) yapısını bozarak termal genleşme katsayısını arttırmak ve porselenin erime derecesini düşürmek amacıyla porselen tozuna potasyum sodyum ve kalsiyum iyonları eklenmektedir (Anusavice ve ark., 2012).

Opaklaştırıcı Ajanlar

Seramiğe eklenen renk fritleri, porselenin fazla şeffaflaşmasına neden olmaktadır. Özellikle dentin renklerinde yüksek opasiteye gerek duyulduğundan dolayı, porselen yapısına opaklaştırıcı ajanlar eklenir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince partikül boyutlarında öğütülmüş metal oksitler içermektedir. Bu amaçla sıklıkla kullanılan oksitler: seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksittir (O'Brien, 2002).

2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan seramikleri çok çeşitli şekillerde sınıflandırmak mümkündür:

2.2.1. Uygulama Alanlarına Göre Sınıflama

Seramiklerin diş hekimliğinde, metal destekli seramik restorasyonlar ile tam seramik restorasyonlar olmak üzere iki temel uygulama alanı vardır. Bunların yanı sıra implant dayanağı olarak, tam protez dişlerinin yapımında ve ortodontik braket olarak uygulama alanları da mevcuttur (Sakaguchi ve Powers; 2012).

2.2.2. Sinterleme Isılarına Göre Sınıflama

- Yüksek ısı porseleni (>1300°C)
- Orta ısı porseleni (1101°C-1300°C)
- Düşük ısı porseleni (850°C-1101°C)
- Ultra düşük ısı porseleni (<850°C)

2.2.3. Üretim Tekniklerine Göre Sınıflama

Günümüzde dental seramiklerin üretiminde çok çeşitli teknikler mevcuttur. Bunlardan metal destekli seramik restorasyonların üretiminde kullanılan yöntem olan sinterleme, seramik tozunun uygun yoğunluğa gelene kadar yüksek ısıda fırınlanması işlemidir. Bu işlem fırınlama sıcaklığına ulaşıldığında vizköz akıcılık ile beraber porların eliminasyonu ile meydana gelmektedir. Tam seramikler, sinterleme ile üretilebilseler de, ısı-basınç, slip-casting ve CAD/CAM (Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim) gibi çok çeşitli üretim tekniklerine sahiptirler. Hatta final restorasyonun üretiminde bu tekniklerden bazıları örneğin, CAD/CAM ve ısı basınçla şekillendirme gibi yöntemler kombine olarak kullanılabilirler. Örneğin: IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sisteminde yarı sinterlenmiş zirkonyum bloklardan alt yapı frezelenerek şekillendirildikten sonra üst yapı yüksek translusent özelliğe sahip seramik ingotun, IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) alt yapıya ısı ve basınçla preslenmesi ile elde edilmektedir (Beuer ve ark., 2009; Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.2.4. Kimyasal Kompozisyonlarına Göre Sınıflama

Dental seramikler uygulama alanları ve üretim tekniklerine bakılmaksızın içerdikleri camsı veya kristalin fazlara göre de sınıflandırılabilirler. Mevcut kristalin

fazın içeriği, miktarı ve pörözitesi, dental seramiklerin hem mekanik hem de optik özelliklerini etkiler. Kristalin fazın içeriğinin artması çatlağın ilerlemesine karşı direnç oluşturur ve yapıyı güçlendirirken aynı zamanda materyalin ışık geçirgenliğinin de azalmasına neden olmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Kelly (2008), dental seramikleri kimyasal kompozisyonlarına göre; cam seramikler, doldurucu içeren cam seramikler ve polikristalin seramikler olmak üzere üç temel gruba ayırmıştır (Tablo 1).

Tablo 1. Kimyasal Kompozisyonlarına göre Dental Seramikler (Kelly, 2008'den uyarlanmıştır)

Temel Yapı	Doldurucular
Cam Seramikler(aluminosilikat)	Yüksek erime noktasına sahip camlar (%40) Nefelin (%40) Albit (%40) Lösit (%40-%50)
Doldurucu İçeren Cam Seramikler (Lityum, Lantanyum)	Lityum Disilikat (%70) Alumina (%70) Spinel (%70) Alumina/Zirkonya (%70)
Polikristalin Seramikler (Alumina, Zirkonya)	%3 Mg (stabilize edici) %3-5 Yitrium (stabilize edici) %3-5 Seryum (stabilize edici) %3-5 Alüminyum (stabilize edici)

Cam Seramikler (Predominantly Glass)

Cam seramikler, mine ve dentinin optik özelliklerini en iyi şekilde yansıtan dental seramik türüdür. Opalesans ve renk gibi özellikleri kontrol edebilmek amacıyla çok az miktarda doldurucu partikül içermektedir. Temel yapısı feldspatik aluminosilikattan oluşan cam seramiklerde, doldurucu olarak yüksek erime noktasına sahip camlar, nefelin, albit veya lösit kullanılmaktadır. Üretimin sinterleme, ısı-basınç ya da CAD/CAM ile gerçekleştirilebildiği cam seramikler ile onley, 3/4 kron ve anterior tam kron elde edilebilmektedir. Vita Blocks Mark II (VITA Zahnfabrick, Almanya),

IPS EmpressCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Cerinate (Den-Mat, Santa Maria, ABD) ve Fortress (Chameleon Dental, ABD) cam seramikler ile üretim yapan sistemlere verilebilecek örneklerdir (Conrad ve ark., 2007; Kelly, 2008).

Doldurucu İçeren Cam Seramikler (Particle Filled Glass)

Doldurucu içeren cam seramiklerde temel yapıyı, yüksek lityum ya da lantanyum cam içeriğinin meydana getirdiği seramiğe, mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla kristalin ya da yüksek erime sıcaklığına sahip cam partiküllerinden oluşan doldurucular ilave edilmektedir. Bu amaçla %70 oranında lityum disilikat, alumina, spinel ya da alumina/zirkonya kullanılmaktadır. Üretimin ısı-basınç, cam infiltrasyonu ya da CAD/CAM ile gerçekleştirilebildiği doldurucu içeren cam seramikler ile 3/4 kron, tam kron ve anterior köprü elde edilebilmektedir. IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrick, Almanya), In-Ceram Zirkonia (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve In-Ceram Spinell (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) doldurucu içeren cam seramikler ile üretim yapan sistemlere verilebilecek örneklerdir (Conrad ve ark., 2007; Kelly, 2008).

Yukarıda bahsedilen seramiklerin dışında çeşitli firmalar (Dentsply, Vitazahnfabrik vs) tarafından yeni jenerasyon yüksek dayanıklı **ZLS** (zirconia-reinforced lithium silicate), "zirkonyum ile güçlendirilmiş cam seramik" türü piyasaya sunulmuştur. Bu seramik türünde lityum oksit ve silikon oksite ilave olarak camı yapının içerisinde çok iyi dağılmış olarak bulunan zirkonyum dioksit kristalleri bulunmaktadır. Lityum disilikat kristallerine göre yaklaşık 3 kat daha küçük olan zirkonyum dioksit kristalleri, yapıda yaklaşık %10 oranında bulunmaktadır. Hem zirkonyum dioksitin tanecik boyutunun küçük olması hem de yapıda camı içeriğinin konvansiyonel lityum disilikat seramiklere oranla daha fazla olması bu seramik türünün daha translusent olmasını sağlamaktadır. Üretimin CAD/CAM sistemi ile gerçekleştirilebildiği bu seramik türünde anterior ve posterior kronlar ile inley ve onley restorasyonlar elde edilebilmektedir (Dentsply Int., 2013).

Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramikler, düzgün bir sırada yoğun olarak birleşmiş atomlar içeren ve camı komponentler içermeyen materyallerdir. Bu materyaller, atomların daha az yoğun olduğu, düzensiz yapıya sahip camlara göre mikro çatlak oluşumuna karşı

daha dirençlidirler. Bu özellikleri sayesinde cam bazlı seramiklere nazaran daha sert ve daha dayanıklıdır ancak, CAD/CAM sistemleri kullanılmaksızın şekillendirilemezler (Kelly ve Benetti, 2011).

Bu yüksek dayanıklı seramikler, camsı seramiklerle kıyaslandığında oldukça opaktırlar. Bu nedenle protezin estetik bölgelerinde tamamen tek başlarına kullanılamazlar ve estetik, üst yapıda kullanılan camsı seramiklerle sağlanır (Kelly ve Benetti, 2011). Alüminyum oksit (Al_2O_3) ve Zirkonyum oksit (ZrO_2) yaygın olarak kullanılan polikristalin seramiklerdir. Onley, 3/4 kron, tam kron ve anterior köprülerin yanı sıra posterior köprü ve implant üstü restorasyonların da üretilebildiği polikristalin seramiklerin kullanıldığı sistemlere örnek olarak: Vita In-Ceram AL Cubes (VITA Zahnfabrick, Almanya), Procera AllCeram (Procera Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), IPS e.max ZirCAD ((Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Lava (3M Espe, Seefeld, Almanya/ABD), Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya) ve DC-Zirkon (DCS Dental, Allschwill, İsviçre) sistemleri sayılabilmektedir (Conrad ve ark., 2007).

2.3. Zirkonyum Oksit

Adını, Farsçada âzar (ateş) ve gûn (renk) kelimelerinin birleşmesinden oluşan ateş rengi anlamındaki "âzargûn"dan alan zirkonyum (Zr) kimyasal bir elementtir. Atom numarası 40, atomik ağırlığı 91.22 g/mol olan ve periyodik cetvelin 5. periyodunda 4b grubunda yer alan bir geçiş elementidir (Polat ve ark., 2008; Malkoç ve Sevimay, 2009). Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkte olup doğada hiçbir zaman tek başına (serbest metal olarak) bulunmaz. Çok reaktif bir madde olup, havada veya sıvı içerisinde yüzeyinde hemen oksit tabakası oluşmakta ve oluşan oksit tabakası zirkonyumun korozyona karşı dirençli olmasını sağlamaktadır (Piconi ve Maccauro, 1999).

Zirkonyumun bilinen mineralleri: Zirkonyum Silikat ($ZrSiO_4$) yani Zirkonat (ZrO_3), Zirkonil tuzu (ZrO_{+2}) ve Zirkonyum oksit (ZrO_2)'tir (Malkoç ve Sevimay, 2009). Zirkon (ZrO_2), zirkonyumun en önemli bileşimidir ve zirkonya, zirkonyum dioksit, baddeleyit olarak da adlandırılmaktadır (Koçak ve Türker, 2006).

Zirkonyum oksit (ZrO_2), ilk olarak 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından zirkon taşının ısıtılması ile elde edilmiştir. 1824 yılında ise İsveçli kimyager Jöns Jacob Berzelius tarafından potasyumla işlenerek izole edilmiştir (Manicone ve ark., 2007; Bultan ve ark., 2010).

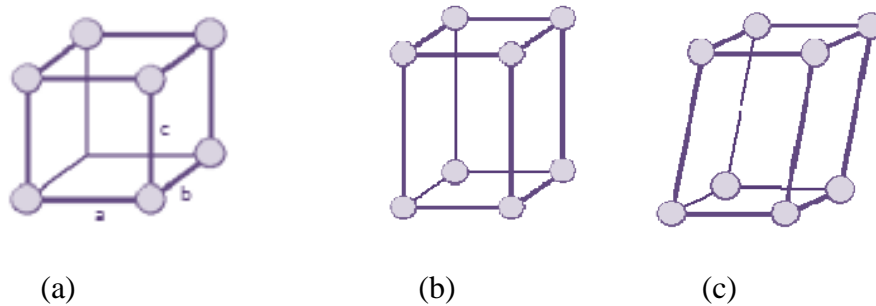
Zirkonya uzun seneler diğer metal oksitlerle birlikte renklendirici olarak kullanılmıştır. Günümüzde ise düşük ısı iletkenliği, dayanıklılığı, korozyona karşı oldukça dirençli olması sayesinde çelik eldesinde, flaş ampullerinde, patlayıcılarda ve yapay ipek yapımında; radyasyona karşı çok dirençli olduğu için nükleer reaktör yakıtlarının yalıtımında, ısı şokuna dayanıklı laboratuvar malzemelerinin üretiminde, metalürjik fırınların kaplanmasında ve ısıya dayanıklı madde olarak cam seramik endüstrilerinde kullanılmaktadır. Uсталıkla kesildiği takdirde fazlasıyla ışıltı vermesi nedeniyle elmasa en yakın taştır ve imitasyonu olarak da kullanılabilir (Bultan ve ark., 2010).

Tıpta zirkonyumun kullanımı ilk defa 1969 yılında olmuştur. Zirkonyum oksit, titanyum ya da alüminyum oksit yerine kalça başı protezleri için yeni bir materyal olarak önerilmiştir (Malkoç ve Sevimay, 2009). Ancak 2001 yılından sonra bir seri başarısızlıktan dolayı biyomedikal kullanımı %90 oranında azalmıştır (Uludamar ve ark., 2012).

Zirkonyum oksit diş hekimliğinde implant dayanağı (abutment) olarak, ortodontik braket yapımında, protetik restorasyonlarda post ve kor materyali olarak, kron ve köprülerde kuvvetlendirici alt yapı olarak ve kompozit rezinlerin içine farklı oranlarda ilave edilerek kompozit materyalini güçlendirmek amacıyla kullanılmaktadır (Kosmac ve ark., 1999; Koçak ve Türker, 2006).

2.3.1. Zirkonyum Oksitin Mikro Yapısal Özellikleri

Zirkonya; kübik (c), tetragonal (t) ve monoklinik (m) formlarda bulunabilen polimorf bir yapıya sahiptir (Şekil 1):



Şekil 1. Zirkonyum oksitin polimorfları **a.** Kübik form **b.** Tetragonal form **c.** Monoklinik form (Bultan ve ark., 2010'dan).

Kübik sistemde a,b,c eksenleri dik ve boyları birbirine eşittir. Tetragonal formda a ve b eksenleri birbirine eşit boyda fakat c ekseni bunlardan daha uzundur ve

tipik şekli kare tabanlı dik prizmadır. Monoklinik sistemde birbirinden farklı boyda üç eksen vardır ve tipik şekli dikdörtgen tabanlı eğik prizmadır (Vagkopoulou, 2009).

Saf zirkonya oda ısısında monoklinik fazdadır. Bu faz 1170°C'ye kadar stabildir. Sıcaklık bu derecenin üzerine çıktığında önce tetragonal faza, 2370°C'nin üzerinde ise kübik faza geçer. Soğuma sırasında 1070°C'nin yaklaşık 100°C altında iken tetragonal fazdan monoklinik faza geçer. Soğuma sırasında meydana gelen bu faz değişimi hacimde %3-5 oranında artışa sebep olur. Bu hacimsel artışlar yapıda gerilim streslerine ve mikro çatlakların oluşmasına sebep olarak zirkonyumu mekanik olarak dayanıksız hale getirir. Bu da saf zirkonyanın dental olarak kullanımını imkansız hale getirmektedir. Bununla birlikte yapıya Mg, Ca, Sc ve Y gibi stabilize edici elementlerin ilave edilmesi ile yüksek sıcaklıklarda stabil olan tetragonal faz, oda sıcaklığında da stabil hale gelir. Böylece tetragonalden monoklinik faza dönüşürken meydana gelen streslerden korunur ve mikro çatlakların oluşumu önlenerek tetragonal fazın pozitif mekanik özellikleri korunmuş olur (Anusavice ve ark., 2012).

2.3.2. Tetragonal Fazın Stabilizasyonu

Saf zirkonya, sinterizasyon işlemi sonrası büyük miktarda ısı düşüşü ve hacminde önemli değişiklikler göstermekte, bu durum kitleye stabil olmayan bir özellik kazandırmaktadır (Karakoca ve Yılmaz, 2006). Tetragonal zirkonya polikristal bileşenlerinin ömrü boyunca stabil halde kalması, biyo materyal olarak zirkonyadan beklenen performansın sağlanmasında anahtar noktadır (Fischer ve ark., 2008).

Saf zirkonyanın CaO, MgO ve Y₂O₃ gibi oksitlerin ilavesi ile yapının ısı işlemler karşısında verdiği reaksiyon değişir. Saf zirkonya, bu stabilizatörlerin ilavesi ile 1000°C'nin üzerine ısıtıldığında tetragonal faza geçer fakat tekrar oda ısısına düşürüldüğünde ise saf zirkonyadan farklı olarak yapı, kübik ile tetragonal fazın karışımı halini alır. Sonuç olarak oda sıcaklığında yarı stabil zirkonyanın yapısı çoğunlukla kübik faz, düşük oranlarda tetragonal ve monoklinik fazdan oluşur (Piconi ve Maccauro, 1999; Bultan ve ark., 2010).

Günümüz diş hekimliğinde tetragonal faz stabilizasyonunu sağlamak için üç farklı sistem kullanılmaktadır:

- Magnezyum katyonu ilave edilmiş kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ)
- Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina (ZTA)

- Yitriyum katyonu ilave edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP)'dir (Denry ve Kelly, 2008).

Magnezyum ile Stabilize Parsiyel Zirkonya (Mg-PSZ)

Pöröz bir yapıya ve büyük gren boyutuna (30-60 μ) sahip olması nedeniyle, aşındırıcı özelliği yüksek olan bu seramik türünde, MgO miktarı %8-10 mol arasında değişmektedir (Denry ve Kelly, 2008; Thompson ve ark., 2011). Yüksek sinterleme sıcaklığının yanı sıra (1680°C-1800°C) soğuma döngüsü, özellikle yaşlanma fazı olan 1100°C'de dikkatle kontrol edilmesi gereken materyalin bu fazında, dönüşebilen faz çökeltileri meydana gelmektedir. Bu çökeltilerin hacimsel miktarı, malzemenin kırılma dayanıklılığını kontrol eden kritik faktördür. SiO₂'den yoksun Mg-PSZ elde etmenin zorluğuna bağlı olarak magnezyum silikat, grenlerdeki magnezyum içeriğini düşürerek t-m (tetragonal-monoklinik) faz dönüşümünü tetikleemektedir (Denry ve Kelly, 2008). Bu durum düşük mekanik özellikler ve daha az stabil malzeme ile sonuçlanmaktadır. Denzir-M (Dentronic AB) Mg-PSZ ile üretim yapan sistemlere örnektir (Sundh ve Sjögren, 2006).

Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alumina (ZTA)

Zirkonyanın faz değişimi özelliğinin alümina içerikli cam seramiklerde kullanımı esasına dayanan bu seramikler; ZrO₂ ile sertleştirilmiş alümina (Al₂O₃) veya ZrO₂ ile sertleştirilmiş mullit (3Al₂O₃ 2SiO₂), ZTA ve ZTM olarak adlandırılmaktadır. Diğer zirkonyalardan farkı; tetragonal fazın oda sıcaklığında stabilizasyonu için temel olarak ilave iyonların kullanılması yerine, durumun kontrolünün tanecik boyutları, tanecik morfolojisi ve lokasyonu (intra veya inter granüler) ile sağlanmasıdır. Bu gruba verilebilecek en yaygın örnek In-Ceram Zirkonya (VITA Zahnfabrick, Almanya)'dır

In-Ceram Zirkonya sisteminde alüminyum oksit içeriğine ek olarak seryum ile stabilize edilmiş %33 oranında zirkonya (12Ce-TZP) yapıya dahil edilmiştir. In-Ceram Zirkonya, slip-cast ya da CAD/CAM tekniği kullanılarak işlenebilmektedir. Yapı 1100°C'de 2 saat süreyle sinterlendikten sonra cam infiltrasyon işlemi gerçekleştirilir. Bu işlem sonucunda yapının %23'ünü cam faz oluşturur. Yapısının slip-cast tekniği ile hazırlanması büzülmenin asgari gerçekleşmesini sağlarken, pörözitenin artmasına neden olur. Bu pörözite ise ZTA seramiklerinin mekanik özelliklerinin 3Y-TZP seramiklerden daha zayıf olmasına sebep olmaktadır. Bununla birlikte seryum ile stabilize edilmiş zirkonyanın, 3Y-TZP seramiklere oranla benzer koşullarda ısıl stabilitesinin daha iyi

ve düşük ısı bozulmasına karşı da daha dayanıklı olduğu bilinmektedir (Denry ve Kelly, 2008).

Yitriyum Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali (Y-TZP)

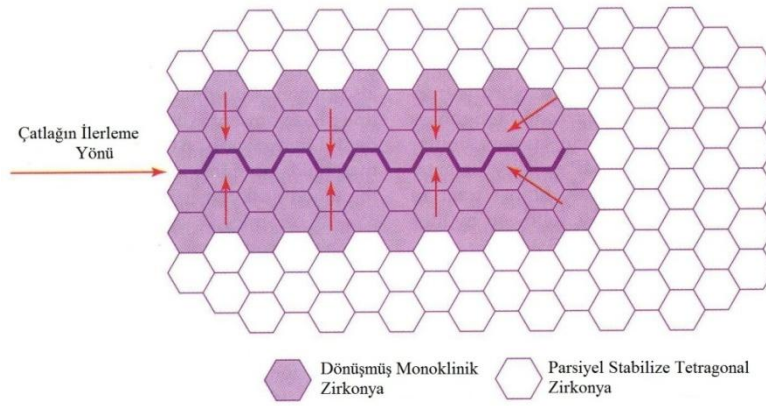
Stabilize edilen zirkonya materyalleri arasında biyomateryal olarak en çok kullanılan, yitriyum oksit (Y₂O₃), saf zirkonyaya ağırlığının %3-5 oranında ilave edilmesiyle elde edilen yitriyum stabilize tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP)'dir (Karakoca ve Yılmaz, 2006). Yapı içinde rastgele dağılmış olan stabilize edici Y⁺³ ve Zr⁺⁴ katyonları, oksijen anyonları ile elektriksel nötralizasyonu sağlayarak zirkonyayı stabilize etmektedir (Piconi ve Maccauro, 1999). Y-TZP cam faz içermeyen çok küçük (0.5µm) kristal partiküllerinden oluşmuş bir yapıya sahiptir (Karakoca ve Yılmaz, 2006).

Y-TZP'nin mekanik özellikleri içerdiği kristalin partikül boyutundan büyük oranda etkilenir (Ruiz ve Readey, 1996). Kritik partikül boyu olan 1µm'den daha büyük partiküllerin kullanılması yapının stabilitesini bozar ve *t-m* (tetragonal-monoklinik) spontan faz değişimini hızlandırarak tetragonal fazın oranını düşürür. Partikül boyutunun azaltılması ise faz değişimini engelleyerek mekanik özellikleri zayıflatır. Üstelik çok küçük tanecik boyutlarında (<0,2 µm) transformasyon gerçekleşmeyip materyalin kırılma sertliği (fracture toughness) azalmaktadır. Bir Y-TZP kitlesini oluşturan tanecik boyutunu belirleyen faktör ise sinterizasyon sıcaklığı ve süresidir. Yüksek sinterizasyon sıcaklığı ve uzun sinterizasyon süresi daha büyük taneciklerin oluşumunu sağlamaktadır. Sonuç olarak bu materyalin üretim aşamasındaki sinterizasyon koşullarının, elde edilen ürünün stabilitesi ve mekanik özellikleri üzerinde önemli etkisi olduğu bilinmektedir (Ruiz ve Readey, 1996; Denry ve Kelly, 2008). Diş hekimliğinde kullanılan Y-TZP seramiklerin mikro yapısı 0,2-0,5 µm çapında eşit eksenli taneciklerden oluşmaktadır (Guazzato ve ark., 2004).

2.3.3. Dönüşüm Sertleşmesi

Zirkonya bazlı seramiklerin dayanıklılığı ve direnci söz konusu olduğunda sahip oldukları sertleşme mekanizması hesaba katılmalıdır. Sertleşme mekanizmaları; çatlak sapması (crack deflection), bölge korunması (zone shielding), temas korunması (contact shielding) ve çatlak köprülemesi (crack bridging) olarak sayılabilir (Chai ve ark., 2007). En önemli sertleşme mekanizması, tetragonalden monoklinik faza dönüşümün aracılık ettiği "temas korunması" dır (Chai ve ark., 2007).

Kafese benzer bir düzende bulunan tetragonal zirkonya polikristalleri; gerilim stresleri, aşındırma, sinterizasyon sonrası soğuma ve yüksek mekanik kuvvetler gibi dış streslerin sebep olduğu bir çatlakın başlangıç aşamasında tetragonalden monoklinik faza dönüşmekte ve bu dönüşüm hacminde %3-5'lik artışa yol açmaktadır. Hacim artışı, çatlak tepesinin yakınındaki sıkıştırıcı stresi arttırmakta dolayısıyla çatlakın ilerlemesini ve büyümesini önlemektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012). Böylece dış streslerin yıkıcı etkisi nötralize edilmekte ve tüm yapı güçlenmektedir (Şekil 2). Bu fiziksel özellik "transformasyon/dönüşüm sertleşmesi" olarak tanımlanmaktadır (White ve ark., 2005).



Şekil 2. Dönüşüm sertleşmesi mekanizmasının şematik görünümü (Sakaguchi ve Powers, 2012'den uyarlanmıştır).

Zirkonyumun üstün mekanik özelliklerinden dönüşüm sertleşmesi mekanizması sorumludur (Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.4. Y-TZP Esaslı Alt Yapı Üretimi

Y-TZP esaslı alt yapı üretimi day üzerinde direkt sinterizasyonla üretim için uygun değildir. Y-TZP seramikler sadece freze tekniği ile şekillendirilebilmekte ve bu nedenle zirkonyum esaslı seramik sistemlerin üretiminde CAD/CAM sistemleri gerekmektedir (Ludthardt ve ark., 1999).

Y-TZP restorasyonların üretimi, yarı sinterize blokların frezeleme ile şekillendirilmesinin ardından yüksek sıcaklıklarda sinterlenmesi ile veya tam sinterize blokların sisteme ait freze ünitesi tarafından şekillendirilmesi ile yapılmaktadır (Meyenberg, 1995). Y-TZP blokların makine ile şekillendirilmesi esasına dayanan bu sistemler, iki grup altında incelenebilmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012):

- Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim (CAD/ CAM- Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing)
- Seramiğin direkt İşlenmesi (DCM, Direct ceramic machining)

2.4.1. CAD/CAM

Günümüzde mevcut dental CAD/CAM sistemleri üç bölümden oluşmaktadır:

1. Tarayıcı (Scanner): Komşu dişleri, diş hekiminin yaptığı preparasyonları ve oklüzyondaki dişlerin geometrisini intra oral yada ekstra oral olarak tarayarak verileri bilgisayar ortamında aktarır. Dental kullanımlar için üç tip tarayıcı bulunmaktadır: Mekanik tarayıcıda bir iğne ucu veya pin aracılığı ile güdük üzerinden tarama yapılır. İntra oral tarayıcıda prepare edilmiş ve komşu dişlerin anatomik yapıların görünümü kaydedilerek dijital bir görüntü elde edilir. Optik tarayıcıda ise renkli ışık veya beyaz ışık ile güdük yüzeyi optik olarak taranır (Tinschert ve ark., 2004).

2. Yazılım (Software): Kişiye özgü restorasyonların üretilmesine ve dizaynına müsaade eden yazılım programları geliştirilmiştir. Bilgisayar ekranında restorasyonun planlanmasının ve üç boyutlu dizaynının yapılabilmesi için bilgisayar ünitesi içerir.

3. Donanım (Hardware): Bilgisayarda üç boyutlu olarak tasarımı yapılan restorasyonlar bilgisayara bağlı makine ve aletlerin yardımıyla kazıma ve aşındırma işlemleri ile şekillendirilerek üretilirler.

Günümüz diş hekimliğinde bu yöntem ile üretim yapan sistemlere; Etkon (Etkon, Gräfelfingen, Almanya), Everest (KaVo, Leutgirsch, Almanya), Lava (3M Espe, Seefeld, Almanya/ABD), Procera (Nobel Biocare, İsveç), Cercon (DeguDent, Frankfurt, Almanya), Precident DCS (DCS Dental, Allshwil, İsviçre) ve Cerec 3D (Sirona, Bensheim, Almanya) örnek olarak verilebilir (Witkowski, 2005).

2.4.2. Seramiğin Direkt İşlenmesi

Seramiğin direkt işlenmesi zirkonyumdan yapılan yarı sinterlenmiş pöröz yapıdaki blokların aşındırılarak genişletilmiş altyapıların oluşturulması esasına dayanmaktadır. Bu teknik, zirkonyum alt yapılı restorasyonların yapımının kolay, hızlı ve güvenilir olmasını sağlamaktadır. Şekillendirme sonrası tüm kitle sinterlenmekte ve homojen bir büzülme göstermektedir

Sistemin işleyişi, restorasyonun tasarımı aşamasında CAD/CAM tekniğinden farklılık göstermektedir. Prepare edilen dişin day örneği üzerinde yapılacak

restorasyonun alt yapısı rezin esaslı bir materyal ile modele edilmektedir. Model cihaza taşınmakta ve mekanik bir sensör veya lazer ile tüm yüzeyler taranmaktadır. Yüzeyle ait veriler sinterleme büzülmesini karşılayacak miktarda genişletilmektedir. Hesaplanan yeni veriler aşındırma cihazına iletilmekte ve blok bu ölçülerde şekillendirilmektedir. Kitle sinterizasyon sonucu gerçek boyutlarına kavuşmaktadır (Witkowski, 2005; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Bu sistemlere örnek olarak ZirkonZahn sistemi (Steger, Brunneck, İtalya) ve Ceramill Zi (Amann Girschbach, Pforzheim, Almanya) verilebilir.

2.5. Zirkonyanın Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyum bloklar aynı kimyasal kompozisyona sahip olmalarına rağmen, bükülme direnci açısından farklılık gösterebilmektedirler. Bu fark bloğun elde edilme şekli ile ilgilidir. Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemlerinde kullanılan zirkonya blokların hazırlanışında üç farklı yöntem mevcuttur (Tinschert ve ark., 2004; Witkowski, 2005):

2.5.1. Dry-pressed Zirkonya Seramikler

Bu yöntem herhangi bir sinterleme işlemine tabi tutulmadan sıkıştırılarak elde edilen pöröz yapıdaki Y-TZP bloklardan; frezeleme ile alt yapıların şekillendirilmesi esasına dayanır. Sinterleme sırasındaki büzülmeyle kompanze etmek amacıyla alt yapı yaklaşık %20-25 oranında daha büyük hazırlanır. Hazırlanan alt yapı daha sonra sinterleme işlemine tâbi tutulur.

Bu yöntemin avantajları üretimin daha hızlı yapılabilmesi ve frezeleme sırasında kullanılan aletlerdeki aşınma miktarlarının daha az olmasıdır. aynı zamanda "green stage" yani "ham şekillendirme" olarak adlandırılan bu bloklarla üretim yapan sistemlere örnek olarak, ZirkonZahn (Steger, Brunneck, İtalya) ve CE.NOVACTION sistemi (CE.NOVACTION, Hermsdorf, Almanya) verilebilir (Denry ve Kelly, 2008).

2.5.2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonya Seramikler (Cold-İsostatically Pressed, Presintered)

Literatürde "presintered" veya "non-HIP" zirkonya olarak adlandırılan bloklardır. "HIP" kelimesi "Hot Isostatic Pressing" kelimelerinin baş harflerinden oluşan bir sinterleme tekniğidir. Y-TZP tozunun üretimi sırasında blokların preslenebilmesi için içeriğinde bağlayıcı madde bulunmaktadır ve bu bağlayıcı, presinterizasyon esnasında elimine olmaktadır. Isı uygulanmadan basınçla sıkıştırılan

zirkonya tozu devamında 1350-1550°C'de 2 ila 5 saat süreyle ön sinterleme işlemine tâbi tutulur (Kelly ve Denry; 2008). Non-HIP bloklar %40 yoğunluğa sahiptirler. Yapıyı kompakt hale getiren sinterleme işlemi tam olarak uygulanmadığı için yapı oldukça pörözdür ve mekanik özellikleri zayıftır. Seramiğin sinterlenmesi sırasında yaklaşık olarak %20-25 oranında meydana gelen büzülme, non-HIP zirkonya blokların imalatı sırasında henüz gerçekleşmediği için hazırlanan restorasyonlar esas boyutundan daha büyük boyutlarda şekillendirilirler (Tinschert ve ark., 2004; Denry ve Kelly, 2008).

Bu yöntemle üretim yapan sistemlere örnek olarak; LAVA Frame (3M Espe, Seefeld, Almanya), Vita YZ Cubes (VITA Zahnfabrick, Bad Säckingen, Almanya), CEREC InLab (Sirona, Bensheim, Almanya), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), ZS Blanks EVEREST (KaVo, Leutkirch, Almanya), Ceramill Zi (Amann Girrbach, Pforzheim, Almanya) ve DC Shrink Precident (DCS Dental, Allschwil, İsviçre) verilebilir (Strub ve ark., 2006; Denry ve Kelly, 2008).

2.5.3. Tam Sinterlenmiş Zirkonya Bloklar (HIP Zirkonya)

HIP zirkonya blokların elde edilmesinde materyal, önce 1500°C'de sinterlenir ve böylece yaklaşık %95'lik bir yoğunluğa ulaşır. Ardından partikül yoğunluğunu arttırmak amacıyla 1000 bar basınç altında 1500°C'ye kadar genellikle argon gazı kullanılarak ısıtılır. Bu işlem sonunda gri siyah renk halini alan yapı devamında oksitlenip beyazlaşınca kadar atmosfer basıncı altında sinterleme işlemine tâbi tutulmaya devam edilir. Sinterleme işlemi tamamlandığında HIP bloklar %99'luk bir yoğunluğa sahip olmaktadır.

HIP zirkonya bloklar aşındırma işlemleri yapılmadan önce sinterleme işlemi tamamlandığı için büzülme bu esnada meydana gelir. Bu yüzden restorasyonun yapımı sırasında modelajın yarı sinterlenmiş seramiklerde olduğu gibi daha hacimli değil gerçek boyutlarında hazırlanması gerekir. Aşındırma işlemi sert bir yapı üzerinde gerçekleştirildiği için özel aşındırma üniteleri gerektirir ve işlem uzun zaman almaktadır (Tinschert ve ark., 2004).

Bu yöntemle üretim yapan sistemlere örnek olarak; DC Zirkon PRECIDENT (DCS Dental, Allschwil, İsviçre), ZH Blanks EVEREST (KaVo, Leutkirch, Almanya), Pro 50 (Cynovad, Montreal, Kanada) ve Etkon (Etkon, Gräfelfingen, Almanya) verilebilir (Witkowski, 2005).

2.6. Dental Yapıştırma Simanları

İndirekt restorasyonların, prepare edilmiş dişlere tutunması ve marjinal sızıntının engellenmesi amacıyla kullanılan materyaller "yapıştırma simanları" olarak tanımlanır (Hill, 2007).

Günümüzde kullanılan yapıştırma simanları (Tablo 2) aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır (O'Brien, 2002; Anusavice ve ark., 2012):

a) Çinko Fosfat Siman

b) Çinko Polikarboksilat Siman

c) Cam iyonomer Siman

d) Hibrid Cam İyonomer Siman

Rezin modifiye cam iyonomer siman

Poliasit modifiye cam iyonomer siman (Kompomer)

e) Rezin siman

Tablo 2. Yapıştırma amaçlı kullanılan simanların içerikleri ve sertleşme reaksiyonları (Anusavice ve ark., 2012'den uyarlanmıştır).

	İçerik	Reaksiyon Tipi
Çinko fosfat siman	Toz: ZnO, MgO Likit: Fosforik asit, su	<i>Asit-Baz</i>
Çinko Polikarboksilat siman	Toz: ZnO, MgO Likit: Poliakrilik asit,su	<i>Asit-baz</i>
Cam İyonomer siman	Toz: Floro-alumina silikat cam Likit: Polialkenoik asit, su	<i>Asit-baz</i>
Rezin modifiye cam iyonomer siman	Toz: Floro-alumina silikat cam, başlatıcılar Likit: Poliakrilik asit, metakrilat monomeri, başlatıcılar, su	<i>Işık/Kimyasal + Asit-Baz</i>
	Toz: Floro-alumina silikat cam, Sodyum florid, metalik oksit, Başlatıcılar Likit: Dimetakrilat/Karboksilik	<i>Işık+Kimyasal+Asit-Baz</i>

Tablo 2 devam. Yapıştırma amaçlı kullanılan simanların içerikleri ve sertleşme reaksiyonları (Anusavice ve ark., 2012'den uyarlanmıştır).

	monomeri, akrilat monomer, su
	A Pastası: Floroalumino silikat <i>Işık+Asit-baz</i> cam, non reaktif doldurucu, reaktif monomer
	B Pastası: non reaktif doldurucu, metakrilat modifiye polialkenoik asit, metakrilat monomeri, su
Kompomer	Tek Pasta: Metakrilat monomeri <i>Işıkla Polimerizasyon</i> asidik monomer, Floroaluminosilikat cam, başlatıcı
	Toz: Floroalumino silikat, metalik <i>Işık/Kimyasal+Asit-baz</i> oksit, Sodyum florid, kimyasal ve/ veya ışıkla aktive olan başlatıcı(lar)
	Likit: Dimetakrilat/Karboksilik monomerler, fonsiyonel akrilat monomerleri, su, polimerizasyon başlatıcı (kimyasal)
Rezin siman	Tek pasta: Metakrilat monomeri, <i>Işıkla Polimerizasyon</i> başlatıcı
	Baz: Metakrilat monomeri, doldurucu, <i>Işıkla ve kimyasal,</i> kimyasal ve/veya ışıkla aktive olan <i>veya kimyasal</i> başlatıcı(lar)
	Katalizör: Metakrilat monomerleri, doldurucu, aktivatör (kimyasal polimerizasyon için).
	Toz: Polimetilmetakrilat <i>Kimyasal polimerizasyon</i>
	Likit1: Metakrilat monomeri
	Likit 2: Katalizör

2.7. Adezyon/Bağlanma (Yapışma)

Adezyon, iki maddenin birbirleriyle tam temas getirilmesi durumunda bunları bir arada tutan kuvvettir. Bir maddenin molekülleri diğer maddenin moleküllerini çeker. Birbirine benzemeyen moleküller arasındaki çekim kuvvetine "adezyon", benzer moleküller arasındaki çekim kuvvetine ise "kohezyon" denir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

İki yüzeyi birbirine bağlama özelliğine sahip maddelere adeziv denilir. Adezivin uygulandığı materyale ise aderent denilir (Nayır, 1999).

Mekanik, Kimyasal ve fiziksel olmak üzere üç çeşit bağlantı mekanizması vardır: *Mekanik bağlantıda*, adeziv aderent yüzeyindeki girinti ve çıkıntılara tutunur. Bağlantıdan sorumlu yüzey pürüzlülüğü birkaç mikrometre boyutunda ise buna "mikro mekanik retansiyon" denilir. *Kimyasal Bağlantıda* ise adezivin aderent yüzeyine kimyasal bir afinitesi vardır. Bu bağlantı kovalent, iyonik ve metalik bağlarla sağlanır. Fiziksel Bağlantı ise, adeziv ve aderent arasında ikincil bağlar olan Van der Waals ve hidrojen bağları ile sağlanır. Bu bağlantı diğer bağlantılara göre daha zayıftır (Zaimoğlu ve ark., 1993; Nayır, 1999; Anusavice ve ark., 2012).

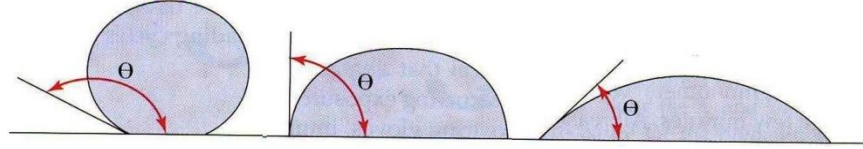
Bağlantıda hangi mekanizma kullanılırsa kullanılsın adezyonla ilgili üç önemli faktör vardır (Anusavice ve ark., 2012; Sakaguchi ve Powers, 2012):

Yüzey Enerjisi: Bir katının yüzeyindeki enerji iç kısmındaki enerjiden daha büyüktür. Bir maddenin iç kısmındaki tüm atomlar birbirleri tarafından eşit olarak çekilir. Atomlar arası mesafe eşittir ve enerji en az seviyededir. Maddenin yüzeyindeki enerji daha büyüktür çünkü dış yüzeydeki atomlar tüm yönlerde eşit olarak çekilmezler. Yüzeyin birim alanındaki enerji artışı, "yüzey gerilimi" veya "yüzey enerjisi" olarak adlandırılır.

Islanma: İki katı yüzeyin yapışması son derece zordur. Oysa ki katı yüzeyleri arasında daha büyük temas alanı oluşturabilecek sıvıların kullanılması ile daha kuvvetli adezyon meydana getirilebilir. Adezyon elde etmek için, sıvı tüm yüzey boyunca kolayca yayılmalı ve katıya bağlanmalıdır. Bu özellik "ıslanma" olarak adlandırılır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Temas Açısı: Bir adezivin ıslatabilme miktarı genellikle adeziv ve yapışan arasındaki değme açısı ile belirlenir. Bu açı ara yüzeyde adeziv ile yapışan arasında olur. Eğer adeziv molekülleri aderent molekülleri tarafından kendi moleküllerinden daha fazla çekilirse sıvı adeziv, katı yüzey üzerinde tam olarak yayılır ve temas açısı (θ)

meydana gelmez. Ancak aderent yüzeyinin enerjisi kontaminasyon ile azaltılırsa temas açısında (θ) hafif bir artış gözlemlenebilir (Şekil 3) (Sakaguchi ve Powers, 2012).



Şekil 3. Katı üzerinde yayılan bir sıvının kontakt açısı (θ) ve ıslatabilmesi arasındaki ilişki (Sakaguchi ve Powers, 2012'den uyarlanmıştır).

2.8. Tam Seramik Restorasyonlarda Simantasyon

Restorasyon ile diş arasındaki bağlantının sağlanması protetik tedavinin son aşamasıdır ve klinik başarı için çok önemlidir. Tam seramik restorasyonlar polikarboksilat ve cam iyonomer siman gibi konvansiyonel simanlarla simante edilebilseler de adeziv simantasyonun konvansiyonel simantasyona göre üstünlüğü oldukça fazladır. . Konvansiyonel simanlarla sağlanan bağlantı tipi genellikle mekanik ve mikro mekaniktir. Adeziv simantasyon ile tutuculuk artmakta, marjinal bütünlük sağlanmakta, mikro sızıntı azaltılmakta ve sekonder çürük riski önlenerek daha başarılı, uzun ömürlü restorasyonların yapımına imkan sağlanmaktadır. Adeziv rezin siman ile seramik ve diş arasında daha iyi bir bağlantı sağlandığı için hem restorasyonun dayanıklılığı artmakta hem de alttaki destek diş güçlenmektedir. Bunların yanında diş renginde transparan simanların kullanılması, opak konvansiyonel simanların yanında estetik avantaj sağlamaktadır (Blazt ve ark., 2003; Kern, 2009; Piascik ve ark., 2011; Thompson ve ark., 2011).

Tam seramik restorasyonların adeziv simantasyonu "diş-siman" bağlantısı ve "siman-seramik" bağlantısı olmak üzere iki farklı yüzeyde gerçekleşmektedir (Thompson ve ark., 2011).

2.8.1. Diş-Rezin Bağlantısı

Rezin yapıştırıcı simanın dişe olan bağlantısı mine veya dentinin asitle pürüzlendirilmesi yani mikro mekanik mekanizma ve dentin adezivlerinin kullanımı ile elde edilmektedir. Buonocore 1955 yılında mineye asit uygulayarak minenin asitle pürüzlendirilmesi tekniğini ilk geliştiren kişi olmuş ve adeziv diş hekimliğine büyük katkıda bulunmuştur (Anusavice ve ark., 2012).

Bağlayıcı ajanlar; çoğunlukla Bis-GMA (Bisfenol Glisidil Dimetakrilat) veya UDMA (Üretan Dimetakrilat) yapısındadır. Her iki monomer de visköz, hidrofobik yapıdadır ve çoğunlukla TEG-DMA (Trietilen glikol dimetakrilat) ve HEMA (2-Hidroksietil Metakrilat) gibi hidrofilik olan ve düşük viskoziteye sahip monomerler ile seyreltilmiştir (Burke ve ark., 2002).

2.8.2. Seramik Rezin Bağlantısı

Gerek tamir edilen bir seramik restorasyonun, gerekse adeziv olarak simante edilmiş bir restorasyonun klinik başarısı; seramik ve rezin arasındaki bağlantının güçlü ve devamlı olmasına dayanır. Bu bağlantının kalitesi ise çeşitli yüzey işlemleri ile kısmen kontrol edilebilen mikro mekanik ve/veya kimyasal olarak tutunmayı sağlayan bağlantı mekanizmalarına bağlıdır (Della Bona ve ark., 2000). Bu bağlantı mekanizmalarını kontrol edebilmek amacıyla uygulanan yüzey işlemlerinin, farklı seramik türlerinde aynı değişimlere yol açmadığı, pürüzlendirilmiş seramiklere uygulanan yüzey analizleri ve yapısal analizler sonucunda gösterilmiştir (Chen ve ark., 1998; Della Bona ve Van Noort, 1998).

Seramik ve rezin arasındaki bağlantıyı arttırmaya yönelik en yaygın kullanılan yöntemler restorasyonun iç yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesi ve daha sonra silan bağlayıcı ajan uygulanmasıdır (Blatz ve ark., 2003).

Çoğunlukla cam matris içinde lokalize olan yüzey defektleri ve heterojen seramik materyallerinin faz sınırları, asitler tarafından pürüzlendirilebilirler. Asitleme ile yüzey topografyasındaki farklılaşma yüzey alanının değişmesine ve porselenin ıslatılabilirliğinin artmasına sebep olur. Böylece seramiğin yüzey enerjisi değişir ve rezin simana olan adeziv potansiyel artar (Jardel ve ark., 1999; Della Bona ve Anusavice, 2002; Della Bona ve ark., 2004). Seramik yüzeyinin asitle pürüzlendirilebilme özelliği; seramiğin içeriğine ve mikro yapısına, kullanılan asitin türüne, konsantrasyonuna ve uygulama süresine bağlıdır (Della bona ve Van Noort, 1998; Blatz ve ark., 2003). Asitlenebilir seramikler olan cam seramiklere (lösit, feldspar ve lityum disilikat içerikli seramikler) asit ile yüzey uygulaması yapıldığında, mikro mekanik bağlantıyı sağlayan mikro morfolojik değişimler meydana gelmektedir. Porselen yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesi için kullanılan asitler flor içerikli olan; hidroflorik asit (HF), amonyum biflorid (ABF) asidüle fosfat florür (APF) gibi asitler ile porselen yüzeyinde daha az etkili olan fosforik asitlerdir. Bunlar arasında en sık

tercih edileni %2,5-10 arasındaki konsantrasyonları kullanılan HF'dir (Della Bona ve Van Noort, 1998; Della Bona ve Anusavice, 2002).

Kimyasal olarak stabil, silika içeriği olmayan zirkonyum oksit seramikler aside karşı dirençlidir ve silika bazlı seramiklere uygulanan bağlantı prosedürleri Y-TZP seramikler için uygun değildir (Blatz ve ark., 2003; Özcan ve ark., 2008). Hidroflorik ve ya fosforik asitle pürüzlendirme işlemleri ile zirkonyum oksit seramik yüzeyinde mikro mekanik retansiyon için yeterli pürüzlülükte bir alan meydana gelmemektedir. Bu nedenle seramik yüzeyinde mikro mekanik retansiyon alanları oluşturmak amacıyla çok çeşitli pürüzlendirme yöntemleri geliştirilmiştir (Blatz ve ark., 2003; Blatz ve ark., 2004; Kern, 2009):

2.9. Zirkonyum Oksit Seramikler ve Rezin Simanlar Arasındaki Mekanik Bağlantıyı Artırmaya Yönelik Yüzey İşlemleri

2.9.1. Kumlama

Farklı boyutlarda alüminyum oksit partiküllerinin basınç ile püskürtülerek, yüzeyde pürüzlülük ve buna bağlı retansiyon bölgeleri oluşturma işlemidir. Kumlamanın en önemli fonksiyonu yüzeydeki kontamine tabakaları uzaklaştırmak ve yüzey alanını artırarak tutuculuğu arttırmaktır. Zirkonyum oksit için kullanılan partikül boyutlarının 50 ila 250 µm arasında değiştiği kumlama işleminde, uygulamanın yapılacağı yüzeyin 10 mm uzağından, 10-15 sn süreyle ve yüzeye dik bir pozisyonda alüminyum oksit partikülleri püskürtülmektedir. 4-6 atmosfer basınçlı kumlama cihazlarında gerçekleştirilen bu işlemin sonucunda pürüzlendirilmiş materyal yüzeyindeki çentikler, mekanik retansiyon sağlayıcı alanlar olarak görev yapmaktadır (Kern ve Thompson, 1994; Kern ve Wegner, 1998; Derand ve Derand, 2000; Blatz ve ark., 2003; Piwowarczyk ve ark., 2005; Kern, 2009).

2.9.2. Elmas Frezlerle Aşındırma

Zirkonyum oksit seramiklere yüzeyi pürüzlendirme amacı ile bazı araştırmacılar tarafından kalın grenli elmas frezlerle aşındırma işlemi uygulanmıştır (Kosmac ve ark., 1999; Derand ve Derand, 2000; Blatz ve ark., 2003). Elmas frezlerle aşındırılan örneklerin yüzeyinde gözle görülebilen paralel çizgiler saptanmıştır. Kumlama ile bu yöntemle göre daha düzensiz yüzeyler elde edilebilse de bağlantı değerleri açısından birbirlerine yakın sonuçlar elde edilmiştir (Derand ve Derand, 2000).

2.9.3.Lazerle Pürüzlendirme

"Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation " kelimelerinin baş harflerinden oluşan lazer, "uyarılmış ışımaya yoluyla ışık yükseltimi" olarak dilimize çevrilebilir. Temeli, 1900'lü yıllarda Einstein'ın geliştirdiği "uyarılmış emisyon (salım)" kuramına dayanan lazerin diş hekimliğinde ilk olarak kullanımı, 1960'lı yıllarda yakut (ruby) lazerin kullanımı ile başlamıştır (Aoki ve ark., 2004; George, 2009).

Diş Hekimliğinde Lazerin Kullanım Alanları

Lazer teknolojisinde hızla meydana gelen gelişmeler lazerin diş hekimliğinde pek çok farklı alanlarda kullanımına imkan tanımıştır.

Günümüz diş hekimliğinde lazer uygulamaları aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilir

1. Teşhis amaçlı olarak

Pulpa vitalitesinin belirlenmesi

Çürük teşhisi

2. Sert dokuya yönelik uygulamalar

Çürüğün uzaklaştırılması ve kavite preperasyonu

Kemiğin şekillendirilmesi (kron boyu uzatma)

Endodontide kök-kanal preperasyonu ve sterilizasyonu

Lazerle pürüzlendirme (Seramik vs.)

Çürüğün durdurulması

3. Yumuşak dokuya yönelik uygulamalar

Yumuşak doku küretajı ve periapikal cerrahi

Bakteriyel dekontaminasyon

Gingivektomi ve gingivoplasti

Estetik yaklaşımlar, Frenektomi

Biyopsi için insizyon ve eksizyon

Aftöz Ülser ve Oral lezyonların tedavisi

Koagülasyon/Hemostaz

Granülasyon dokusunun uzaklaştırılması, flep cerrahisi

Apselerin insizyon ve drenajı

Operkülektomi ve Vestibüloplastisi

Hiperplastik dokuların ve fibromların uzaklaştırılması

4. *(Laser-Induced) Anestezi amaçlı olarak*

5. *Lazerle Aktivasyon*

Kompozit rezin restorasyonlar

Ağartma ajanları

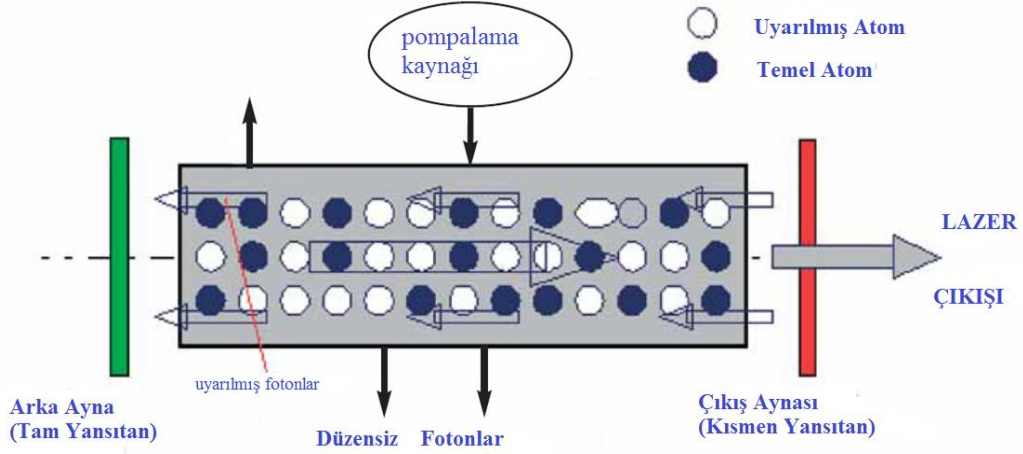
6. *Diğer*

Kök kanal dolgu materyalinin ve kanal içindeki kırılmış parçaların uzaklaştırılması, güta-perkanın yumuşatılması ve kök kanalının nemlendirilmesi/kurutulması, dentin hassasiyetinin tedavisi (Coluzzi, 2004; George, 2009).

Lazer Işıklarının Oluşumu ve Özellikleri

Atomların alt enerji seviyesine normal durum, üst enerji seviyesine ise uyarılmış durum denir. Bir atom temel durumdayken, radyasyon alanında foton absorbe ederek uyarılmış duruma geçer. Bir süre sonra aynı dalga boyunda bir foton salar (emisyon) ve tekrar temel duruma geri döner. Spontan emisyonunda foton salınması radyasyonla ilgisiz ve rastgele yönde olur. Uyarılmış emisyonunda ise salınan fotonlar gelen ışınla eş zamanlı ve uyumludurlar. Lazer ışınları bu prensibe göre elde edilir (Wadhvani, 2005).

Lazer cihazı içinde lazer ortamı ve her iki tarafta birbirine paralel yerleştirilmiş birer ayna bulunur. Aynalardan biri ışını %100 yansıtırken, diğeri kısmen yansıtır. Lazer ortamına dışarıdan gelen uyarıcı ışık, ortamı aktif hale getirir. Uyarılmış atom tarafından üretilen 1 fotonluk enerji, uyarılmış diğeri bir atomdan 1 fotonluk enerji çıkmasını sağlar ve 2 fotonluk enerji birikir. Bu ışık demeti uyarılmış ortamda ilerlerken yeni atomlar uyarılır. Yansıtıcı aynaya ulaşan ışık huzmesi ters yöne döner ve tekrar uyarılmış ortamdan geçerek güçlenir (Şekil 4).



Şekil 4. Lazer sisteminin mekanizması (Wadhvani, 2005'den uyarlanmıştır).

Aynalar arasındaki geçişler sonucu yeterli oranda yükselen ışık demeti, yarı iletken aynadan geçerek lazer yayılımı sağlanır. Sonuç olarak bir ışık kaynağından çıkan foton enerjisi belli bir ortama yöneltilerek, çok daha yüksek dozda ve tek bir doğrultuda başka bir foton enerjisi elde edilmektedir (Coluzzi, 2004; Wadhvani, 2005).

Lazer ışığı tek renkli olup rengi, elde edildiği maddeye bağlıdır. Lazer tipleri ışımaya ortamının içeriğine bağlı olarak belirlenir. Işıma ortamı olarak: Karbondioksit gazı (CO_2), Neodymium:Yttriyum Alüminyum Garnet Kristalleri (Nd:YAG), Argon gazı (Ar), Holmiyum Yttriyum Alüminyum Garnet Kristalleri (Ho:YAG), Erbiyum:Yttriyum Alüminyum Garnet kristalleri (Er:YAG), Klor-Flor gazları (excimer), Galyum-Alüminyum-Arsenit kristalleri (GaAlAs) ve yakut (Ruby) sayılabilir (Aoki ve ark., 2004).

Lazer ışınları monokromdur. Klasik ışıkta pek çok dalga boyuna sahip ışının bir arada bulunmasına karşın, lazer ışınları tek veya birkaç dalga boyundaki ışınlardan oluşur; örneğin Er:YAG Lazer 2940 nm dalga boyundadır (George, 2009).

Lazer enerji birimi joule' dür. Bir yüzeye düşen enerji birimi J/m^2 veya J/cm^2 olarak adlandırılır. Güç, birim zamanda yapılan iş toplamıdır ve watt (W) yani joule/saniye ile ölçülür. Ortalama güç, hedef dokuda belirli bir sürede temel etkiyi gösterebilecek gücü belirtir. Atım süresi ise tek bir atımın emisyon uzunluğunu tanımlar. "Hertz" (Hz) saniyedeki atım sayısını belirtir. Atımlı lazerler için ortalama güç her atımda üretilen enerjinin hertzle çarpımı ile ortaya çıkar (Aoki ve ark., 2004).

Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler:

a) **Argon Lazer:** Aktif ortamı argon gazı olup yüksek akımlı bir elektrik lambası ile enerjilendirilir. Diş hekimliğinde iki ayrı dalga boyunda kullanılır. 488 nm dalga boylu olan türü, non-kontakt kullanımda ışığın dağılması ile ortama yüksek oranda foton salar. Fotokimyasal etkisi nedeniyle kompozit rezin restorasyonların polimerizasyonunda, bazı beyazlatıcı ajanların ve ölçü maddelerinin aktivasyonunda kullanılır (Dederich ve Bushick, 2004). 514 nm dalga boylu olan argon lazerin ise periodontal hastalıklar ve hemanjiyom gibi vaskülarizasyondan zengin lezyonlarda kullanımı endikedir (Aoki ve ark., 2004; Dederich ve Bushick,2004).

b) **Diyyot Lazer:** Dalga boyu 800-980 nm arasındadır. Sert, katı aktif ortamlı yarı iletken bir lazerdir. Elektrik enerjisini ışık enerjisine dönüştürmek için galyum, arsenid, alüminyum, indiyum gibi elementlerin kombinasyonu kullanılır. Yüksek oranda, hemoglobin ve diğer pigmentler tarafından absorbe edilir. Yumuşak doku cerrahisinde kullanımı tercih edilir (Aoki ve ark., 2004).

c) **CO₂ Lazer:** Aktif olarak CO₂ gazı içeren dalga boyu 10600 olan lazerdir. İletim sistemi sürekli veya atımlı konumdadır. Erbiyumdan sonra su tarafından en iyi absorbe edilen lazerdir. Yumuşak dokuyu kolaylıkla keser ve koagüle eder. Doku içerisinde sığ bir penetrasyonu vardır ve bu özellik mukozal lezyonların tedavisinde avantajlıdır. Hidroksiapatite en fazla absorbsiyonu olan lazerdir ve bu oran erbiyumdan yaklaşık 1000 kat daha fazladır. Bu nedenle işlem bölgesine yakın sert dokuların, lazer ışınlarından mutlaka korunması gerekir (Dederich ve Bushick, 2004).

d) **Neodmiyum: YAG (Nd:YAG) Lazer:** Dalga boyu 1064 nm'dir. Bu dalga boyu elektro manyetik spektrumun kızılötesi ve iyonize olmayan bölümündedir. İyonize olmaması nedeniyle dokularda karsinojenik ve mutojenik bir etki göstermez. Diğer lazerlere göre suda daha az absorbe olur. Enerji biyolojik dokularda saçılır ve penetre olur. Fototermal etkisi yumuşak doku cerrahisinde kullanışlı olmasını sağlar. Non-kontakt ve odaklanmamış konumda birkaç milimetreye kadar penetre olur ve böylece yüzeysel hemostaz sağlanmasında, aftöz ülserlerin tedavisinde ve pulpal analjezinin sağlanmasında kullanılabilir (Deppe ve Horch, 2007).

e) **Er:YAG Lazer:** Dalga boyu 2940 nm olan yitrium, alüminyum, garnetin erbiyumla karışımından oluşan katı aktif ortam kristali bulunan bir lazerdir. İlk olarak 1974 yılında Zharikov tarafından bulunmuştur. Suda en iyi absorbe olan lazerdir FDA

(Food and Drug Administration), 1997 yılında sert doku tedavilerinde, 1999 yılında yumuşak doku cerrahisinde ve 2004 yılında kemik cerrahisinde kullanımını kabul etmiştir (Aoki ve ark., 2004).

Er:YAG Lazer doku yüzeyinde ablasyon meydana getirir ve oluşturduğu ablasyon mekanizması şu şekildedir: Er:YAG Lazer enerjisi su molekülleri ve hidröz organik komponentler tarafından absorbe edilir, ısı etkisinden dolayı bu komponentlerde buharlaşmaya neden olur. Buna foto termal buharlaşma denir (Watanabe ve ark., 1996). Ancak sert doku prosedürlerinde, su buharı oluşumu doku içinde internal basıncı artırır ve mikro eksplozyon denilen patlayıcı genişleme ile sonuçlanır. Bu dinamik etkiler mekanik doku kollapsına neden olur ve termo mekanik ya da fotomekanik ablasyon ile sonuçlanır Bu fenomene "su aracılığı ile patlayıcı ablasyon" da denir (Aoki ve ark., 2004).

Lazerle Pürüzlendirme:

Son yıllarda dental materyallerin ve diş yüzeylerinin pürüzlendirilmesi amacıyla çeşitli tipte lazerlerin kullanımı nispeten güvenli olması ve de kullanımının kolay olması nedeniyle gündeme gelmiştir (Foxton ve ark., 2011).

Diş sert dokularına uygulanan Er:YAG lazerin sert doku ablasyonu sırasında meydana getirdiği mikro patlamalar ile yüzeyde mikroskobik ve makroskobik düzensizlikler oluşmaktadır (Aranha ve ark., 2005). Lazerin bu özelliği ile bağlantı açısından faydalı olabileceği düşünülmüş ve seramik yüzeyini pürüzlendirmeye yönelik farklı lazer tipleri ve parametreleri ile çalışmalar yapılmıştır. Örneğin; Spohr ve arkadaşları Nd:YAG lazer uygulamalarının In-ceram Alumina seramik ile rezin simanla olan bağlantılarını incelemişlerdir (Spohr ve ark., 2008). Diğer taraftan Cavalcanti ve arkadaşları çalışmalarında kumlama ve Er:YAG lazerin 200, 400 ve 600 mj'lük enerjilerinin Cercon ve Procera üzerinde etkilerini incelemiş ve yüzey pürüzlülüğünü kıyaslamışlardır (Cavalcanti ve ark., 2009b).

2.9.4. SIE (Selective Infiltration Etching) Yöntemi

SIE yöntemi, Zirkonyum oksit seramiklerin yüzey pürüzlülüğünü artırmaya yönelik, kumlama alternatif olarak son zamanlarda geliştirilen yüzey işlemlerinden biridir (Aboushelib ve ark., 2007). Bu yöntemde öncelikle, zirkonyum oksit taneciklerinin yüzeyine eritilmiş cam partiküllerinin infiltrasyonu için ısı ile başlatılmış bir süreç vardır. Daha sonra yüzeydeki cam, hidroflorik asitle pürüzlendirilme işlemine

tabi tutulur ve yüzeydeki inter-granüler pörözite rezinle seramik arasında nano-mekanik kilitlenmeye izin verir (Aboushelib ve ark., 2007).

2.9.5. Diğer Alternatif Yöntemler

Rezin siman- ZrO_2 bağlantısını artırmaya yönelik camsı porselen tozunun seramik iç yüzeyine kaplanması işlemi de bağlantıyı artırmaya yönelik son yıllarda deneysel olarak uygulanan alternatif yöntemlerden biridir (Derand ve ark., 2005; Kitayama ve ark., 2009). Bu yöntemde, camsı taneciklerden elde edilen bir bulamaç seramik yüzeyine sürülür ve daha sonra fırınlanır. Böylelikle yüzeydeki erimiş cam tabakası zirkonyum oksitin yüzey pürüzlülüğünü artırarak mikro mekanik retansiyona izin verir. Ayrıca silikadan zengin film tabakası oluştuğu için rezin simanla siloksan bağı yapılabilmesine izin verir (Derand ve ark., 2005).

2.10. ZrO_2 Seramik ve Rezin Siman Arasındaki Kimyasal Bağlantıya Yönelik İşlemler (Silan Bağlayıcı Ajanlar)

Kimyasal bağlantı için en çok kullanılan ajan silan bağlantı ajanı, MPS (3-methacryloxypropyltrimethoxysilane)'dir. Silan bağlantı ajanı bifonksiyonel bir moleküldür. Silan molekülünün bir ucunda, rezinin organik matriksi (Örneğin, Metakrilat monomeri) ile polimerize olabilen fonksiyonel uç (Örn: vinyl- $CH=CH_2$, amino- NH_2) bulunurken, diğer ucunda seramiğin hidroksil grupları ile reaksiyona girebilen alkoksi grupları (Örn: methoxy- OCH_3 , ethoxy- OCH_2CH_3) vardır. Aynı zamanda seramiğin yüzey ıslanabilirliğini artıran silan bağlayıcı ajanlar, düşük viskoziteli rezin simanların mikro mekanik retansiyon alanlarına daha iyi penetre olmasını sağlarlar (Thompson ve ark., 2011).

Sonuç olarak camsı içeriğe sahip seramiklerde hidroflorik asitle pürüzlendirmeyi takiben silan bağlayıcı ajanı uygulaması ile başarılı bir bağlantı sağlanırken, kimyasal olarak stabil, silika içermeyen Y-TZP seramiklerde bu yöntem tek başına başarılı olamamaktadır (Blatz ve ark., 2003).

2.11. ZrO_2 Seramik ve Rezin Siman Arasındaki Bağlantıyı Artırmaya Yönelik Silika Kaplama İşlemleri

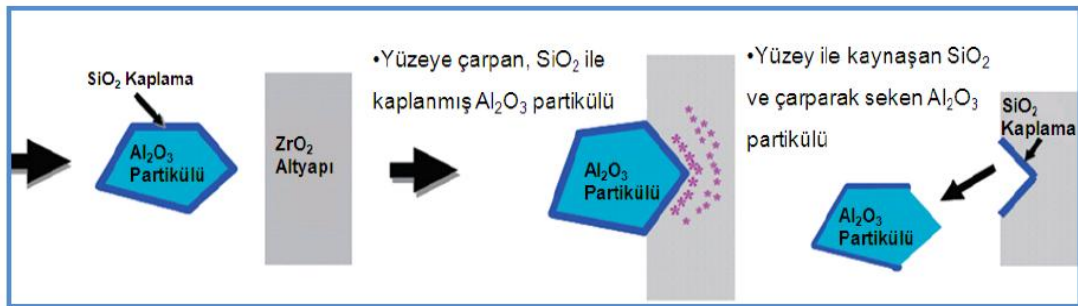
Zirkonyum oksit seramikler silika içermediği için silanizasyonu takiben kimyasal bağlantıyı oluşturabilmek adına çeşitli silika kaplama teknikleri geliştirilmiştir (Thompson ve ark., 2011):

2.11.1. Tribokimyasal Silika Kaplama

Tribokimyasal silika kaplama işlemi günümüzde, seramik ve metal destekli restorasyonlarda simantasyon öncesinde silanizasyonu ve rezin adezyonunu sağlamak için kullanılan yöntemdir (Kern ve Thompson, 1995; Özcan ve Vallittu, 2003). Silika modifiye Al_2O_3 partiküllerinin kullanıldığı hava basınçlı mikro kuşlama sistemleri ile gerçekleştirilen tribokimyasal silika kaplama sisteminin esası hem yüzeyin pürüzlendirilmesi, hem de ince ve camsı karakterde bir silika tabakası ile yüzeyin kaplanmasıdır (Heikkinen ve ark., 2010). Rocatec sistemi (Rocatec, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve varyasyonu olan CoJet Sistemi (CoJet, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) günümüzde bu amaçla kullanılan sistemlerdir. Rocatec sistemi daha çok laboratuvar kullanımı için tasarlanmışken, CoJet sistemi ise metal-seramik veya tam seramik restorasyon kırıklarını kompozit veya adeziv rezin siman ile direkt tamiri için tasarlanmıştır (Kern, 2009).

Rocatec Sistemi; yüzeyi temizlemek ve hazırlamak için kullanılan Rocatec Pre ($110\mu m Al_2O_3$), silika kaplama işlemi için kullanılan Rocatec Plus (SiO_2 -Silisyum dioksit partikülleriyle kaplanmış Al_2O_3) ve silandan oluşmaktadır. Sistemde ayrıca silika kaplama amaçlı SiO_2 ile kaplanmış $30\mu m$ 'lik Al_2O_3 taneciklerinden oluşan Rocatec Soft'da bulunmaktadır.

Sistemin işleyişinde ilk basamak $110\mu m$ boyutundaki Al_2O_3 partikülleri ile yüzeyin mikroskobik düzeyde pürüzlendirilmesi sonucu mekanik retansiyonun sağlanmasıdır. İkinci aşama, Rocatec plus partikülleri ile yüzeyde adeziv bir silika tabakası oluşturulması ve üçüncü aşama silan bağlayıcı ajan uygulanması ile silika kaplı yüzey ile rezin matriks arasındaki bağlantının geliştirilmesidir (Chai ve ark., 2011) (Şekil 5).



Şekil 5. Tribokimyasal Silika Kaplama İşlemi (Thompson ve ark., 2011'den uyarlanmıştır).

Zirkonyum oksit seramiklerin yüzeyine silika kaplama ve silan uygulaması yapıldığında, kumlama ile elde edilen değerlerle kıyaslandığında daha başarılı rezin siman-seramik bağlantısı elde edilmiştir (Blatz ve ark., 2003).

2.11.2. Pirokimyasal Silika Kaplama (Silicoating)

"Silicoating" işlemi, bir materyali rezin simanla yapıştırılmadan önce silan uygulamasını takiben materyalin yüzeyinin pirolitik (ısı-kimyasal) olarak silika ile kaplanması işlemidir (Mazurat ve Pesun, 1998). Bu sistemde tetraetoksi silan dolu özel bir laboratuvar cihazının içindeki bütan gazı, atmosferik oksijenle yakılır. Gaz yandığında ve silan alevin içinde çözüldüğünde, materyal yüzeyi adeziv bağlantıyı sağlayan $\text{SiO}_x\text{-C}$ tabakası ile kaplanır (Janda ve ark., 2003). Silicoater teknolojisi (Silicoater, Kulzer Co., Friedrichshof, Almanya) adı altında pazarlanan bu sistem metallerin rezin simanlarla olan bağlantısını artırmada başarılı bulunmuşken, diğer standart yöntemlere göre pahalı ve daha karmaşıktır (Thompson ve ark., 2011).

Silika Kaplama teknolojisindeki son gelişmeler klinik olarak daha kolay kullanıma sahip PyrosilPen teknolojisinin (PyrosilPen, SurA Instruments, Jena, Almanya) tanıtılması şeklinde olmuştur. Bu amaçla geliştirilen SilanoPen TM (Bredent, Senden, Almanya) aynı mekanizma ile çalışır. Yüzey kaplama solüsyonu özel bir alevden geçer ve sonuç olarak 0.1-1.0 μm kalınlığında bir silika tabakası yüzeyi kaplar. Bu yöntem ZrO_2 seramiklerin rezin simanlarla bağlantısını artırmaya yönelik olarak da kullanılmıştır. Fakat kumlama yapılmadan tek başına uygulandığı zaman mikro-mekanik retansiyonun yetersiz olmasından dolayı bağlantı dayanıklılığı açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır (Janda ve ark., 2003).

2.11.3. Alternatif Silika Kaplama Yöntemleri

Zirkonyum oksit yüzeyinde siloksan katmanı oluşturarak yapılan alternatif silika kaplama yöntemlerinden biri de "Plazma Spreyi Yöntemi" dir (Derand ve ark., 2005). Bu yöntemde hexamethyldisiloxane (HMDS) gazını plazmaya çevirerek ZrO_2 seramik yüzeyine kaplayan yüksek frekanslı bir jeneratör kullanılır. Polimerizasyon tamamlandığında, HMDS bir silan gibi davranarak ZrO_2 seramik ve rezin siman arasında siloksan bağlarını oluşturarak bağlantının artmasına yardımcı olur (Derand ve ark., 2005, Thompson ve ark., 2011).

ZrO_2 seramik yüzeyine silika kaplamaya yönelik son yıllarda geliştirilen bir başka yöntem de Piascik ve arkadaşlarının (2009) uygulamış olduğu "özgün buhar-faz

depozisyonu tekniği (unique vapor-phase deposition technique)" dir. Bu yöntem ultra-ince, üniform kaplama oluşturmak amacıyla konvansiyonel buhar depozisyonunun (tortu) geliştirilmiş bir formu olan moleküler buhar depozisyonunu kullanır (Kobrin ve ark., 2004). Kloro-silan (SiCl_4) gazının su buharı ile kombine edilmesi ile oluşan Si_xO_y zirkonyum oksit seramik yüzeyine çok ince bir tabaka halinde (Örneğin: 2.6 nm) tutunur. Sonrasında silan uygulamayı takiben rezin simanla yapıştırılan örneklerde başarılı bağlantı değerleri bulunduğu bildirilmiştir (Piascik ve ark., 2009; Thompson ve ark., 2011).

2.12. Elektro Erozyon ile İşleme

"Electrical Discharge Machining (EDM)" yani "Elektro Erozyonla İşleme (EEİ)", elektrik akımının kontrollü kullanımı ile, sert malzemeleri ve karmaşık şekilleri işlemenin mümkün olduğu bir imalat yöntemidir.

Elektro Erozyonla İşleme yönteminin tarihi, İngiliz Bilim adamı Joseph Priestly'in 1770 yılında elektrik akımının "iletken metallere" üzerindeki aşındırıcı etkisini keşfetmesine dek uzanır. Ancak bu yöntemin geliştirilmesi İkinci Dünya Savaşı sürerken Lazeronko Kardeşler'in 1943 yılında Elektro Erozyonla İşleme Ünitesini icat etmeleri ile olmuştur. Daha sonra bu yöntem özellikle havacılık, sağlık ve mikromühendislik olmak üzere pek çok endüstriyel alanda kullanım imkanı bulmuştur. 1980'lerin başında EEİ yöntemine bilgisayar destekli işlemenin eklenmesiyle bu yöntem imalat alanında önem kazanmıştır.

Diş hekimliğinde kullanılmaya başlaması ise 1982 yılında Rubeling tarafından hassas tutucuların üretiminde kullanılması ile olmuştur. Daha sonra o yıllarda Windeler AS, döküm restorasyonların pasif uyumlarını EEİ yöntemi ile sağlayarak patent almıştır.

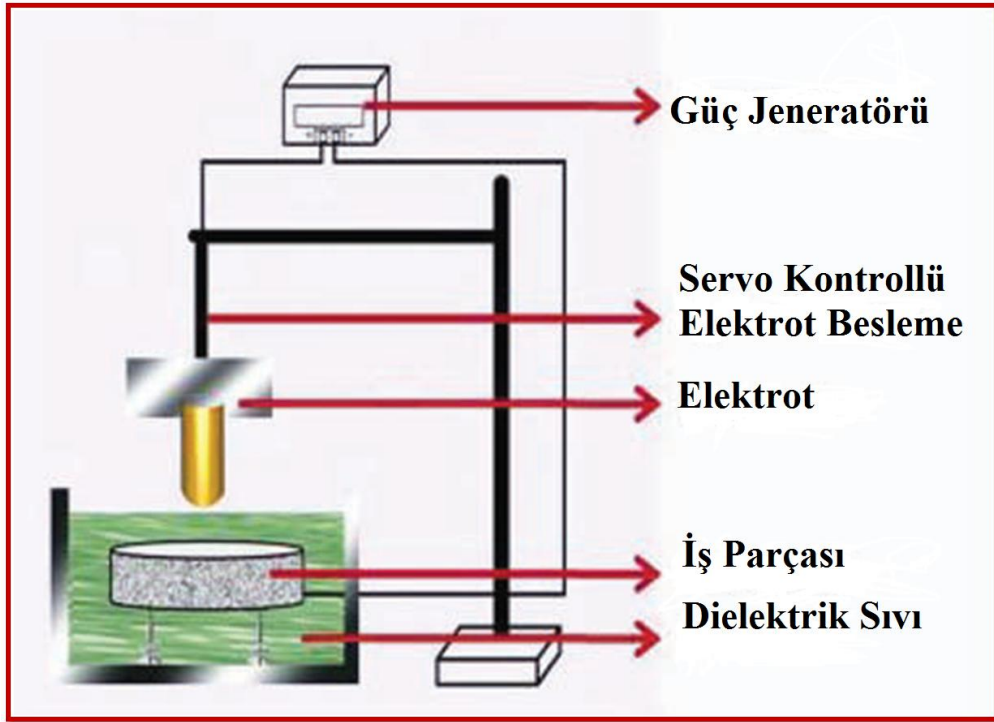
Daha sonraları bu yöntem diş hekimliğinde, teleskopik kronların üretiminde (Evans, 1997), sabitlenmiş alt yapılı barlar ve hareketli üst yapıları ile implant destekli protezler için (Van Roekel, 1992a;1992b; Evans, 1997),sabit parsiyel protezler ile kombine edilen hareketli protezlerdeki hassas tutucular için (Rubeling, 1982; Miyazaki ve ark., 1993), titanyum-porselen kronlar yapmak için CAD/CAM teknolojisinde (Boening ve ark., 1992; Leong ve ark., 1994; Berg, 1997; Evans, 1997), hibrit-implant protezlerde döküm hatalarını düzeltmek için (Evans, 1997), implant dayanaklarında döküm düzensizliklerini elimine etmek için (Schmitt ve Chance, 1995; Evans, 1997),

implant barların uyumunu düzeltmek için (Romero ve ark., 2000) döküm kronların marjinal uyumunu geliştirmek için (Contreras ve ark., 2002) kullanılmıştır.

2.12.1. Elektro Erozyonun Tanımı ve Mekanizması

EEİ, kontrollü şartlar altında, sıvı bir ortam içindeki iş parçasını aşındırmak için kıvılcımlar serisinin kullanıldığı talaş-materyal tozu kaldırma işlemidir.

İş parçası ve elektrot arasında doğrudan bir temas olmadığından EEİ yönteminde iş parçası üzerinde mekanik bir baskı yoktur. Dolayısıyla malzeme kaldırma prensibi malzemenin sertliğine bağlı değildir. Ancak iş parçasının elektriksel direncinin 100 Ω cm'den az olması gerekmektedir.



Şekil 6. Elektro Erozyonla İşleme Ünitesi (Jo, 2011'den uyarlanmıştır)

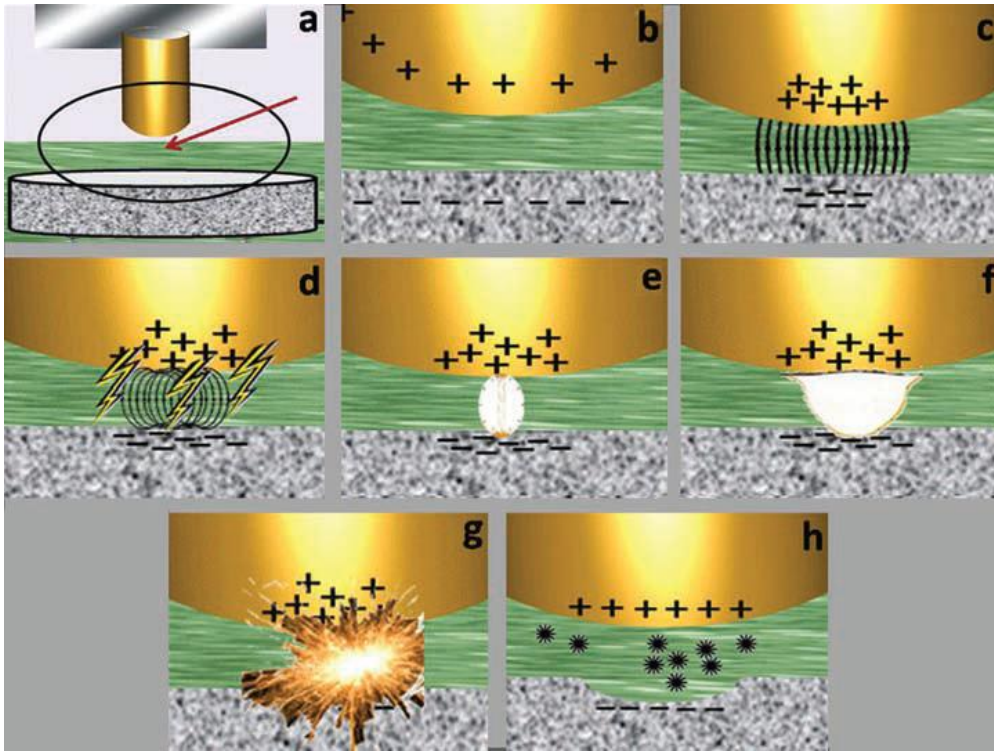
Bir EEİ ünitesinde; iş parçası, elektrot (kesici takım) ve dielektrik sıvı olmak üzere üç ana bileşen mevcuttur (Şekil 6). İş parçasının işlendiği sıvı ortam "dielektrik sıvı" olarak adlandırılır. Sıvı ortam yalıtkan, soğutucu olarak fonksiyon görür ve aynı zamanda işleme artıklarını işleme bölgesinden uzaklaştırır. Bu amaçla dielektrik sıvı olarak genellikle hidrokarbon bazlı (parafin, sıvı madeni yağlar ve gazyağı) ve silikon bazlı yağlar kullanılmaktadır.

Kullanılan elektrot, CAD/CAM ya da milling ile elde edilecek final yapının negatifinden oluşur. Elektrotun kutuplaması pozitif olmakla beraber genellikle grafit, bakır, tungsten ya da çinkodan oluşmaktadır.

İş parçası yani katot (negatif kutup) ise elektro erozyonla işlenecek malzeme olup, bu yöntemle işlenebilmesi için yeterli elektriksel iletkenliğe sahip olmalıdır. Bu iletkenlik 100-300Ωcm olarak belirtilmektedir.

İşleme prosedürü sırasında elektrot ve iş parçası arasında bir boşluk oluşur ve buna "işleme aralığı (cutting gap)" adı verilir. Elektrotun bağlı olduğu hidrolik kafa, işleme sırasında elektrotu iş parçasına yakınlaştırıp uzaklaştırır. Bu işlem dielektrik sıvı içerisinde gerçekleşir ve bu ünitenin tamamı direkt akım sağlayan bir güç kaynağına bağlıdır. Güç seviyesinin seçimi; kullanılan alaşımın özelliğine, objenin boyutlarına ve istenilen işleme (erozyon) miktarına bağlıdır.

Bu işleme aralığı yeterince küçük olduğunda, dielektrik sıvı, elektrik akımının oluşmasını sağlayacak şekilde iyonize olur. Bu elektriksel kıvılcımlar belirli aralıklarla oluşur ve bu döngü saniyede yaklaşık 250.000 kez gerçekleşir. Tek bir döngüdeki olaylar dizisi şekil 7 (b-h)'de gösterilmiştir.



Şekil 7. Elektro Erozyonla İşleme yönteminin mekanizmasının şematik görünümü (Jo, 2011'den).

Başlangıçta iş parçası ve elektrot, işleme aralığındaki boşlukta bulunan dielektrik sıvı tarafından yalıtılmış durumdadır (Şekil 7a). İşleme aralığına yüksek gerilim uygulandığında, yani voltaj arttıkça (80-220 V) hidrolik kafa elektrotu iş parçasına yakınlaştırır. Elektriksel alan, iş parçası ve elektrotun birbirine en yakın olduğu noktada en yüksektir (Şekil 7b). Bu yüksek elektriksel alanda voltajın artmasıyla dielektrik sıvı de-iyonize olur. Dielektrik sıvının iyonize parçacıklara bozunması ile akım düşer ve bir plazma kanalı oluşur (Şekil 7c). Dielektrik sıvının yalıtıcı etkisini ortadan kaldıracak kadar yeterli iyonize parçacık toplandığında plazma kanalında elektriksel bir boşalım oluşur (Şekil 7d). Oluşan plazma kanalı vurum süresince genişler ve bu sırada kabarcık ve ısı açığa çıkar (Şekil 7e). Plazma kanalının etrafında oluşan buhar kabarcıkları ve dielektrik sıvı plazma kanalının gelişimini sınırlar ve giren enerji çok küçük bir hacimde yoğunlaşır (Şekil 7f). Bu enerji yoğunlukları, plazma sıcaklığını yaklaşık 8000-12000 °C'ye çıkarır. Plazma basıncı ise 3 k-bar'a kadar yükselebilir (Şekil 7g)

Akım durduğunda plazma kanalı hızla de-iyonize olur. Ancak gaz kabarcıkları bir süre daha o pozisyonda kalır. Elektrottaki boşalım basıncı altında aşırı ısınmış ve ergimiş malzeme anlık kaynamaya ve sıvı kürecikleri yaymaya başlar. Daha sonra dielektrik sıvı ergimiş malzemeyi katılaştırarak ortamdan uzaklaştırır (Şekil 7h).

Bu döngü işlemenin sonuna kadar, her bir boşalım için tekrarlanır. Yani elektro erozyonla işleme yönteminin temel prensibi; dielektrik sıvı içerisine daldırılmış elektrot ve iş parçası arasında oluşan bir dizi elektriksel boşalımın sonucu ortaya çıkan elektrik enerjisinin, termal enerjiye dönüşmesi esasına dayanmaktadır (Tsai ve Wang, 2001).

2.12.2. Elektro Erozyon ile İşleme Yönteminin Çeşitleri

Tasarım ve uygulama alanları olarak her bir erozyon yöntemi birbirinden farklı olsalar da, talaş kaldırma mantığı olarak hepsinde elektro boşalım ile işleme mantığı standarttır.

1) Dalma EEİ

Bu tür elektro erozyonla işleme yönteminde, iş parçasının yüzeyinde elektrotun tıpkı aynadaki görüntüsü gibi negatifi oluşur. Elektrot materyali genellikle bakır yada grafitir. Sayısal kontrol monitörleri, hem akım jeneratörünü hemde voltajı ve akımı (işleme aralığı) senkronize olarak farklı eksenlerde kontrol eder. İşleme artıklarını ve de-kompozisyon ürünlerini barındıran dielektrik sıvı süzülür. Bu yöntemde dielektrik

sıvı içerisine daldırılmış elektrot ve iş parçası arasında oluşan bir dizi elektriksel boşalimler sonucu ortaya çıkan elektrik enerjisi, termal enerjiye dönüşür. Termal enerji katot ve anot arasında bir plazma kanalı oluşturur. Titreşimli doğru akım kaynağı kapatıldığında, plazma kanalı bozulur. Daha sonra eriyerek iş parçasından uzaklaşan parçalar sıcaklığın düşmesiyle dielektrik sıvının sirkülasyonu sonucu ortamdan uzaklaştırılır (Singh ve Bhardwaj, 2011).

2) Tel EEİ

Tel erozyon, geleneksel elektro erozyonla işlemenin özel bir şeklidir. Burada elektrot sürekli olarak hareket eden iletken bir teldir. Tel erozyon(WEDM) daki talaş kaldırmanın mekanizması, doğru akım vurumlu bir güç kaynağı aracılığıyla oluşan elektrik kıvılcımlarının meydana getirdiği erozyonu içine alır. Genellikle tel çapı, 0.03 ila 0.3 mm. arasındadır. Çoğu zaman iş tablası, yatay hareketli modern makineler üzerinde CNC vasıtasıyla kontrol edilir ve kesme yolu belirlenir. Tel elektrot işlemede bir defa kullanılır, daha sonra aşındığı için atılır. Tel erozyonla işleme sadece parça ve kalıp endüstrisinde değil aynı zamanda; sağlık, elektronik ve otomotiv sektöründe de geniş kullanım alanı bulmaktadır (Yan ve Lai, 2007).

3) Mikro EEİ

Mikro EDM, dalma erozyonunun küçük bir şekli olarak ele alınabilir. Bu yöntemde 5 mikrondan daha küçük elektrot çapları mevcuttur. Farklı şekillerin ve mikro deliklerin işlenmesinde kullanılır. Mikro erozyonun en önemli üretim alanlarından bir tanesi de X-Y-Z eksenlerinde hareket eden bir CNC programıyla 1 µm toleranslı parçaları imal etmektir (Singh ve Bhardwaj, 2011).

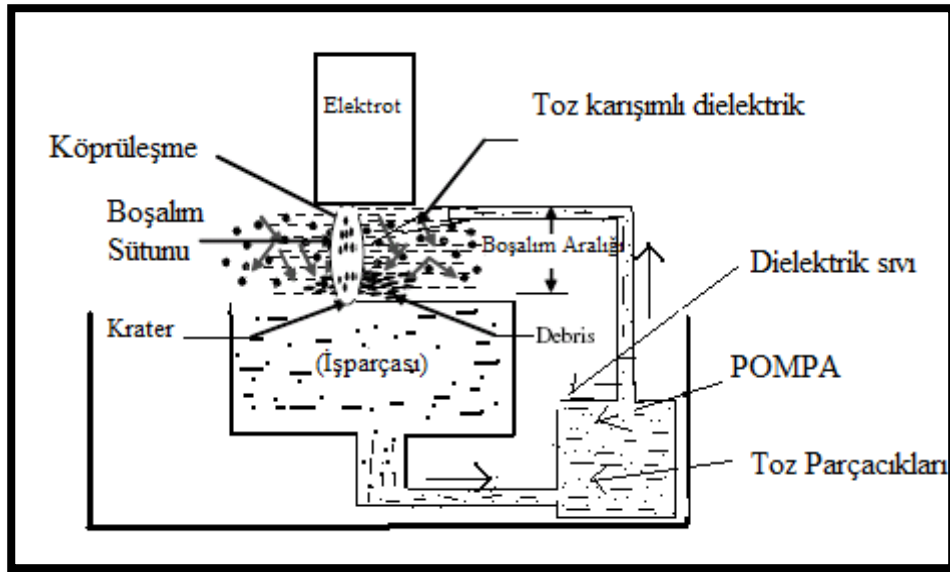
4) Dry EDM (EDG, EDM).

İnce duvarlı silindirik boru şeklinde takım elektrot kullanılır. Ayrıca yüksek basınçlı gaz ve hava kaynağı vardır. Gazın rolü işleme aralığındaki artıkları uzaklaştırmak ve elektrotlar arasındaki aralığın sıcaklığını düşürmektir. Bu teknik dielektrik sıvının sebep olduğu kirlilik ve maliyeti ortadan kaldırmak için tasarlanmıştır (Singh ve Bhardwaj, 2011).

5) Toz Karışıklı ElektroErozyonla İşleme

TK/EEİ yönteminin işleme mekanizması geleneksel EEİ yönteminden farklıdır. Bu yöntemde toz formundaki uygun bir materyal ya aynı tankın içindeki dielektrik sıvıya ya da başka bir tankın içindeki dielektrik sıvıya ilave edilir. Toz karışıklı

dielektriğin sirkülasyonunun sağlanabilmesi için karıştırıcı bir sistem önerilmiştir. Bu nedenle tozun sistemde aynı miktarda tekrar kullanılabilmesi için özel bir karıştırıcı sistem kullanılmaktadır. Toz karışımı elektro erozyonla işlemede kullanılan tozlar genellikle, alüminyum, krom, grafit, bakır ve silikon karbid tozlarıdır. İşleme aralığı ilave tozlarla dolu iken, 80-320 V voltaj uygulandığında iş parçası ve elektrot arasında 25-50 µm'lik bir aralık ve 10^5-10^7 V/m elektriksel bir alan yaratılır. Toz parçacıkları enerji ile yüklenir ve zigzaglar çizerek hareket etmeye başlarlar. Kıvılcım alanı altında parçacıklar birbirlerine çok fazla yaklaşır ve her iki elektrotun arasında zincir şeklinde bir dizilim oluştururlar. Farklı toz tanecikleri arasındaki kilitlenme akım yönünde oluşur. Zincir oluşumu her iki elektrot arasındaki boşalma aralığının köprüleşmesine yardımcı olur. Köprüleşme etkisine bağlı olarak oluşan yük birikimleri iki toz taneciği ve diğer toz tanecikleri arasında boşalmı sağlayarak dielektrik sıvının yalıtkanlık direncini ve boşluk gerilimini düşürür. Boşlukta erken boşalmaya neden olan kısa devre kolayca meydana gelir. Sonuç olarak işleme ortamında seri boşalım başlar (Şekil 8). Boşalım frekansının artışıyla birlikte daha sık boşalım oluşumu meydana gelir. Bunun sonucunda da iş parçası yüzeyinde daha hızlı işleme oluşur. İlave edilen toz, plazma kanalını genişletir. Elektrik yoğunluğu azalır böylece boşalım toz tanecikleri boyunca düzgün bir şekilde dağılır. İş parçası üzerinde sığ kraterler oluşur (Kansal ve ark., 2006).



Şekil 8. Toz karışımı Elektro Erozyonla işlemin şematik çizimi (Pandey ve ark., 2010'dan uyarlanmıştır).

2.12.3. Seramiklerin Elektro Erozyon Yöntemi ile İşlenmesi

Araştırmacılar, EEİ yöntemi ile yalıtkan seramiklerin işlenebilirliği konusunda araştırmalara yeni yeni başlamışlardır. Son 10-15 yıl içerisinde yalıtkan seramiklerin EEİ yöntemi ile işlenmesi konusunda Japonya'da bazı çalışmalar gündeme gelmiştir. Bu konuya ilk ışık tutan Fukuzawa Y ve ekibinin gerçekleştirdiği çalışma olmuştur (Fukuzawa ve ark., 2004). Yalıtkan bir iş parçasının üzerine iletken bir malzemenin yerleştirilmesiyle EEİ'nin mümkün olacağı fikrine varılmıştır. Bu iletken malzemeyi Yardımcı Elektrot (YE) olarak adlandırmışlardır.

Yalıtkan seramiklerin EEİ ile işlenmesi üzerine yapılan çalışmalar sınırlı sayıdadır. Bu çalışmaların hemen hemen hepsinde işleme derinliği açıkça belirtilmemiş ve iş parçalarının boydan delinmesi konusunda bilgiye rastlanmamıştır. Literatür çalışmalarının çoğunda takım elektrotun döndürülmesi sayesinde işleme performansının arttığı vurgulanmıştır. Ancak bu durum iş parçasına işlenecek geometriyi sınırlandırmaktadır.

Ancak Küçüktürk ve Çoğun, 2010 yılında yapmış oldukları bir çalışmada yeni geliştirdikleri bir teknik (patent başlığı: Elektro Erozyon ile İşleme Yardımıyla Elektriksel İletken Olmayan İş Parçalarının İşlenmesi İçin Bir Yöntem. Başvuru/Belge No: 2008-2934) sayesinde yalıtkan seramikleri elektro erozyon yöntemi ile işlemeyi başarmışlardır. Bu teknikte dielektrik sıvı içerisine grafit tozu ilave etmişlerdir ve işlemenin sürekliliği-stabilitesi iş parçası yüzeyine kaplanan iletken bir boşalım tabakası ile gerçekleştirilmiştir.

Diğer seramiklerle kıyaslandığında Al_2O_3 seramiğinin elektro erozyonla işleme açısından en zor seramik türü olduğu sonucuna varmışlardır. Yani en uzun ve en kararsız işleme Al_2O_3 seramiklerinde görülmüştür. En kısa ve en kararlı işleme koşullarının olduğu seramik türünün ise Zr_2O_3 seramiği olduğunu belirtmişlerdir. En fazla işleme derinliği 15 mm ile Yitrium ilaveli zirkonyum oksit seramiğinde gerçekleştirilmiştir. Yaptıkları çalışma göstermiştir ki elektriksel direnci 300 Ω cm'den yüksek iş parçaları için yani yalıtkan seramik malzemeler için, elektriksel iletkenliğin azalması ile bu yeni yöntemle işleme performansı, diğer iletken seramiklerin konvansiyonel EEİ yöntemiyle işlenmesiyle kıyaslandığında aralarında anlamlı bir fark bulunmamaktadır (Küçüktürk ve Çoğun, 2010).

2.12.4. Elektro Erozyonla İşleme Yönteminin Yüzey İşlemi Olarak Kullanılması

Elektro erozyonla işleme yönteminin yüzey işlemi olarak uygulanmaya başlaması bu alanda araştırılan yeni bir yöntemdir ve bu teknolojiye yeni bir boyut kazandırmaktadır. Literatürler incelendiğinde bu alanda yapılan çalışmaların oldukça sınırlı olduğu görülmektedir. Simao ve ark., (2002) bilye yüzeylerinin EEİ yöntemi ile tutarlı ve devamlı bir şekilde başarı ile pürüzlendirildiğini bildirmişlerdir. kontrollü kısıtlımlar ile materyal kaldırma prensibine dayanan EEİ yönteminde Dewes ve ark.,(2003) işlem sırasında ortaya çıkan oldukça yüksek sıcaklıktan (10.000-20.000°C) dolayı metal yüzeylerinde morfolojik ve elemental değişikliklerin olduğunu bildirmişlerdir.

Diş hekimliğinde implant tutuculu overdenture restorasyonlarda pasif uyumun sağlanması ile kullanım alanı bulan EEİ yöntemi, daha sonraları titanyum kopinglerin üretilmesinde, hassas tutucuların üretilmesinde ve implant bar ve tutucuların pasif uyumlarının sağlanmasında kullanılmışlardır.

Bu yöntemin yüzey işlemi olarak gündeme gelmesi Janda ve arkadaşlarının (2003b), Co-Cr ve Ti alaşımlarına uyguladığı yüzey işlemleri arasında bu yöntemde kullanılması ile olmuştur. Rezin simanlarla metal alaşımların makaslama bağlantısını araştırdıkları çalışmalarında bu yöntemin değişik bir versiyonu kullanılmıştır.

Daha sonra Özgür İnan ve arkadaşları (2006), EEİ yöntemini Titanyum alaşımlarının porselenle bağlantısını inceledikleri çalışmalarında yüzey işlemi olarak kullanmışlardır.

Literatürde elektriksel dirençleri yüksek olan seramik malzemelerin özellikle Zr_2O_3 seramiklere EEİ yöntemi ile yüzey işlemi yapıldığına dair herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Literatürdeki bu alandaki boşluk tezimizin çıkış noktasını oluşturmuştur.

2.13.Rezin/Seramik Arasındaki Bağlantı Dayanıklılığını Ölçmeye Yönelik Testler

Diş hekimliği pratiğinde, bağlantı dayanıklılık testlerinin klinik performansı birebir yansıtması açısından soru işaretleri mevcut olsa da, pratikte hangi adeziv sistemin kullanılacağına karar verme konusunda bu laboratuvar sonuçları önemli bir dayanak noktası olmuştur. Son çalışmalar göstermiştir ki, klinik sonuçlar bir ölçüde

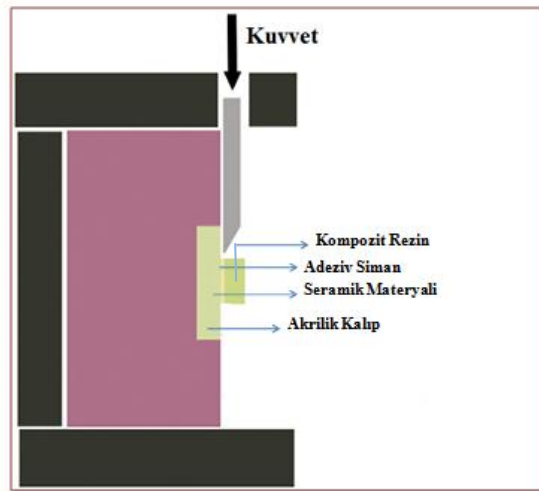
laboratuvar sonuçları ile tahmin edilebilmektedir. Dahası bağlantı yüzeylerinin mekanik olarak test edilmesi, yüzey değişkenlerinin belirlenmesini ve uygulama prosedürlerinin anlaşılmasını sağlamaktadır. Rezin içerikli materyallerin dental seramiklere olan bağlantısını değerlendirmek amacıyla en sık kullanılan test yöntemleri makaslama, germe, mikro germe ve mikro makaslama test yöntemleridir (Rasmussen, 1996; Blatz ve ark., 2003; Braga ve ark., 2010).

Konvansiyonel makaslama ve germe test yöntemlerinin daha çok tercih edilmesinin nedeni test yönteminin ve test örneklerinin daha az ekipmanla ve daha kolay hazırlanabilmesidir. Diğer taraftan 'mikro' bağlantı testlerinde literatürler incelendiğinde çok çeşitli boyutlarda ve geometrilere örnekler ve test değişkenleri mevcuttur (Betamar ve ark., 2007; Braga ve ark., 2010).

Bağlantı test yöntemleri için 1994 yılında yayınlanan ve son hali 2003 yılında revize edilen ISO/TS 11405 numaralı standardında, makaslama ve germe test yöntemlerinin gereklilikleri anlatılmıştır.

2.13.1. Makaslama (Shear) Bağlantı Testi

Bağlantı direncinin değerlendirilmesi amacıyla yaygın olarak kullanılan makaslama testi, iki farklı materyalden oluşan örnekler arasındaki bağlantıda ayrılma meydana gelene kadar, 0.5mm/dk. hızla makaslama kuvvetinin uygulandığı in vitro test yöntemidir (Şekil 9). Birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (Al-Dohan ve ark., 2004; Aboushelib ve ark., 2006; Saito ve ark., 2010).



Şekil 9. Makaslama Bağlantı Test Düzenegi (Yücel ve ark., 2012'den uyarlanmıştır).

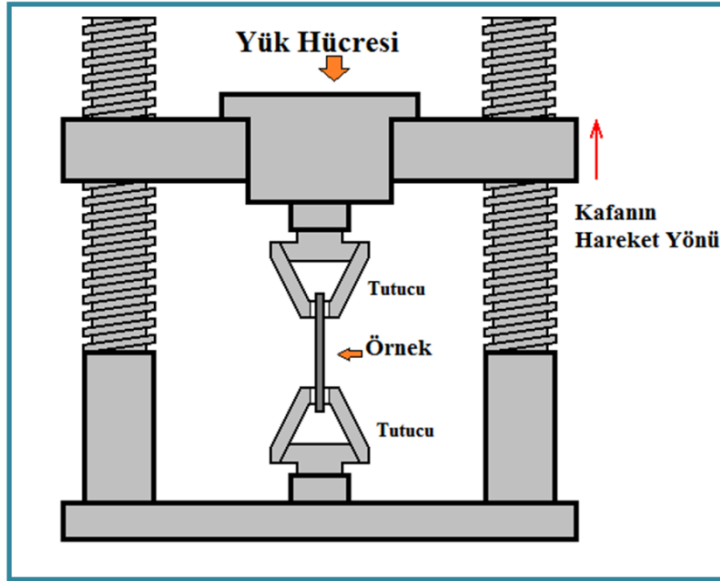
Uygulaması kolay ve hızlı sonuç alınan bir yöntem olan makaslama testi, bağlantı bölgesinde homojen olmayan stres dağılımlarının meydana gelmesi nedeniyle eleştirilmektedir (DeHoff ve ark., 1995).

2.13.2. MicroShear (Mikromakaslama) Bağlantı Testi

Bağlantı alanı 2mm^2 'den daha küçük olan örnek boyutu ile yapılan konvansiyonel makaslama testine benzer şekilde uygulanan test yöntemidir. Büyük örneklerdeki boşlukların ve stres yaratan faktörlerin olumsuz etkilerini ortadan kaldırmak amacıyla geliştirilmiştir (Andrade ve ark., 2010).

2.13.3. Germe (Tensile) Bağlantı Testi

Germe testinde, kullanılan malzemeler birbirinden ayrılanaya kadar çekme kuvveti uygulanır (Şekil 10). Bu test metodunda ara yüzde tekdüze basınç dağılımı izlenebilmektedir. $\sigma = P / A$ formülüyle germe kuvvetine dayanıklılığı hesaplanır, elde edilen sonuç MPa cinsindedir. P kırılma anındaki yüküdür (Newton) ve A adeziv alandır (mm^2) (Shono ve ark., 1999).



Şekil 10. Tensile Testi Şematik Çizimi

2.13.4. Mikro Gerilim (Mikrotensile) Bağlantı Testi

Mikro gerilim bağlantı testleri; esas örnekten elde edilen, yüzey alanı 1mm^2 olan mikro barların iki ucundan yapıştırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar 1mm/dak hızla çekilerek bağlantı direncinin kaydedildiği bir çeşit germe test

yöntemidir. Birim alana düşen gerilim direnci, uygulanan maksimum kuvvetin mikro barların yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (El Zohairy ve ark., 2004).

Germe testinde adeziv ara yüzeyde düzgün olmayan stres dağılımını elimine etmek ve ara yüzde bulunan defektlerin etkisini minimale indirmek için geliştirilmiştir (Della Bona, 2005).

2.14. Zirkonyum Oksitin Fiziksel ve Mekanik Özellikleri

Seramik materyallerin temel karakteristiklerini belirleyen çeşitli fiziksel ve kimyasal özellikler vardır. Picconi ve Maccauro (1999), diş hekimliğinde kullanılmakta olan polikristalin yapıdaki seramiklerin fiziksel ve mekanik özelliklerini aşağıda belirtildiği şekilde ortaya koymuştur (Tablo 3):

Tablo 3. Polikristalin Seramiklerin Fiziksel ve Mekanik Özellikleri (Picconi ve Maccauro, 1999'dan uyarlanmıştır).

<u>ÖZELLİKLER</u>	<u>ALUMINA</u>	<u>MG-PSZ</u>	<u>TZP</u>
Kimyasal Kompozisyon	% 99.9 Al ₂ O ₃ + MgO	ZrO ₂ + % 8±10 mol MgO	ZrO ₂ + % 3 mol Y ₂ O ₃
Yoğunluk (g/cm³)	≥3.97	5.74-6	>6
Pörözite (%)	<0.1	-	<0.1
Bükülme Direnci	>500	450-700	900-1200
Baskı direnci	4100	2000	2000
Elastik Modülü	380	200	210
Kırılma Dayanımı	4	7-15	7-10
Termal Genleşme Katsayısı	8X10 ⁻⁶	7-10X10 ⁻⁶	11X10 ⁻⁶
Termal İletkenlik	30	2	2
Sertlik	2200	1200	1200

2.14.1. Zirkonyum Oksitin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

Seramiklerin uzun dönem stabiliteleeri; çatlak ilerlemesine ve su tarafından oluşturulan korozyona bağlıdır. Ağız içerisinde, tükürüğün camla reaksiyona girmesi camın yapısının bozulmasına ve çatlak oluşumuna neden olur. Y-TZP gibi cam içermeyen polikristalin yapılar; nemli ortamda zamanla yaşlanmaya eğilimlidir ve buna bağlı olarak mekanik özelliklerinde de bozulmalar görülür (Sato ve Shimada 1985). Yaşlanma olarakta bilinen ‘düşük ısıda bozunma-LTD (low temperature degradation)’ artan bir şekilde tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş olarak bilinir. Bu olay sonucunda, materyalin yarı stabil özelliğini kaybetmesinden dolayı mekanik özellikleri bozulur (Picconi ve Maccauro 1999). Y-TZP; su ve vücut sıvıları ile temasa geçtiğinde veya buharla sterilizasyon esnasında, yavaş ilerleyen tetragonal-monoklinik faz değişimine uğrar. Bu faz değişimi; yapının yüzeyinde hasara neden olur (Sato ve Shimada 1985).

Swab (1991); yaşlanma olayının aşamalarını su şekilde özetlemiştir;

- Kritik ısı aralığı 200-300°C arasında değişir,
- Yaşlanmanın sonucunda; dayanıklılık, sertlik ve yoğunluk azalır, monoklinik faz yoğunluğu artar,
- Tetragonal-monoklinik faz değişimi nedeniyle mekanik özelliklerin bozulması sonucunda; yapının içinde mikro ve makro çatlaklar oluşur,
- Düşük ısıda bozunma; yüzeyde başlar ve yapının içine doğru ilerler,
- Partikül boyutunun azalması ya da stabilizatör oksitin konsantrasyonundaki artış sonucunda, faz değişim oranı azalır,
- Ortamda su ya da buhar varsa Y-TZP'nin tetragonal-monoklinik faz değişimi artar (Swab, 1991).

Y-TZP seramik restorasyonların üretimleri sırasında uygulanan bazı işlemler seramiğin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bunlar, CAD/CAM sisteminin kesme ve aşındırma işlemleri, bitmiş restorasyonun prepare edilmiş dişe uyumlanması sırasında yapılan aşındırmalar, veneer porselenin şekillendirilmesi esnasında uygulanan ısı işlemleri ve materyalin yapıştırma ajanına olan bağlantısını arttırmak amacıyla uygulanan yüzey işlemleridir (Kosmac ve ark., 2008; Guazzato ve ark., 2005).

2.14.2. Dayanıklılığı Ölçmeye Yarayan Testler

Seramiklerin bükülme dayanıklılığını belirlemede 2 farklı metot kullanılmaktadır (Zeng ve ark., 1996):

1. Tek Eksenli Bükülme Testleri

- a. 3- nokta eğme testi
- b. 4-nokta eğme testi

2.İki Eksenli Bükülme Testleri

- a. Ring on ring- Halka üzerinde halka
- b. Ball on ring- Halka üzerinde top
- c. Piston on three ball- Üç top üzerinde Piston

Tek Eksenli Bükülme Testleri

Üç nokta ve dört nokta bükülme testlerini içerir. Üç nokta bükülme testinde, dikdörtgen şeklindeki örnek iki silindirik destek üzerinde yerleştirilerek desteklenmekte ve orta noktadan yük uygulanmaktadır.Dört nokta bükülme testinde ise örnek aynı şekilde iki desteğin üzerine yerleştirilmektedir. Yük uygulanan iki nokta, her bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlandırılmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Dental seramiklerin bükülme dayanıklılığının ölçülmesi için uygulanan bu testlerden, 3-nokta ve 4-nokta bükülme testleri, ASTM' nin C 1161-94 numaralı standardında (1996) anlatılmıştır. ISO 6872 standardı (1995) ise alt yapı seramiklerinin bükülme dayanıklılığını ölçmek için üç nokta bükülme testi ile iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testini önermiş ve açıklamıştır.

2.15. Termal Devirlendirme

Dental restoratif materyaller, ağız ortamındaki ısı ve pH değişikliklerinden sürekli olarak etkilenmektedirler. Örneğin içilen buzlu bir suyun sıcaklığı 0°C'ye yakinken, sıcak bir çay ya da çorbanın sıcaklığı 60°C'ye kadar yükselebilir. Ayrıca nefes alma esnasında havanın sıcaklığı, nemi ve hızı ağız sıcaklığında değişikliklere neden olabilir. Ağızdan nefes alınmadığında ve termal bir yükleme yapılmadığında ağız içi sıcaklık ortalama 35°C olarak ölçülmüştür (Palmer ve ark. 1992). Rezin materyaller, diş dokusundan farklı ısıl genleşme katsayılarına sahiptirler. Bu nedenle in-vitro deneylerin in-vivo çalışmalara uygunluk sağlayabilmesi için ağız içindeki ısı

değişikliklerinin taklit edilmesi gerekir. Bu amaç doğrultusunda, restorasyonları in vitro şartlarda test eden termal siklus- devirlendirme yöntemi kullanılır (Ölmez ve ark. 1998). Ağız içerisindeki diş yüzeylerinde oluşacak maksimum ve minimum sıcaklık değerleri için birçok farklı görüş ortaya atılmıştır. Ancak, genelde termal siklus çalışmalarında sıcaklık aralığının alt limiti olarak suyun donma derecesi, üst limit olarak buharlaşma sıcaklığının yarısına yakın değerler kullanılmaktadır. Bu aralıklar; 4–58, 4–60, 5–55, 5–60, 10–50°C gibi değerler olarak sıralanabilir (Wendt ve ark. 1992).

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Elektro erozyon ile işleme (EEİ) yönteminin zirkonyum oksit seramikler üzerindeki etkisinin, rezin simanlarla olan bağlantısı ve dayanıklılık açısından incelendiği çalışmamızda makaslama bağlantı testi ve 3 nokta eğme testinde kullanılan cihazlar tablo 4'te, materyaller ise tablo 5'te görülmektedir.

Tablo 4. Çalışmada kullanılan cihazlar

CİHAZ	MODEL	ÜRETİCİ FİRMA
Kesim Cihazı	Isomet-1000	Buehler, Illinois, ABD
Elmas Kesme Bıçağı	Series 15 LC Diamond	Buehler, Illinois, ABD
Sinterleme Fırını	Ceramill Therm	Amann Girrbach, Avusturya
LED Cihazı	Hilux LED 550	Benlioğlu Dental, Türkiye
Lazer Cihazı	Fotona AT Fidelis	Fotona, Ljubljana, Slovenya
Kumlama Cihazı	Combilabor CL-FSG3	Heraus Kulzer, Hanau, Almanya
Silika Kaplama Modülü	Rocatec Junior	3M Espe, Seefeld, Almanya
Elektro Erozyon Tezgahı	Charmilles Isopulse 80	Agiecharmilles, Meyrin, İsviçre
Universal Test Cihazı	Lloyd LRX	Lloyd Instruments, PIC, İngiltere
Termal Devirlendirme Cihazı	Salubris-Technica	Salubris Group, İstanbul, Türkiye
Dijital Kumpas	C-Master	Mitutoyo, Tokyo, Japonya
Ultrasonic Temizleme Cihazı	Eurosonic Energy	Euronda, Vicenza, İtalya
Taramalı Elektron Mikroskobu	JSM-6060LV	JEOL, Japonya

Tablo 5. Çalışmada kullanılan materyaller

Marka	İçerik	Üretici Firma	Üretim No
CeramillZi Zr Blok	%99,0ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ < % 4,5-5,4 Y ₂ O ₃ < % 5 HfO ₂ <% 0,5 Al ₂ O ₃ diğer oksitler	Amann Girrbach, Koblach, Avusturya	AH1345678
Filtek Z 250 Kompozit Materyali	Hibrid Rezin, Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA	3M Espe, Seefeld, Almanya	NP75900
Panavia F2.0 Rezin Siman	Dual-cure rezin siman:MDP, komonomerler, doldurucular, başlatıcılar ve sodyumflorid. ED Primer 2: MDP, HEMA ve Su Oxyguard II: %50-70 gliserol, %20-40 polietilen glikol, katalizör, hızlandırıcılar	Kuraray Medical Inc,Okayama, Japonya	71523
Korox 110 µ Al₂O₃ kumu	%99,6 oranında 110 µm Al ₂ O ₃ kumu	Bego, Almanya	420987
Rocatec Pre Aşındırma Materyali	110 µm Al ₂ O ₃ parçacıkları	3M Espe, Seefeld, Almanya	156PR45
ESPE-Sil Silan Bağlayıcı Ajan	Etil Alkol, 3-MPS, Metil Etil keton	3M Espe, Seefeld, Almanya	473187
Paladent Soğuk Akрил Takım	Otopolimerizan Akрил, Toz+Likit	Heraus Kulzer, Hanau, Almanya	CC009
Grafit Tozu	% 99,5 saflıkta 3000 mesh'lik Grafit Tozu	ÇİN Tunca Trade, Alsancak,	
İletken Gümüş İçerikli Tamir Kiti	Sıvı gümüş	Henkel Loctite, İrlanda	3868
Pinax Lehim Teli	Kalay ve kurşun alaşımı, Flux içeren Lehim Teli	Pinax, İstanbul, Türkiye	

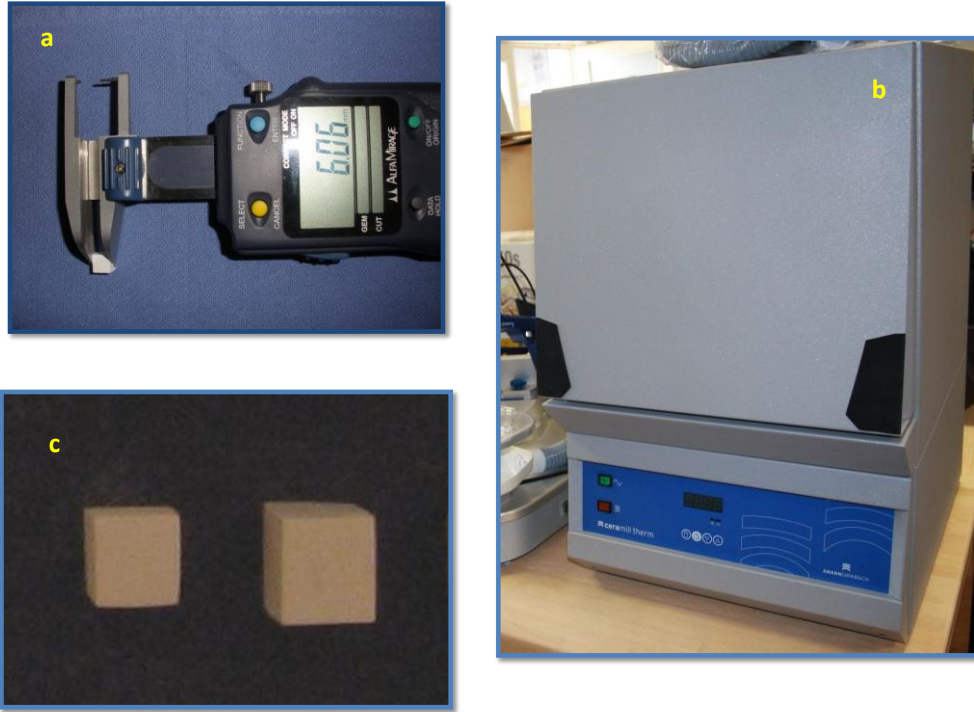
3.2. Makaslama Bağlantı Testi İçin Seramik Örneklerin Hazırlanması

Yüzey işlemini yapılacak zirkonyum oksit örnekleri elde etmek için 65×30×20 mm ebatlarında yarı sinterlenmiş Y-TZP bloklar (Şekil 11a) kullanıldı. Blokların istenilen ebatlarda kesilebilmesi ve kesme cihazına tutturulabilmesi için otopolimerizan akrilik rezin (Paladent, Heraus Kulzer, Hanau, Almanya) materyalinden hazırlanan kalıba sabitlendi. Akrilik kalıba gömülmüş zirkonyum oksit blok, kesim cihazının (Şekil 11b) (Isomet 1000, Buehler, Illinois, ABD) tutucu unsuruna yerleştirilerek hareket etmesi önlemleri (Şekil 11c) ve kesimi yapacak olan 0,3 mm kalınlığındaki elmas kesme bıçağı (Series 15LC Diamond, Buehler, ABD) ile 200 devir/dk. hızla su soğutması altında 6×6×4 mm'lik ebatlarda elde edilecek şekilde parçalara ayrıldı (Şekil 11d, Şekil 12 a).



Şekil 11. a. Zirkonyum örneklerin elde edildiği yarı sinterlenmiş blok b. Kesme Cihazı c. Akrile sabitlenmiş yarı sinterlenmiş blok ve kesme bıçağı d. Elde edilen yarı sinterlenmiş zirkonyum örnekler

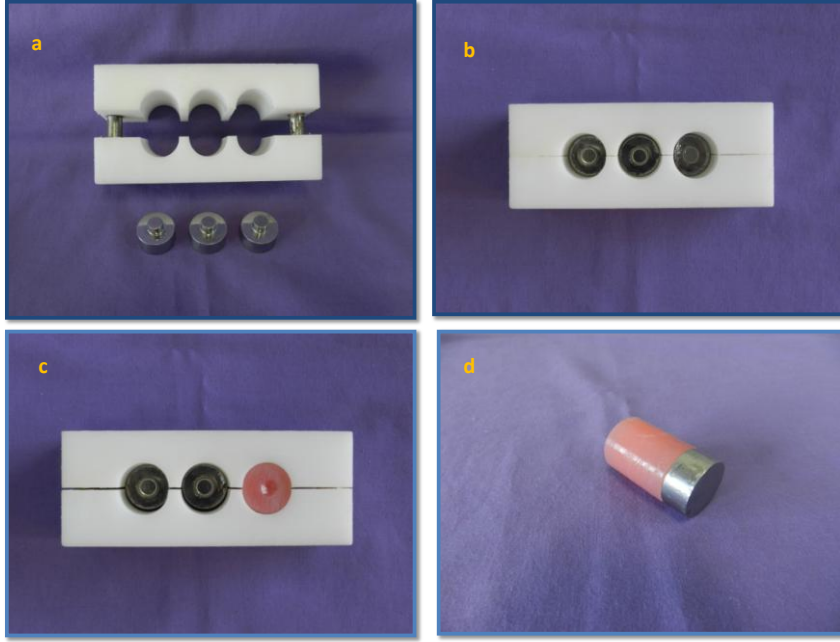
Uygun boyutlarda dilimlenmiş yarı sinterlenmiş olacak şekilde arttırıldı bu zirkonyum örnekler özel sinterleme fırınında (Ceramill Therm, Amann Girbach, Koblach, Austria) üreticinin önerisine uygun olacak şekilde (Şekil 12b); oda sıcaklığından final sinterleme sıcaklığına (1500 °C) kadar dakikada 5-10 °C olacak şekilde arttırıldı ve bu sinterleme sıcaklığında, final sıcaklıkta (1500 °C) 2 saat boyunca sinterleme ve ardından dakikada 5-10 °C soğuma hızı ile oda sıcaklığına gelene kadar sinterleme işlemi yapıldı. Sinterleme sonucunda örnekler yaklaşık olarak %20 büzölmeye uğradı ve örneklere ait sonuç boyutlar yaklaşık olarak 4,8×4,8×1,6 mm olarak kaydedildi (Şekil 12c).



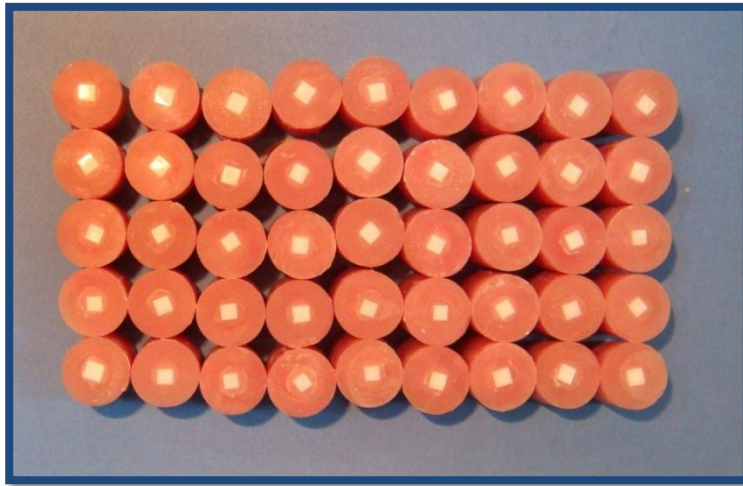
Şekil 12. a. Dijital kumpas ile örnek boyutlarının incelenmesi b. Sinterleme fırını c. Örnekler sinterlendikten sonra meydana gelen büzölmeye

Sinterlenmiş seramik örneklerden 15 adeti hariç (Elektro erozyon ile pürüzlendirilecek grup hariç) yüzey işlemlerinin ve makaslama bağlantı testinin yapılabilmesi için teflon bir kalıbın (Şekil 13a-b) içerisinde önceden hazırlanmış olan otopolimerizan akrilikten (Paladent, Hereaus Kulzer, Hanau, Germany) yapılmış 20mm yükseklik ve 25 mm çapındaki blokların (Şekil 13c-d) üst yüzeyindeki özel yuvalarına

otopolimerizan akril kullanılarak sabitlendi . Akrilik bloklara sabitlenen seramik örnekler, yüzeylerinin pürüzsüz ve standart olabilmesi için 600, 800 ve 1000 gridlik silikon karbid zımparalar (English abrasives, English Abrasives Ltd. England) ile düzeltildi. Daha sonra tüm örnekler distile su içeren ultrasonik temizleme cihazında (Eurosonic Energy, Euronda, Italy) 4 dk süreyle temizlenerek yüzey işlemlerine hazır hale getirildi (Şekil 14).



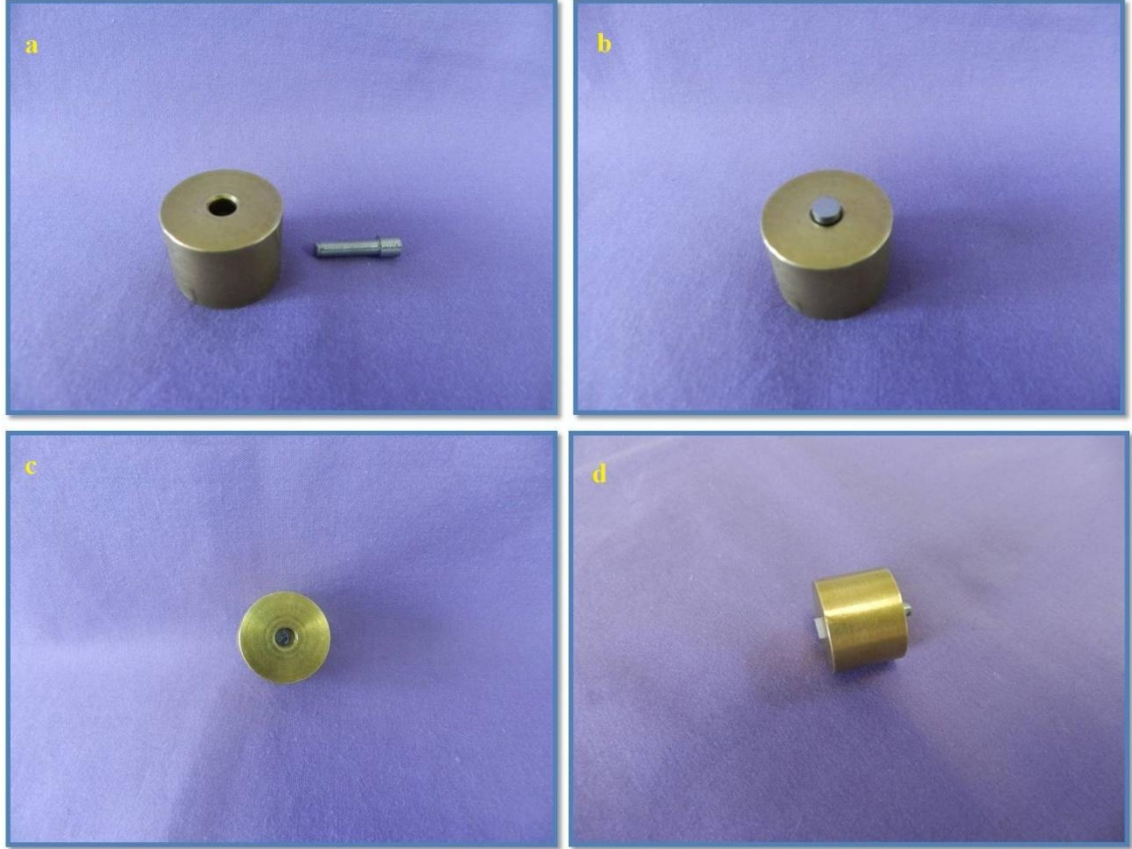
Şekil 13. a. Otopolimerizan akrilik blokların hazırlandığı teflon kalıp ve parçaları **b.** Teflon kalıp **c.** Otopolimerizan akriliğin yuvaya doldurulması **d.** Hazırlanan Akrilik kalıp



Şekil 14. Akrilik kalıplara sabitlenmiş seramik örnekler

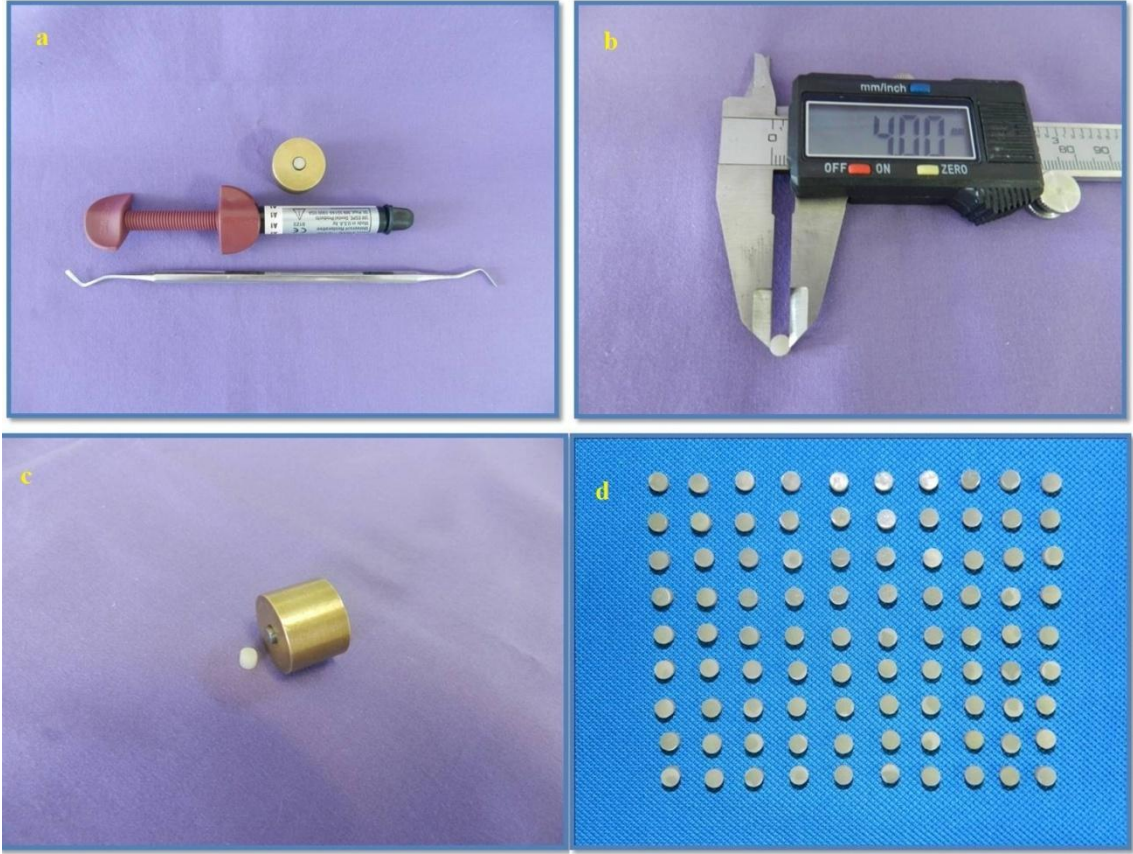
3.3. Kompozit Örneklerin Hazırlanması

Yüzey işlemleri yapıldıktan sonra seramik örneklerin yüzeyine simante edilecek kompozit örneklerin hazırlanabilmesi için özel olarak üretilmiş pirinç bir kalıp kullanıldı (Şekil 15a). Ortasında 4 mm çapında boşluk bulunan kalıpta (Şekil 15b), kompozitlerin standart bir şekilde hazırlanabilmesi ve kalıptan kolayca ayrılabilmesi için üst yüzeyi düz 4 mm çapında silindirik demir bir çubuk kullanıldı (Şekil 15c-d).



Şekil 15. Kompozit Örneklerin hazırlandığı pirinç kalıp (a-d)

Pirinç kalıba demir çubuk sabitlendikten sonra tabakalama tekniği ile kalınlığı 1,5 mm'yi geçmeyecek şekilde kompozit rezin (Filtek Z 250, 3 M ESPE AG, Seefeld, Germany) yığıldıktan sonra polimerizasyon işlemi LED cihazı (Hilux LED 550, Benlioğlu, Ankara, Türkiye) kullanılarak 20 sn sürede gerçekleştirildi. Bu şekilde 4mm çapında ve 4 mm yüksekliğinde 90 adet kompozit örnek elde edildi (Şekil 16a-d).



Şekil 16 a. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan kompozit ve kalıp **b.** Örneklerin boyutlarının dijital kumpas ile kontrolü **c.** Polimerize edildikten sonra kalıptan ayrılmış kompozit örnek **d.** Çalışmada kullanılan kompozit örnekler

3.4. Makaslama Bağlantı Testi Deney Gruplarının Oluşturulması

Bu çalışmada 60 adet seramik örnek kullanıldı. Seramik örneklere biri kontrol olmak üzere toplam dört farklı yüzey işlemi uygulandı. Çalışmada kullanılan deney grupları ve yüzey işlemleri tablo 6'da gösterilmektedir.

Tablo 6. Makaslama Bağlantı Testi Deney Grupları

Gruplar	Yüzey İşlemleri	Örnek Sayısı
Grup K (Kontrol)	110 µm Al ₂ O ₃ partikülleri ile 10 mm mesafeden, 2,8 bar basınç altında 15 sn. süre ile kumlama + Silan bağlayıcı ajan uygulama	15
Grup R	Rocatec Pre partikülleri ile 1 cm mesafeden, 2.8 bar basınç altında, 10 sn. süre ile kumlama + Rocatec Plus partikülleri ile 1 cm mesafeden 2.8 bar basınç altında 13 sn. süre ile kumlama + Silan uygulaması	15
Grup L	200 mj/pulse, 10 Hz 'lik frekansta 10 sn. Er:YAG Lazer uygulaması + Silan Bağlayıcı Ajan uygulama	15
Grup EE	Elektro Erozyon tezgahında 2 amperlik boşalım akımı ile ve ark süresi 8 µs, bekleme süresi 8 µs'lik parametrelere göre 10 dakika işleme.	15

3.4.1. Çalışmada Uygulanan Yüzey İşlemleri ve Uygulama Aşamaları

Grup K (Kontrol): Otopolimerizan akrilik kalıba sabitlenen zirkonyum örnekler ortalama 110 mikronluk Al₂O₃ partikülleri (Şekil 17a) (Korox; Bego, Almanya) ile 1 cm mesafeden 2.8 bar basınç altında Combilabor CL-FSG3Kumlama Cihazı (Şekil 17b)(Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) ile 15 sn süre ile kumlandı. Kumlama yapılan örnekler ultrasonik temizleyicide temizlendikten sonra, kurutularak silan uygulamasına geçildi. Bu amaç için Clearfill Ceramic Primer (Şekil 17c) kullanıldı. Tek kullanımlık fırçalar yardımıyla yüzeye uygulandı ve hava ile hafifçe kurutularak 4 dk. beklendi.Daha sonra simantasyon işlemine geçildi.



Şekil 17 a. 110µm 'lik Al₂O₃ kumu b. Kumlama Cihazı c. Silan Bağlayıcı Ajan

Grup R: Tribokimyasal silika kaplama yöntemi ile yüzeyde homojen bir silika tabakası oluşturabilmek için zirkonyum oksit örnekler kullanım talimatı doğrultusunda öncelikle 110 µm Al₂O₃ partiküllerinden oluşan Rocatec Pre (3M ESPE, Seefeld, Almanya) aşındırma materyali (Şekil 18b) kullanılarak Rocatec (3M ESPE, Seefeld, Almanya) kumlama cihazında 1 cm mesafeden 2.8 bar basınç altında 10 sn. süre ile kumlandı (Şekil 19a).

Pürüzlendirme işleminin ardından, Rocatec Junior Silika Kaplama Modülü (Şekil 19b) içerisine doldurulan silisyum oksit ile kaplanmış 110 µm Al₂O₃ partiküllerinden oluşan Rocatec Plus (Şekil 18a) aşındırıcı kaplama materyali (3M ESPE, AG Dental Products, Seefeld, Almanya); örnek yüzeylerine 1 cm mesafeden 2.8 bar basınç altında 13 sn. süre ile uygulandı. Bu işlemden sonra silika ile kaplanan seramik yüzeyler her türlü kontaminasyondan uzak tutularak hafif basınçlı hava ile temizlendikten sonra bu sisteme ait olan silan bağlayıcı ajan uygulamasına geçildi. Bu amaç için ESPE Sil (3M ESPE, AG Dental Products, Seefeld, Almanya) Silan bağlayıcı ajan (Şekil 18c) bir fırça yardımıyla silika kaplı yüzeylere uygulandı ve 5 dk. beklenildi. Daha sonra simantasyon işlemine geçildi.

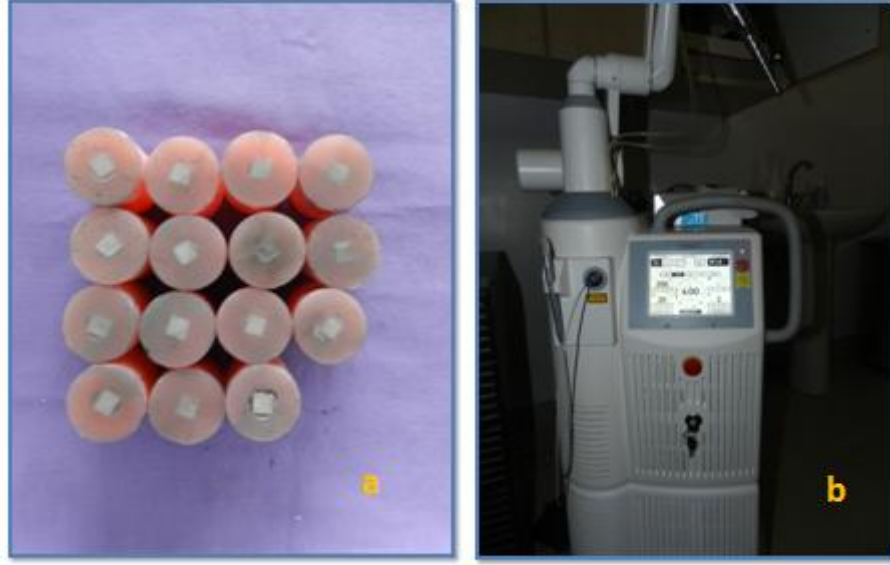


Şekil 18 a. Rocatec Plus Silika kaplı Al_2O_3 partikülü **b.** Rocatec Pre Aşındırma Materyali **c.** Espe-Sil (3M ESPE, Seefeld, Almanya) Silan Bağlayıcı Ajan



Şekil 19 a. Rocatec kumlama cihazı **b.** Rocatec Junior Silika Kaplama Modülü

Grup L: Bu gruptaki seramik örnekler lazer enerjisini daha iyi absorbe edebilmeleri için öncelikli olarak grafit tozu ile kaplandı (Şekil 20a). Daha sonra bu örneklere Fotona AT Fidelis (Fotona, Slovenia) lazer cihazı ile her bir örneğe 10 sn. süre boyunca 200 mJ'lük 10 Hz frekansa sahip Er:YAG lazer uygulaması yapıldı (Şekil 20b). Lazer uygulanan örnekler ultrasonik temizleyicide 4 dk. temizlendikten sonra kurutulup silan bağlayıcı ajan uygulamasına geçildi. Bir fırça yardımı ile tek kat sürülen Clearfill Ceramic primer hava ile kurutulduktan sonra beklemeye bırakıldı. Daha sonra simantasyon işlemine geçildi.



Şekil 20 a. Grafit tozu ile kaplanmış örnekler b. Lazer Cihazı (Fidelis, Fotona)

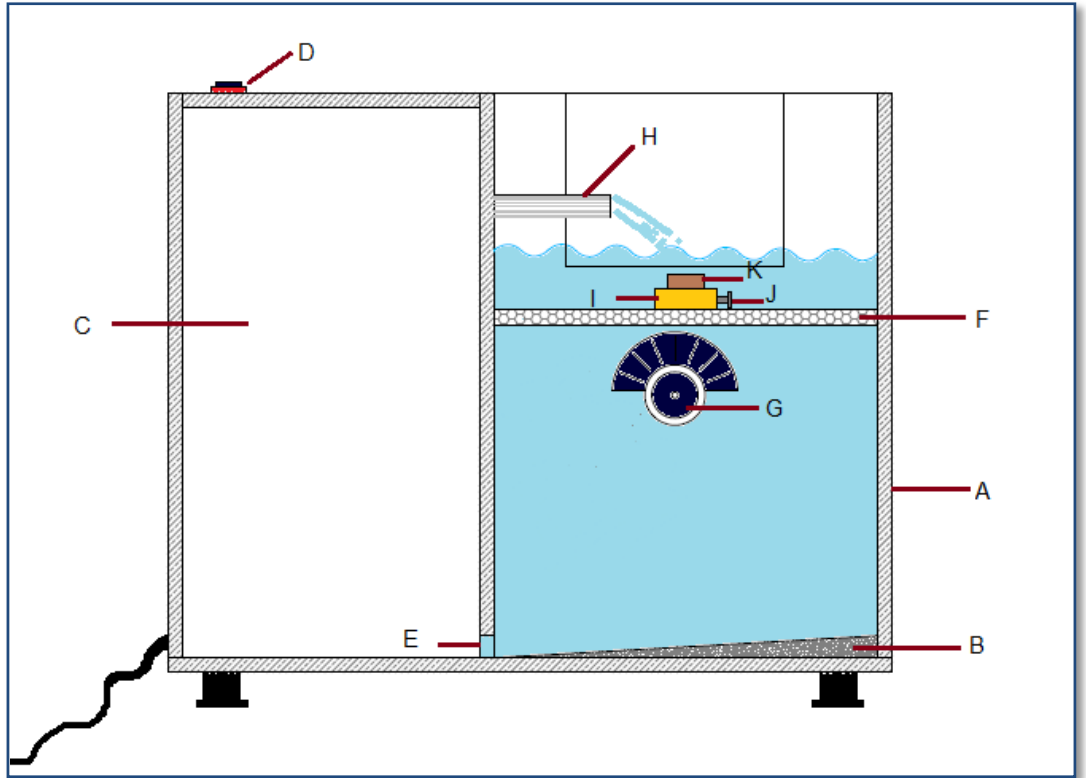
Grup EE: Çalışmamızda Y-TZP esaslı yalıtkan seramik örneklerin EEİ yöntemi ile yüzey pürüzlendirmesinin yapılabilmesi amacıyla Başvuru/Belge No: 2008-2934 numaralı patentteki (PATENT BAŞLIĞI: Elektro Erozyon İle İşleme Yardımıyla Elektriksel İletken Olmayan İş Parçalarının İşlenmesi İçin Bir Yöntem) işleme mantığı baz alınarak, önce EEİ tezgahına yardımcı bir sistem tasarlandı.

EEİ Tezgahına Yardımcı Sistem ve Özellikleri

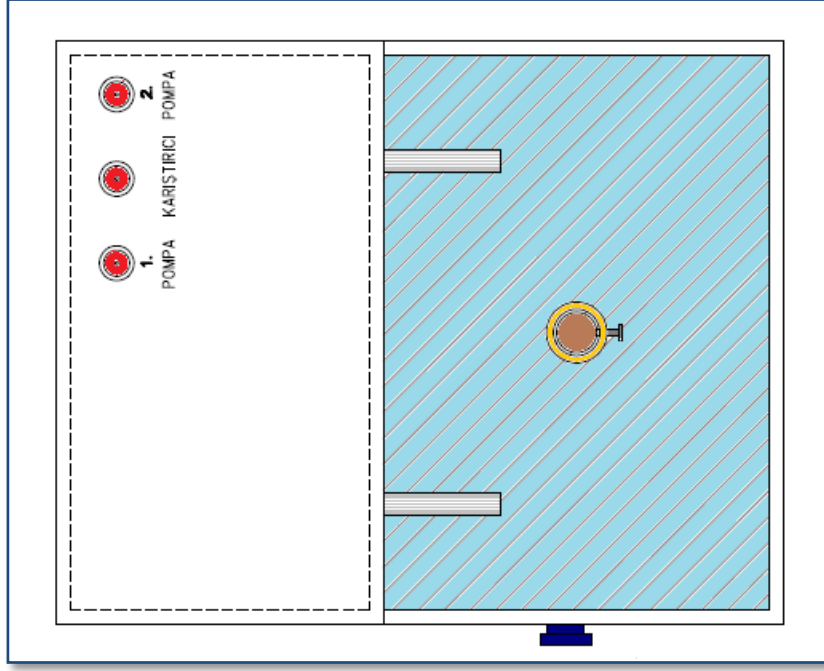
Bu sistem için, 60×50×40 cm ebatlarında dayanıklı polietilen malzemeden dielektrik sıvıyı sızdırmadan taşıyacak şekilde bir tank imal edildi. Tankın kapalı bölmesine; dielektrik sıvı ve tozu karıştıracak bir motor ve buna bağlı bir pervane takıldı. Karışan dielektrik sıvının diğer bölmeye aktarılmasını sağlayacak iki adet pompa yerleştirildi. Elektrik devresi tamamlanan tankın 1.pompa, 2.pompa ve motorunun açma kapama butonları yerleştirildi.

Tankın, üst tarafı tamamen açık olan diğer bölmesinin tabanı,yaklaşık 30 derecelik açıyla eğimli bir şekilde yapıldı. Böylece tabana çöken tozların bu bölümde birikmeden diğer tarafa geçerek, karıştırıcı motor ve pompalar yardımı ile sistemde kalması planlandı. İki bölme arasındaki sıvı geçişi için tabana 1 cm çapında delikler

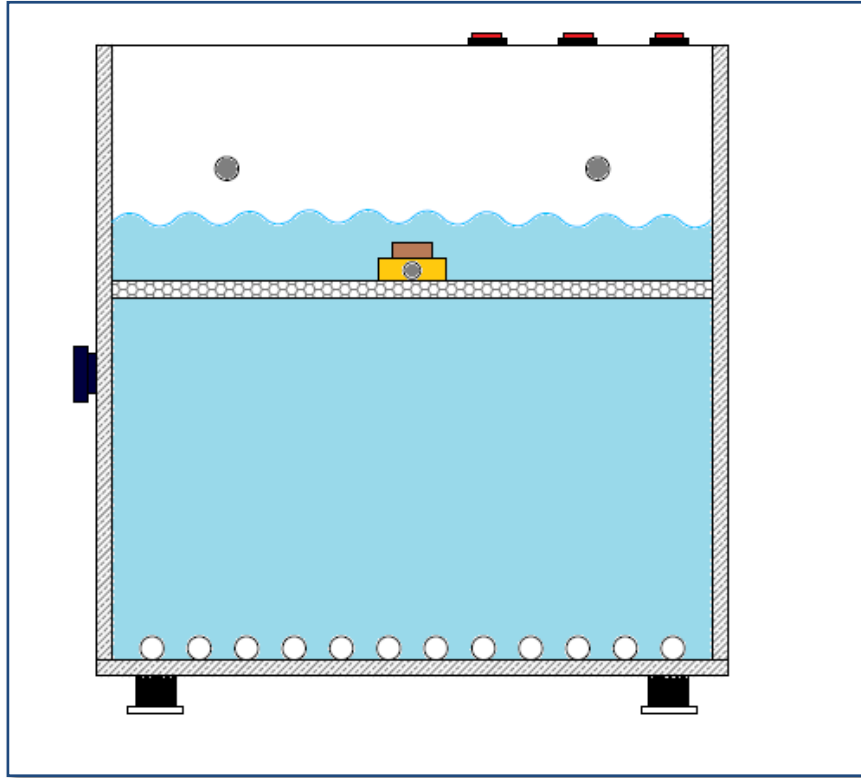
açıldı. Dielektrik sıvının, iş parçası ve elektrot arasına yanal püskürtülmesini sağlayacak şekilde pompaların ucuna, yaklaşık 5 cm uzunluğunda iki adet boru monte edildi. Son olarak iş parçasını taşıyan aparatın üzerine oturtulacağı ve yere paralel olarak duran iletken malzemedan yapılmış bir tabla, tankın açık olan bölümüne yerleştirildi. Tablanın seviyesinin ayarlanabilir olmasını sağlayacak bir sistemle aşağı ve yukarı hareket ettirilmesi sağlandı. Tablanın üzerine iş parçasının sabitleneceği pirinçten yapılmış bir bağlama aparatı monte edildi (Şekil 21a-k,22,23).



Şekil 21 EEİ tezgahına yardımcı sistem ve bölümlerinin şematik çizimi (Frontal Kesit) **a.** 60×50×40 cm ebatlarında sızdırmaz tank **b.** Tankın grafit tozunun birikmeden diğer tarafa geçişini kolaylaştıran eğimli tabanı **c.** 1. pompa, 2.pompa, motor ve pervanesinin bulunduğu tankın kapalı bölümü **d.** 1.pompa, 2.pompa ve motorun bağlı bulunduğu açma kapama butonları **e.** İki bölme arasında hem toz hem sıvının geçişini sağlayan delik **f.** İletken malzemedan yapılmış yukarı ve aşağıya hareket edebilen ve gerektiğinde sabitlenebilen tabla **g.** Tablayı yukarı ve aşağıya hareket ettiren kol **h.** Dielektrik sıvıyı püskürttüren boru **i-j.** Tablaya sabitlenmiş iş parçasını bağlama aparatı ve vidası **k.** İş parçası



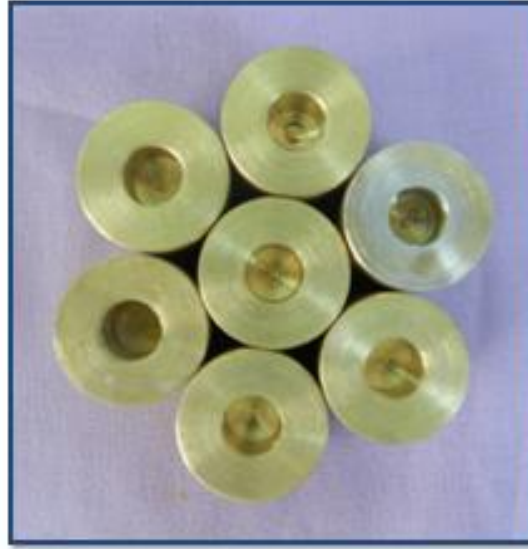
Şekil 22. Tankın üstten görünümünün şematik çizimi



Şekil 23. Tankın yandan görünümünün şematik çizimi

EEİ Tezgahına Yerleştirilecek İş Parçalarının Hazırlanması

Diğer gruplardaki zirkonyum oksit seramik örnekler yüzey işlemlerinin ve makaslama bağlantı testinin yapılabilmesini için üst yüzeyleri paralel olacak şekilde akrilik kalıplara sabitlenmişlerdi. Buradaki örneklerin yalıtkan bir malzeme ile çevrelenmesi EEİ'ye engel olacağı için zirkonyum oksit seramik örneklerin akrilik kalıplarla aynı ebatlarda pirinç kalıplara sabitlenmesi planlandı (Şekil 24). Örneklerin pirinç kalıbın içine elektriksel iletkenliği olan bir malzeme ile tamamen temas ederek sıkıca sabitlenebilmesi için lehim teli kullanıldı (Şekil 25). Eritilen lehim teli ile zirkonyum örnekler üst yüzeyleri açıkta kalacak şekilde pirinç kalıplara sabitlendi .



Şekil 24. 2 cm çapında ve 2.5 cm yüksekliğinde silindirik pirinç kalıplar

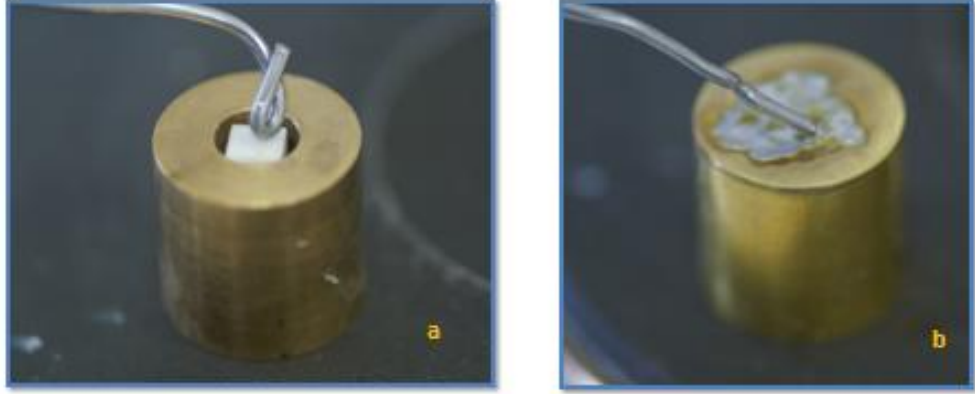
2 cm çapında ve 2.5 cm yüksekliğinde 15 adet pirinç kalıp hazırlandı. Hazırlanan pirinç kalıpların ortasına 8 mm çapında ve 8 mm uzunluğunda silindirik bir boşluk hazırlandı. Hazırlanan pirinç kalıplar zirkonyum örneklerin lehim ile sabitlenebilmesi için elektrikli ocağa yerleştirildi (Şekil 26). Elektrikli ocakta ısınan kalıpların içine lehim teli eritildi (Şekil 27 a-b). Lehim sıvı halde iken presel yardımı ile yerleştirilen zirkonyum örneklerin üst yüzeyi yere paralel olması için, ısıya dayanıklı metal bir plaka yardımıyla kapatıldı. Bu işlemten sonra su soğutması altında soğutulan örnekler üst yüzeylerinin standart hale getirilebilmesi için 600, 800 ve 1000 gridlik zımparalarla zımparalandı (Şekil 28).



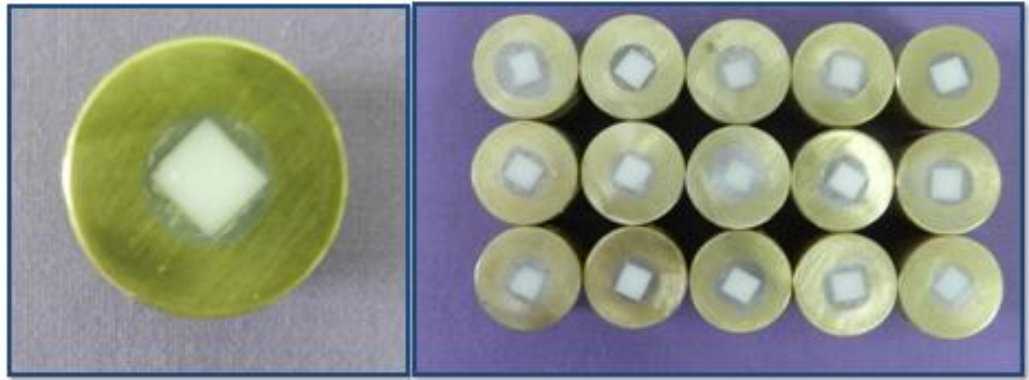
Şekil 25. Zirkonyum örneklerin pirinç kalıplara sabitlenmesinde kullanılan lehim teli



Şekil 26. Pirinç kalıpların ısıtılmasında kullanılan elektrikli ocak



Şekil 27 a. Isıtılan Pirinç Kalıp ve Zirkonyum Örnek b. Erimiş Lehim



Şekil 28. EEİ Yöntemi ile yüzey işleme yapılacak örnekler

Seramik Örneklerle Elektro Erozyon ile Yüzey İşlemi Yapılması

Bu amaç için Gazi Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan Charmilles Isopulse 80 (Charmilles, İsviçre) marka elektro erozyon tezgahı kullanıldı (Şekil 29).

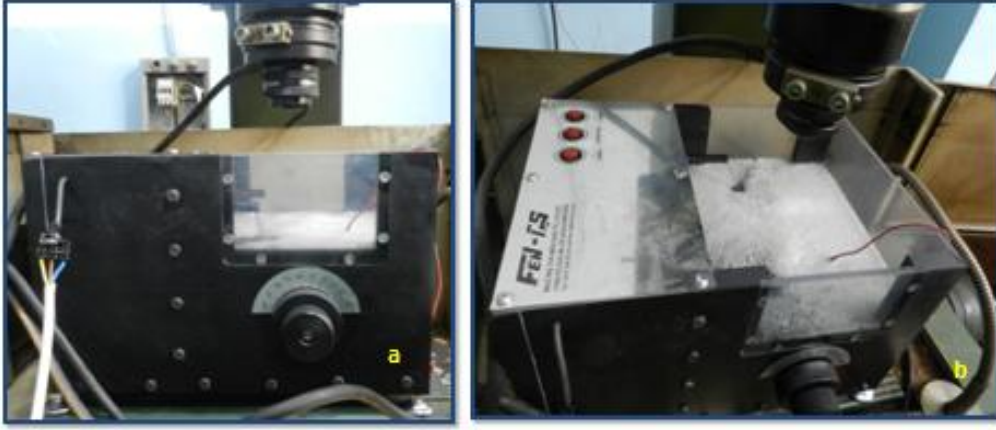
Elektro Erozyon tezgahının servo kontrollü işleme kafasının altına yardımcı tezgah yerleştirildi (Şekil 30 a-b). Daha sonra tankın içine 2/3'ünü dolduracak şekilde gaz yağı ilave edildi. Gaz yağına 3000 meshlik grafit tozu yaklaşık $C_p = 7$ g/lt olacak şekilde ilave edildi.

İşlemeyi yapacak elektrot olarak 2.5 cm çapında 7 cm uzunluğunda silindirik grafit (Şekil 31b-c) seçildi. Tezgahtaki motor ve pompalar çalıştırılarak, dielektrik sıvının içerisindeki tozun homojen hale getirilmesi sağlandı (Şekil 31a).

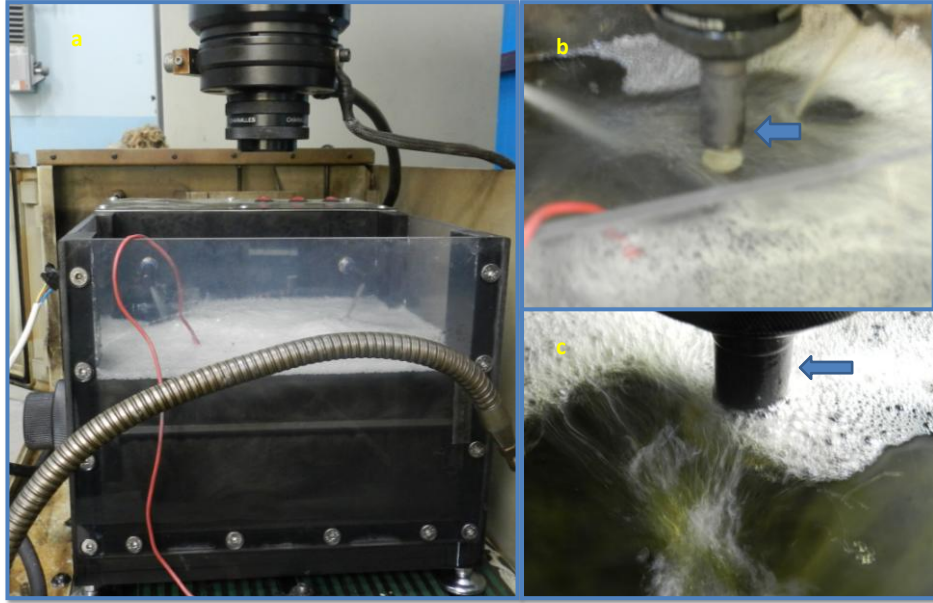
Elektro erozyon ile işlenecek örnekler ile iletken sıvı gümüş (Şekil 32a), bir fırça yardımıyla iki kat sürülerek 5 dk. kurumaya bırakıldı (Şekil 32b). Daha önceki deneysel parametreler sonucunda 2 amperlik boşalım akımı ile, 8 µs boşalım süresi ve 8 µs bekleme süresinde en iyi sonuçlar elde edilmişti. Buna göre pirinç kalıp yardımcı tezgahın içerisindeki bölmesine sabitlendikten sonra ve grafit elektrot tam kalıbın üzerine gelecek şekilde ayarlandıktan sonra tezgah çalıştırıldı ve her bir örneğe yaklaşık 7 dk. elektro erozyon ile yüzey işlemi uygulandı (Şekil 33).



Şekil 29. Elektro Erozyon Tezgahı (Charmilles Isopulse 80) a. Güç Jeneratörü b. Servo kontrollü elektrot besleme ünitesi



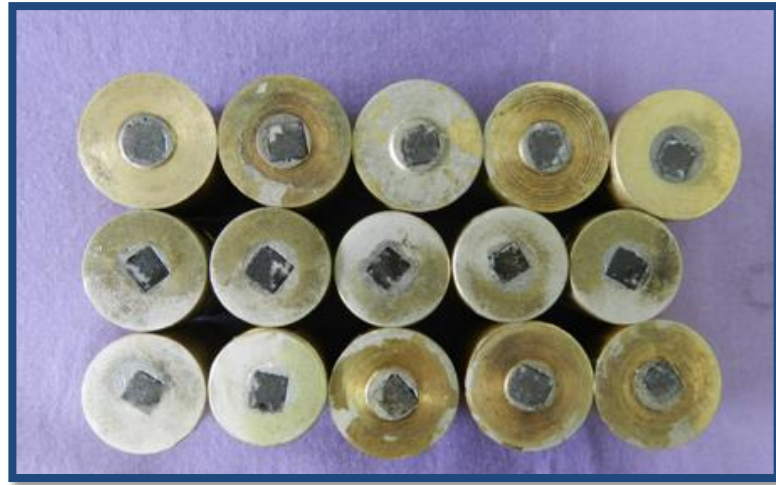
Şekil 30. Dielektrik sıvı dolu tank (Yardımcı Tezgah) a. Önden Görünüş b. Üstten Görünüş



Şekil 31. a. Yardımcı tezgahın yandan görünümü b-c. Grafit elektrot



Şekil 32 a. İletken gümüş içerikli tamir kiti (Loctite 3868, Henkel Loctite, İrlanda) b. İletken tabaka ile kaplanmış zirkonyum örnekler



Şekil 33. Elektro Erozyon İle İşlenmiş Örnekler (Grup E)

Elektro erozyon ile işleme tamamlandıktan sonra örnekler (Şekil 33).ultrasonic temizleyicide aseton içinde 5 dk. bekletildikten sonra distile su ile yıkandı ve hava ile kurutuldu . Simantasyon işlemi için hazır hale getirilmiş bu gruptaki örneklere simantasyon öncesinde, önceki yüzey işlemi yapılmış gruplarda uygulanan metoda göre silan bağlayıcı ajan (Clearfil Ceramic Primer) uygulaması yapıldı.

3.5. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu ile İncelenmesi

Her grubu temsil için ayrılan bir örneğin Gazi Üniversitesi Teknoloji Fakültesi bünyesinde bulunan JEOL/JSM-6060LV taramalı elektron mikroskobu kullanılarak

×500 ve ×1000 büyütmelerde yüzey morfolojilerinin mikroskopik görüntüsü kaydedildi (Şekil 34a,b).



Şekil 34 a. Örneklerin altın ile kaplanması b. Taramalı elektron mikroskobu cihazı

3.6. Kompozit Örneklerin Simantasyonu ve Termal Devirlendirme Uygulaması

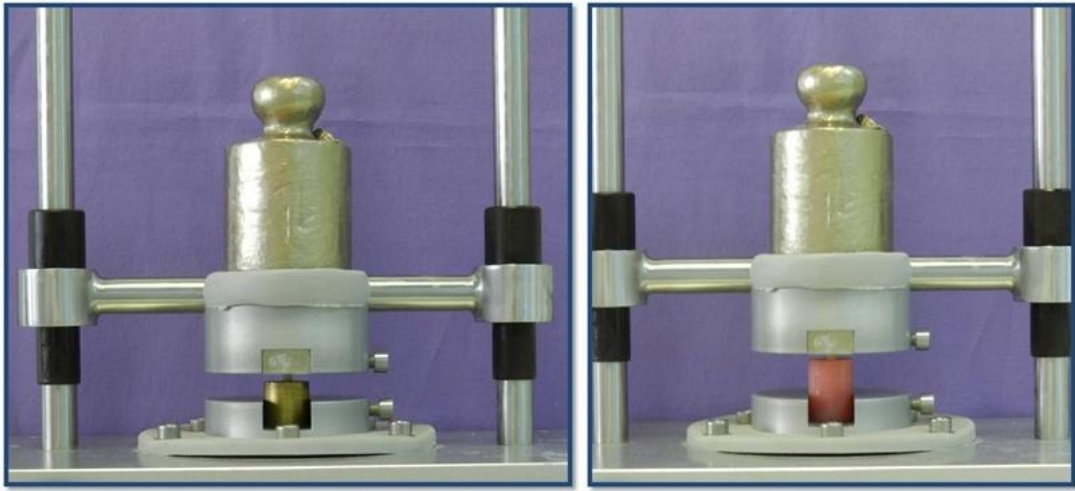
Yüzey işlemleri tamamlanan seramik örneklerin simantasyonu için Panavia F2.0 (Kuraray Co, Japonya) dual polimerize olan rezin siman kullanıldı (Şekil 35).



Şekil 35. Simantasyonda kullanılan (Panavia F2.0 Rezin siman), ED Primer I, II; A ve B Pastaları ve Oxyguard II oksijen bloke edici ajan

Simantasyon işlemi sırasında üreticinin önerisine uygun olarak sırasıyla şu aşamalar izlendi: Rezin simana ait A ve B Primer (ED Primer) likitlerinden birer damla eşit oranda karıştırıldıktan sonra tek kullanımlık fırça yardımı ile seramik yüzeyine tatbik edildi. Hafif basınçlı hava ile kurutulduktan sonra 20 sn. süre ile beklemeye bırakıldı. Daha sonra rezin simanın A ve B pastalarından eşit oranda karıştırıldıktan

sonra seramik yüzeyine bir miktar tatbik edildi. Kompozit Örnek, resin siman tatbik edilmiş seramik örneğin tam merkezine gelecek şekilde konumlandırıldı. Kompozit örnekler 1000 g standart ağırlık altında (Şekil 36) simantasyonlarına izin verecek bir düzenek yardımıyla sabitlendikten sonra, taşan simana ait fazlalıklar uzaklaştırıldı. Simantasyon sahasının çevresine oksijen bloke edici ajan (Oxyguard II, Kuraray, Japonya) sürülerek 3 dk. süreyle beklendi. Oksijen bloke edici ajan temizlendikten sonra her yönden 40 sn. süreyle LED cihazı (Hilux Led 550, Benlioğlu Dental, Türkiye) ile simanın polimerizasyonu sağlandı.



Şekil 36. Örneklerin standart ağırlık altında simantasyonu

Simantasyonu yapılan örnekler 37 °C 'lik distile suda 24 saat bekletildikten sonra termal devirlendirme işlemine geçildi. Tüm örnekler 5 °C ve 55 °C 'de bekleme süresi 30 sn. olacak şekilde termal devirlendirme cihazında (Dentester Salubris Technica, İstanbul, Türkiye) 6000 kez termal devirlendirme uygulandı (Şekil 37).



Şekil 37. Çalışmamızda kullanılan termal devirlendirme cihazı

3.7. Makaslama Bağlantı Testinin Uygulanması

Termal devirlendirme işlemleri sonrasında örneklere Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan Üniversal Test Cihazı'nda (Lloyd-LRX; Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) kafa hızı 0.5 mm/dk. olacak şekilde makaslama testi uygulandı (Şekil 38).

Bağlantı direnci verileri Newton olarak tespit edildi. Daha sonra bu veriler, $\sigma = P/A$ denklemiyle kompozit örneklerin yüzey alanına bölünerek MPa (Megapaskal) cinsinden sonuçlar elde edildi.

$$\sigma = P/A$$

P: Kopma anındaki kuvvet **N (Newton)**

A: Bağlantı alanı (πr^2)



Şekil 38. Üniversal test cihazı ve makaslama testinin yapılması

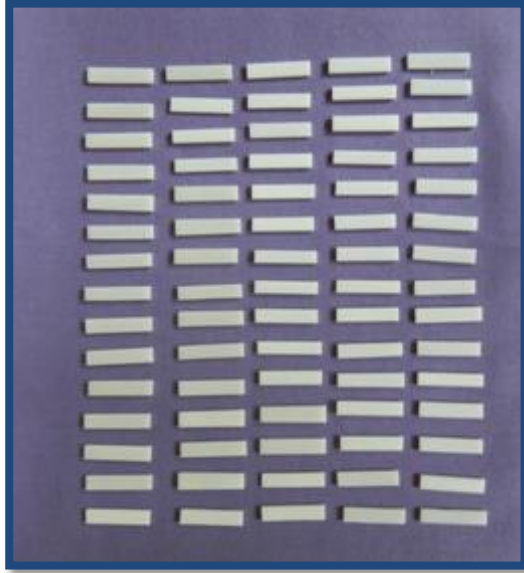
3.8. Verilerin İstatistiksel Analizlerinin Gerçekleştirilmesi

Çalışmada dört farklı yüzey işleminin sonucu elde edilen makaslama bağlantı testine ait verilerin istatistiksel analizleri SPSS (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc, Chicago, ABD) bilgisayar programının 17.0 versiyonu kullanılarak yapıldı. Verilerin Kolmogorov-Smirnov testi ile normal dağılıma uygun olup olmadığı saptandıktan sonra yüzey işlemlerinin bağlantı direncine etkisi tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) ile test edildi. Ortalamaların çoklu karşılaştırılmasında post-hoc tukey testi kullanıldı.

3.9. 3-nokta Eğme Testi Deney Gruplarının Oluşturulması ve örneklerin Hazırlanması

3-nokta eğme testi yapılacak zirkonyum oksit örnekleri elde etmek için 65×30×20 mm ebatlarında yarı sinterlenmiş Y-TZP bloklar kullanıldı. Blokların istenilen ebatlarda kesilebilmesi ve kesme cihazına tutturulabilmesi için otopolimerizan akrilik rezin (Paladent, Heraus Kulzer, Hanau, Almanya) materyalinden hazırlanan kalıba sabitlendi. Akrilik kalıba gömülmüş zirkonyum oksit blok kesim cihazının (Isomet, Buehler, Illinois, ABD) tutucu unsuruna yerleştirilerek hareket etmesi nlendi ve kesimi yapacak olan 0.3 mm kalınlığındaki elmas kesme bıçağı (Series 15 LC, Diamond, Buehler, Illinois, ABD) ile 200 devir/dk. hızla su soğutması altında 25×5×2,5 mm'lik ebatlarda elde edilecek şekilde parçalara ayrıldı.

Elde edilen yarı sinterlenmiş zirkonyum örnekler özel sinterleme fırınında (Ceramill Therm, Amann Girbach, Koblach, Austria) reticinin önerisine uygun olacak şekilde; oda sıcaklığından final sinterleme sıcaklığına (1500 C) kadar dakikada 5-10 C artış hızı süresi boyunca sinterleme, final sıcaklıkta (1500 C) 2 saat boyunca sinterleme ve ardından dakikada 5-10 C soğuma hızı ile oda sıcaklığına gelene kadar sinterleme işlemi yapıldı.



şekil 39. 3-nokta eğme testi için hazırlanan zirkonyum rnekler

Sinterleme işleminden sonra yaklaşık olarak %20 büzölmeye uğrayan 75 adet seramik örnek (Şekil 39) dijital kumpas ile ölçüldü ve 3-nokta eğme testi için içlerinden boyutları yaklaşık olarak 20×4×1,2 mm olan 60 tanesi seçildi. Bu örneklere biri kontrol olmak üzere toplam dört farklı yüzey işlemi uygulandı. Çalışmada kullanılan deney grupları ve yüzey işlemleri tablo 7'de gösterilmektedir.

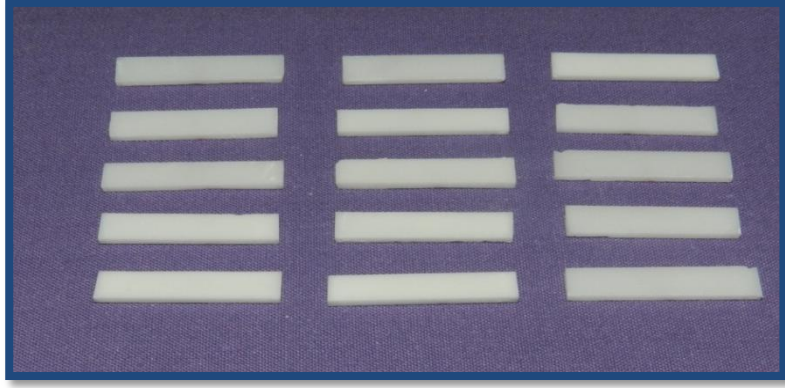
Tablo 7. 3-nokta eğme testinde kullanılan deney grupları ve uygulanan yüzey işlemleri

Gruplar	Yüzey işlemleri	örnek sayısı
Grup K (Kontrol)	110 µm Al ₂ O ₃ partikülleri ile 10 mm mesafeden, 2,8 bar basınç altında 15 sn. süre ile kumlama	15
Grup R	Rocatec Pre partikülleri ile 1 cm mesafeden, 2.8 bar basınç altında, 10 sn süre ile kumlama + Rocatec Plus partikülleri ile 1 cm mesafeden 2.8 bar basınç altında 13 sn süre ile kumlama	15
Grup L	200 mj/pulse, 10 Hz 'lik frekansta 10 saniye Er:YAG Lazer uygulaması	15
Grup EE	Elektro Erozyon tezgahında 4 amperlik boşalım akımı ile ve ark süresi 8 µs, bekleme süresi 8 µs'lik parametrelere göre 30 dakika işleme.	15

3.10. Yüzey İşlemlerinin Gerçekleştirilmesi ve Uygulama Aşamaları

3.10.1. Kumlama

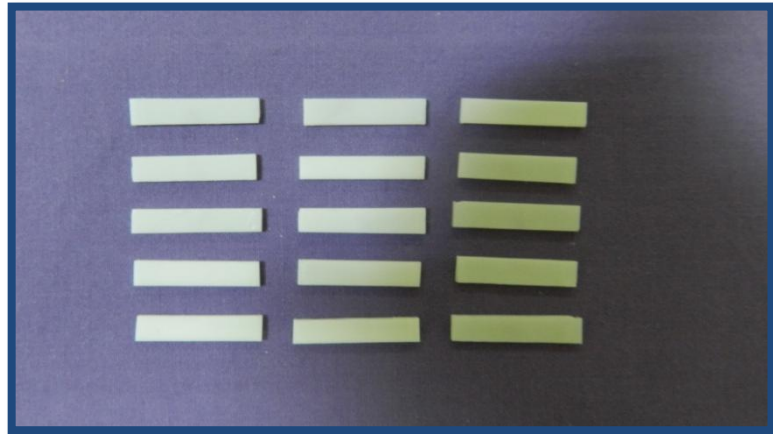
Grup K: Bu grup kontrol grubu olarak belirlendi. Bu gruptaki zirkonyum örneklerin yüzey alanı kumlama cihazının püskürtme ucunun çapından uzun olduğu için, her bir örnek, önce bir yarısı sonra diğer yarısı olmak üzere iki aşamada kumlandı. Bu amaç için 110 mikronluk Al₂O₃ partikülleri (Korox; Bego, Almanya) 1 cm mesafeden 2.8 bar basınç altında Combilabor CL-FSG3 Kumlama Cihazı (Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) ile 15 sn süre boyunca püskürtüldü. Daha sonra tüm örnekler ultrasonik temizleyicide temizlendi (Şekil 40).



Şekil 40. Kumlama yapılmış örnekler

3.10.2. Tribokimyasal Silika Kaplama

Grup R: Tribokimyasal silika kaplama yöntemi ile yüzeyde homojen bir silika tabakası oluşturabilmek için zirkonyum oksit örnekler kullanım talimatı doğrultusunda öncelikle 110 μm Al_2O_3 partiküllerinden oluşan Rocatec Pre (3M ESPE, Seefeld, Almanya) aşındırma materyali kullanılarak Rocatec ((3M ESPE, Seefeld, Almanya) kumlama cihazında önce bir yarısı, sonra diğer yarısına uygulanacak şekilde 1 cm mesafeden 2.8 bar basınç altında 10 sn süre ile kumlandı. Pürüzlendirme işleminin ardından, Rocatec Junior Silika Kaplama Modülü içerisine doldurulan silisyum oksit ile kaplanmış 110 μm Al_2O_3 partiküllerinden oluşan Rocatec Plus aşındırıcı kaplama materyali (3M ESPE, AG Dental Products, Seefeld, Almanya); örnek yüzeylerine 1 cm mesafeden 2.8 bar basınç altında 13 sn süre ile uygulandı (Şekil 41).



Şekil 41. Tribokimyasal Silika kaplama yapılmış örnekler (Grup R)

3.10.3. Lazer Uygulama

Grup L: Bu gruptaki seramik örnekler lazer enerjisini daha iyi absorbe edebilmeleri için öncelikli olarak grafit tozu ile kaplandı (Şekil 42). Daha sonra bu örneklere Fotona AT Fidelis (Fotona, Slovenia) lazer cihazı ile her bir örneğin önce bir yarısına, sonra diğer yarısına 10 sn. süre boyunca 200 mJ'lük 10 Hz frekansa sahip Er:YAG lazer uygulaması yapıldı. Lazer uygulanan örnekler ultrasonik temizleyicide 4 dk. temizlenip kurutuldu.



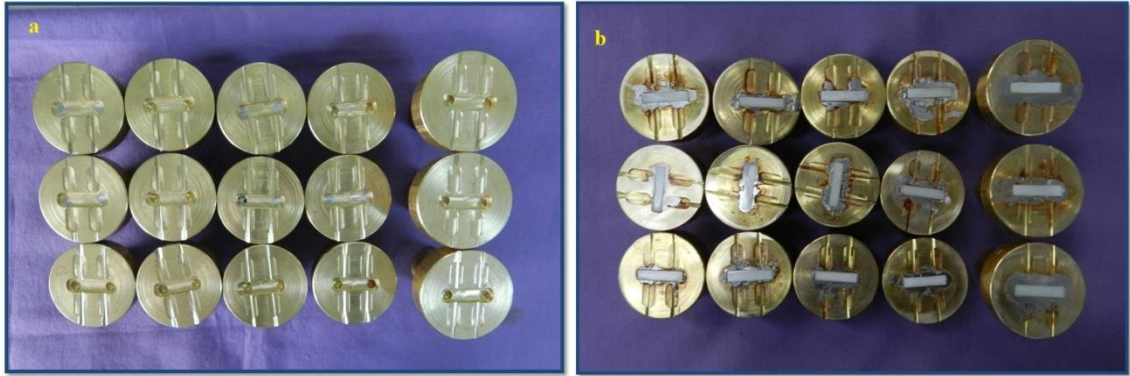
Şekil 42. Grafit Tozu ile kaplanmış seramik örnekler

3.10.4. Elektro Erozyon İle İşleme

Grup EE: Çalışmamızın bu gruptaki örneklerine EEİ yöntemi ile yüzey pürüzlendirilmesi Gazi Üniversitesi Araştırma Laboratuvarında bulunan Elektro erozyon tezgahında gerçekleştirildi. İşleme haznesi olarak daha önce anlatılan yardımcı sistem kullanıldı. Elektrot olarak 2,5 cm çapında, 7 cm uzunluğunda grafit elektrot kullanıldı. Yardımcı elektrot olarak iletken gümüş içerikli sıvı (Loctite 3868, Henkel, Almanya) kullanıldı. Dielektrik sıvı olarak ise gaz yağı ve grafit tozu karışımı kullanıldı.

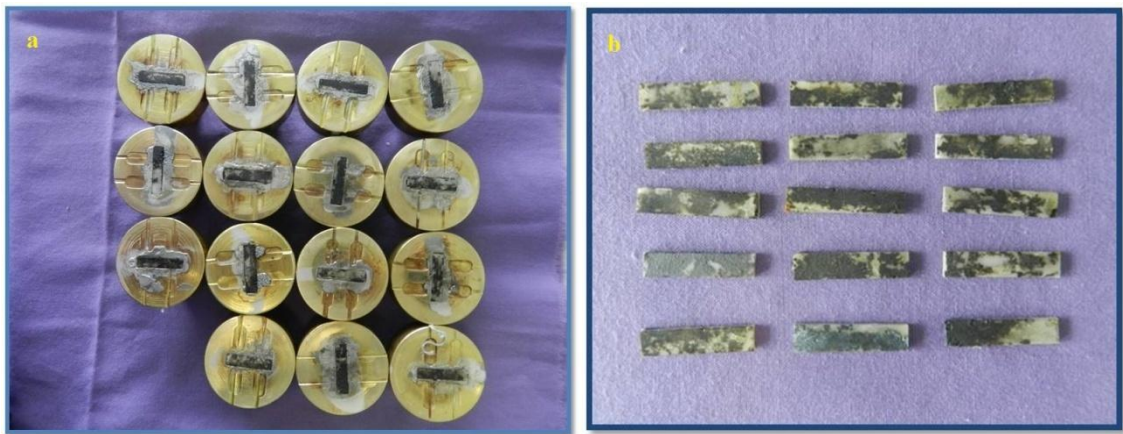
Bu grupta kullanılan iş parçası olarak adlandırılan zirkonyum oksit örneklerin hazırlanmasında numaralı patentteki ve daha önceki deneysel çalışmalar referans alınarak aynı şekilde 20×4×1,2 mm ebatlarındaki zirkonyum örnekler özel olarak üretilen pirinç kalıplara sabitlendi. Bu amaç için 4 cm çapında 15 adet pirinç kalıp hazırlandı. Hazırlanan bu kalıpların ortasına 25×8×2 mm ebatlarında dikdörtgen bir yuva ve yan taraflarına lehim kaçış kanalları hazırlandı (Şekil 43a) Pirinç kalıplar

elektrikli ocağa yerleştirildikten sonra ısınan kalıpların içine lehim teli eritildi. Lehim sıvı hale geldiğinde boşluğun içerisine zirkonyum örnekler yerleştirilerek üst yüzeyi yere paralel olacak şekilde metal bir plaka yardımıyla sabitlendi. Daha sonra su ile soğutulan örnekler üst yüzeylerinin standart hale getirilebilmesi için 600, 800 ve 1000 gridlik zımparalarla düzeltildi (Şekil 43b).



Şekil 43 a. Çalışmada kullanılan pirinç kalıplar **b.** Lehimle Pirinç kalıplara sabitlenmiş zirkonyum örnekler

Lehimle pirinç kalıplara sabitlenmiş örneklerin tüm yüzeyine bir fırça yardımı ile iletken gümüş içerikli sıvı iki kat sürüldü ve beş dk. kurumaya bırakıldı. Daha sonra yardımcı tezgahdaki yerine sabitlenen her bir örneğe 4 amperlik boşalım akımı, 8 μ s'lik boşalım süresi ve 8 μ s'lik bekleme süresi ile tüm yüzey homojen bir şekilde işleninceye her bir örnek yaklaşık 30 dk. boyunca işlendi (Şekil 44a).

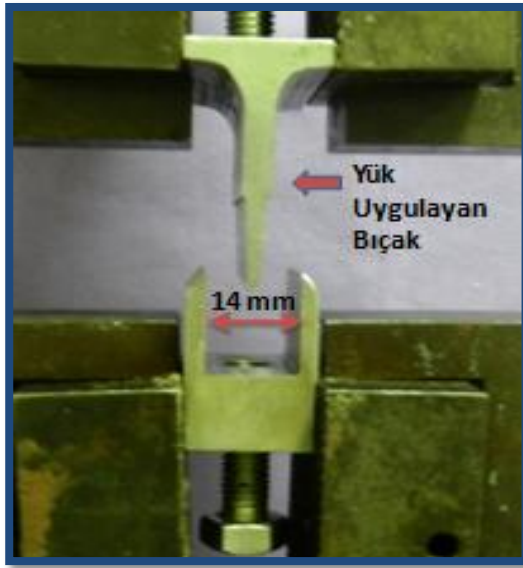


Şekil 44 a. Elektro Erozyon ile İşlenmiş Örnekler **b.** Pirinç Kalıptan ayrılmış Örnekler

3-nokta eğme testinin yapılabilmesi için pirinç kalıptan ayrılması gereken örnekler tekrar elektrikli ocağa alınarak lehim erimeye başladığında presel yardımı ile kalıptan ayrıldı (Şekil 44b).

3.11. 3-nokta Eğme Testinin Uygulanması

Yüzey işlemlerinin zirkonyum oksit seramiklerin bükülme dayanıklılığına etkisini araştırmak amacıyla 3-nokta eğme testi yapıldı. Bu amaç için dayanaklar arası mesafesi 14 mm olan ve dayanakların uç noktalarının çapı 0.8 mm olacak şekilde bir test düzeneği hazırlandı. Yükü uygulayacak test düzeneği için uç kısmı ISO 6878 standardına uygun olacak şekilde 1.4 mm genişliğinde kesme bıçağı hazırlandı (Şekil 45).



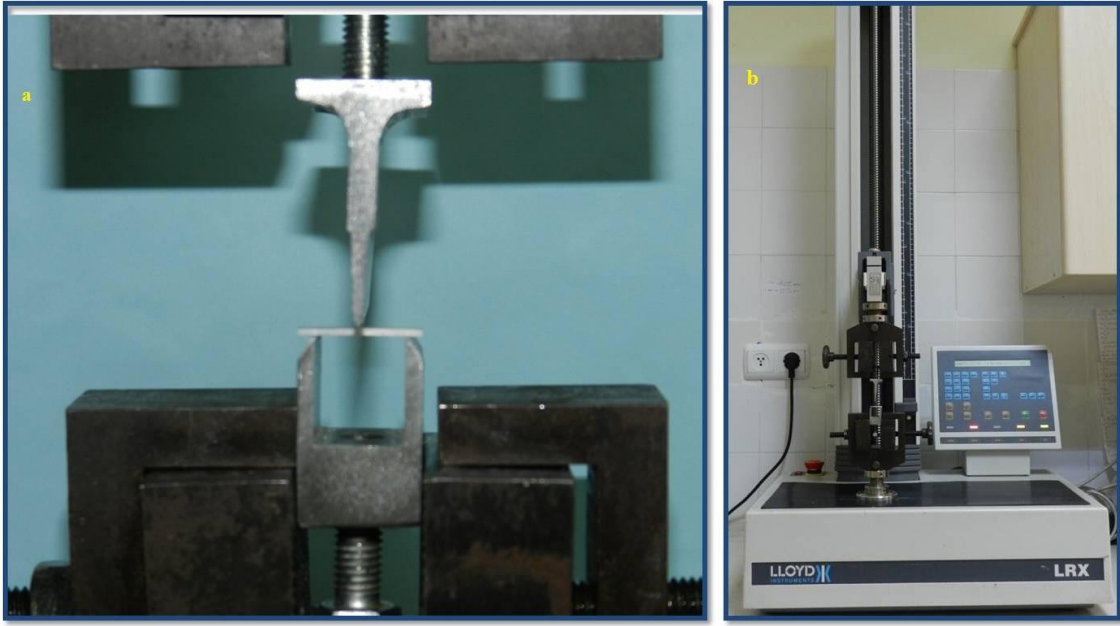
Şekil 45. 3-nokta eğme testinde kullanılan test düzeneği

Testimiz için yaptırdığımız düzenek ve yük uygulama bıçağı universal test cihazına (Şekil 46a) yerleştirilip sabitlendi. Daha sonra zirkonyum örnekler yatay ve tam merkeze gelecek şekilde yerleştirildikten sonra 0.5 mm/dk. kafa hızında kırılana kadar yük uygulaması yapıldı (Şekil 46b). Kırılma anındaki kuvvet Newton olarak

kaydedildi ve aşağıdaki formüle yerleştirilerek zirkonyum örneklerin kırılma direnci Mega Paskal cinsinden hesaplandı.

$$M = \frac{3Wl}{2bd^2}$$

W=Kırılma Kuvveti (Newton), l= Dayanaklar arası mesafe, b=Bloğun genişliği, d= Bloğun kalınlığı



Şekil 46 a. 3-nokta eğme testinin yapılması b. Universal Test Cihazı

3.12. Verilerin İstatistiksel Analizlerinin Gerçekleştirilmesi

Çalışmada 3-nokta eğme testine ait verilerin verilerin istatistiksel analizleri SPSS (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc, Chicago, ABD) bilgisayar programının 17.0 versiyonu kullanılarak yapıldı. Verilerin Kolmogorov-Simironov testi ile normal dağılıma uygun olup olmadığı saptandıktan sonra, yüzey işlemlerinin bükülme dayanıklılığına etkisi tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) ile test edildi. Ortalamaların çoklu karşılaştırılmasında post-hoc tukey testi kullanıldı.

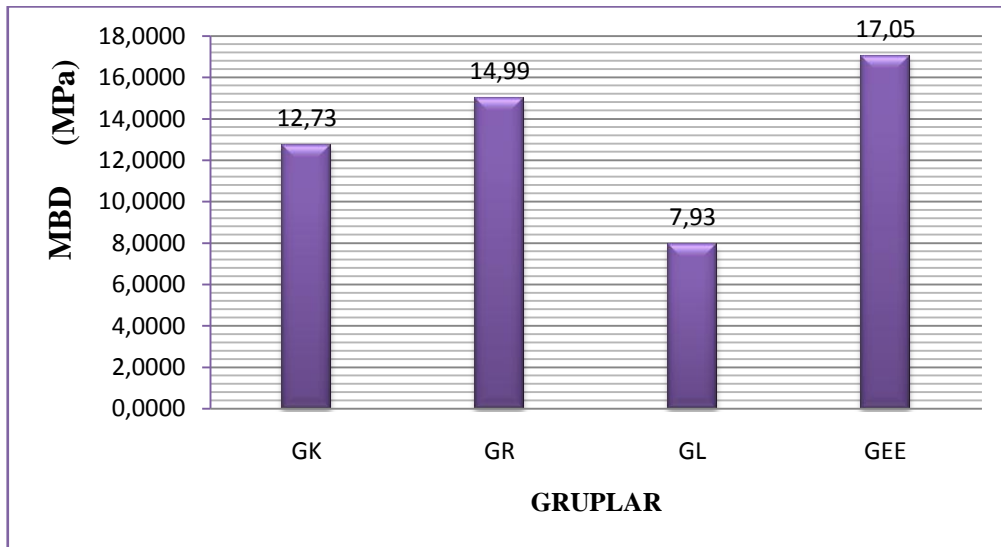
4. BULGULAR

4.1.Grupların Makaslama Bağlanma Dayanıklılıkları Açısından Değerlendirilmesi

Yapmış olduğumuz makaslama bağlantı testinde, 4 farklı deney grubunun her birinde 15 adet olmak üzere, toplam 60 adet örnekte; zirkonyum oksit seramikler ile rezin siman arasındaki bağlantı kuvvet değerleri incelendi. Elde edilen verilerin Kolmogorov-Smirnov testi ile normal dağılıma uygun olup olmadığı değerlendirildi ve tüm verilerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü. Daha sonra veriler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Post-Hoc testlerinden, Tukey testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi. ANOVA sonuçları Tablo 8'de verilmiştir. Grupların; ortalama, minimum, maksimum makaslama bağlantı değerleri ve standart sapmaları Tablo 9'da ve Şekil 48'de görülmektedir.

Tablo 8. Makaslama bağlantı kuvvet değerlerinin karşılaştırıldığı tek yönlü ANOVA sonuçları

	Kareler Toplamı	Df	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Gruplar arası	690,180	3	230,060	22,415	,000
Grup içi	574,777	56	10,264		
Toplam	1264,957	59			

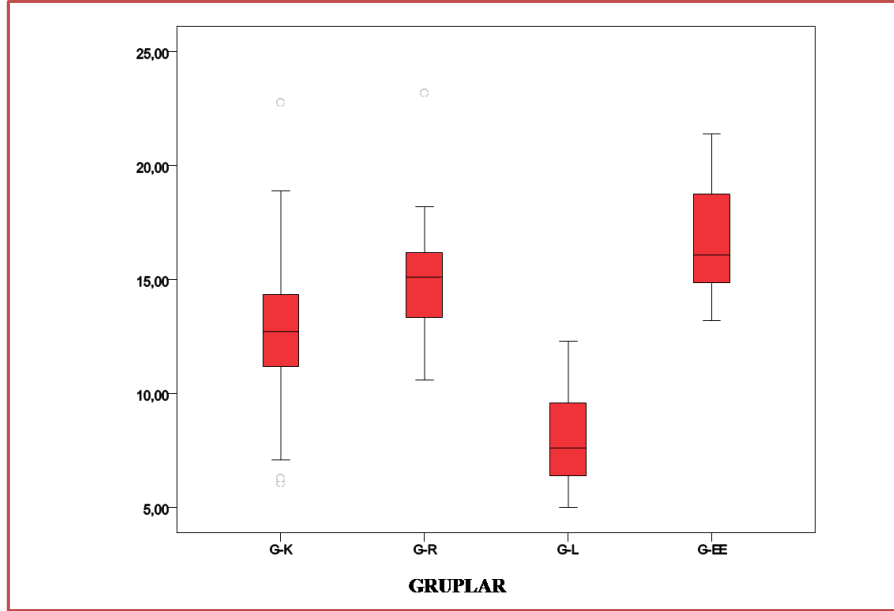


Şekil 47. Makaslama Bağlantı Kuvvet Değerlerinin (MBD) Şeması

Tablo 9. Gruplara ait ortalama, minimum, maksimum, makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri ve standart sapmaları

Gruplar	Örnek Sayısı (n)	Ortalama (MPa)	Standart Sapma	Minimum (MPa)	Maksimum (MPa)
GK	15	12,73 ^b	4,41243	6,10	22,80
GR	15	14,99 ^c	3,14957	10,60	23,20
GL	15	7,93 ^a	2,07587	5,00	12,30
GEE	15	17,05 ^c	2,71237	13,20	21,40

Not: Aynı harflerdeki gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur.



Şekil 48. Gruplara ait ortalama, minimum, maksimum makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri ve standart sapmalarını gösteren grafik

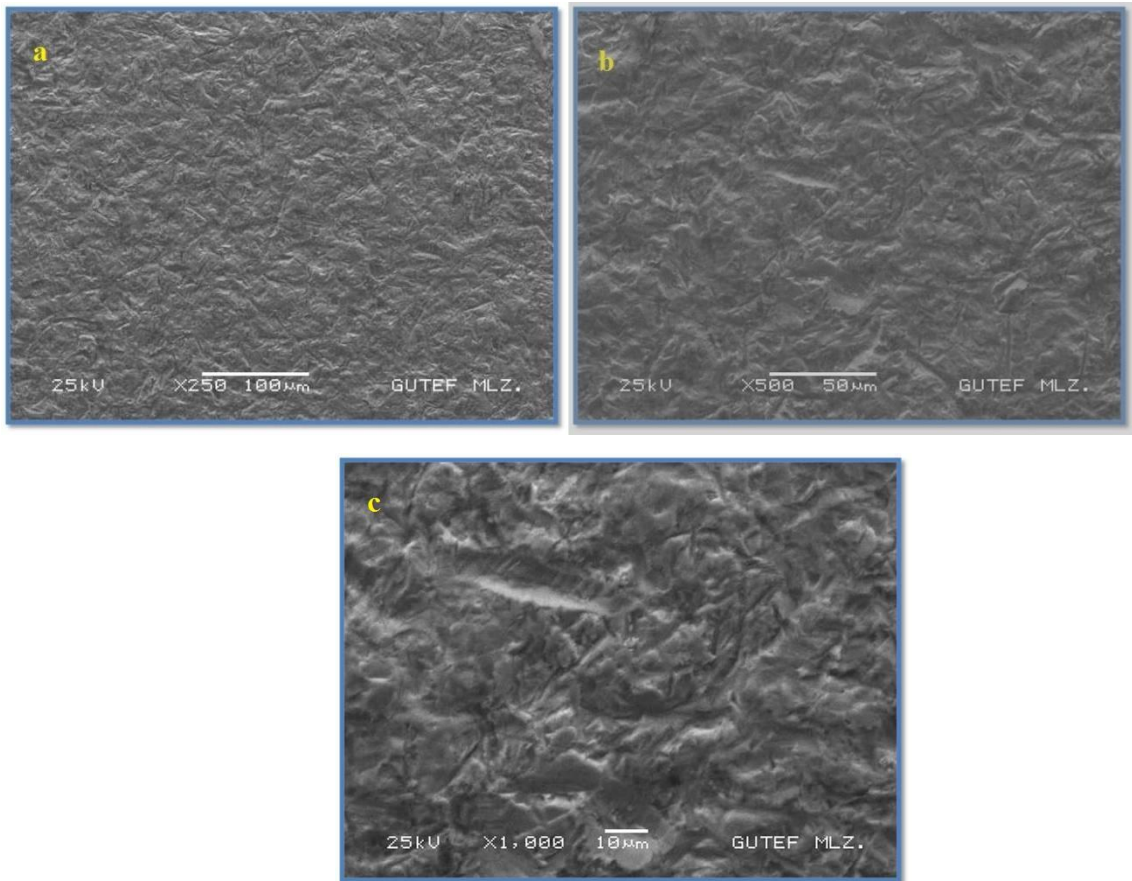
Tek yönlü varyans analizi sonucunda farklı yüzey işlemleri ile elde edilen makaslama bağlantı kuvvet değerleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur ($p < 0,01$) (Tablo 9). En yüksek makaslama bağlantı değeri Elektro Erozyon ile yüzey işlemi yapılan gruptan (GEE) elde edilmişken, en düşük makaslama bağlantı değeri ise Lazer Uygulanan gruptan (GL) elde edilmiştir ve, GEE ile GL arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,01$). Tribokimyasal silika kaplama yöntemi

uygulanan gruptaki (GR) ortalama kuvvet deęerleri, GEE grubundaki ortalama deęerden daha dūşüktür. Fakat bu iki grup; GEE ve GR arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p>0,05$).

Kontrol olarak; Kumlama ve ardından silan bağlayıcı ajan uygulanan grup (GK) seçilmiştir. En yüksek bağlantı direncine sahip olan grup (GEE) ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,01$).GL ile GK arasında da istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$). GR grubuna ait değerler kontrol grubundan daha yüksektir ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı seviyede fark bulunmuştur ($p<0,05$).

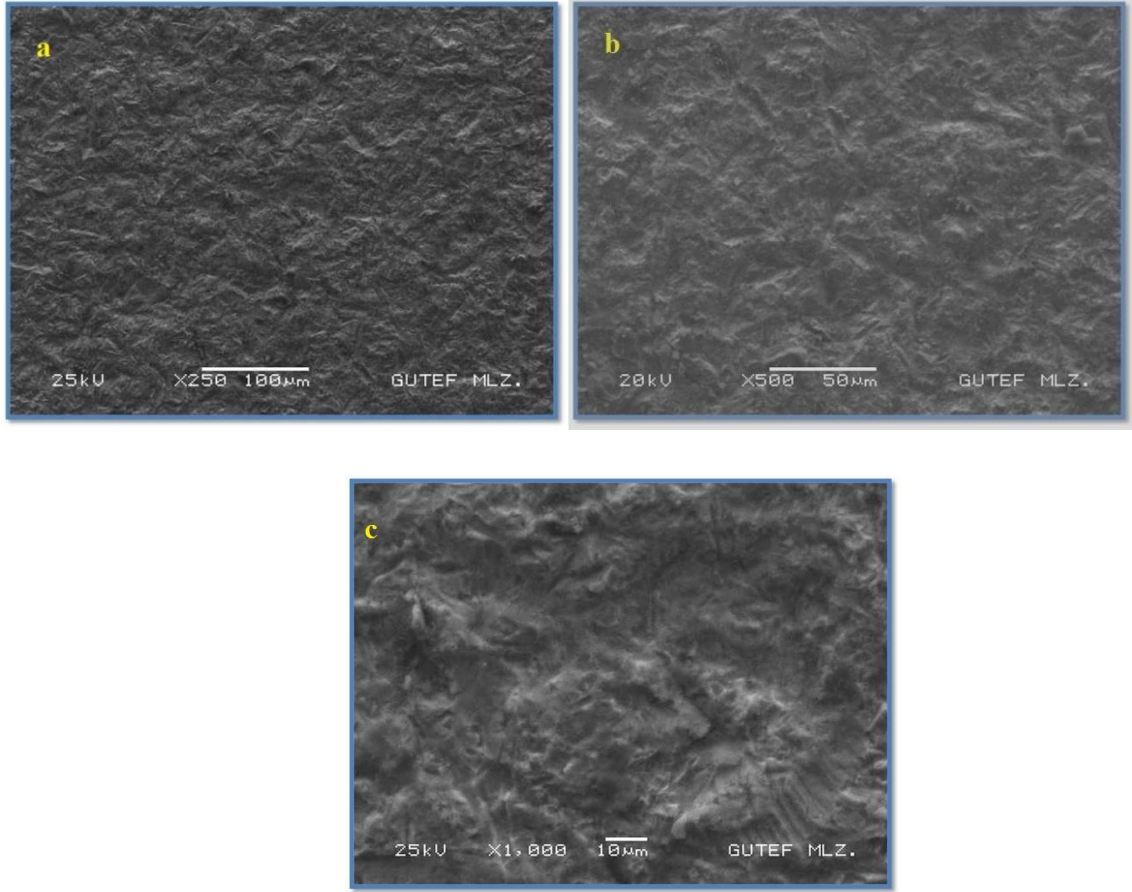
4.2. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri

Çalışmamızda zirkonyum oksit seramik yüzeylerine uygulanan 4 farklı yüzey işleminin ardından elde edilen SEM görüntüleri Şekil 49, 50, 52 ve 53'te gösterilmektedir.



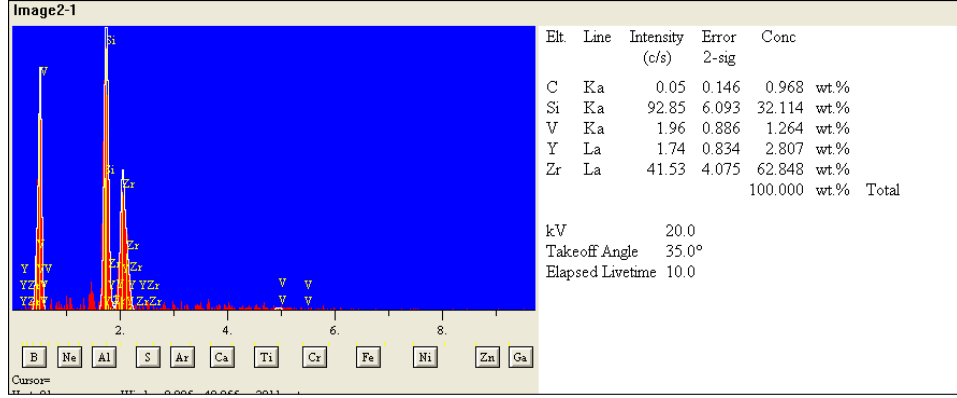
Şekil 49. Kumlama yapılmış zirkonyum örneğın SEM görüntüleri a. x250 b. x500 c. x1000.

Aynı zamanda kontrol olarak kabul edilen kumlama yapılmış grubun SEM görüntüleri incelendiğinde yüzey yapısının oldukça farklılaştığı ve çukur ve tepelerin oluştuğu gözlenmektedir (Şekil 49a,b,c).

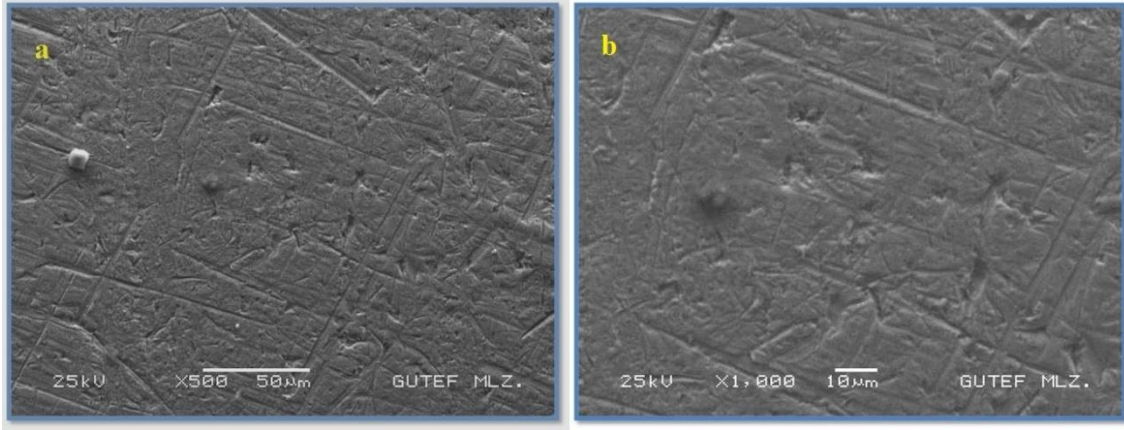


Şekil 50. Tribokimyasal silika kaplama işlemi (Rocatec) yapılan zirkonyum örneğe ait SEM görüntüleri **a.** x250 **b.** x500 **c.** x1000.

Rocatec grubundaki örneğe ait SEM görüntüleri ile Kumlama grubuna ait SEM görüntüleri oldukça benzerdir (Şekil 50 a,b,c). İki grubun görüntülerinin benzer olması oldukça beklenen bir durumdur. EDS analizi sonucunda yüzeydeki silika miktarı %92,85 oranında bulunmuştur (Şekil 51).

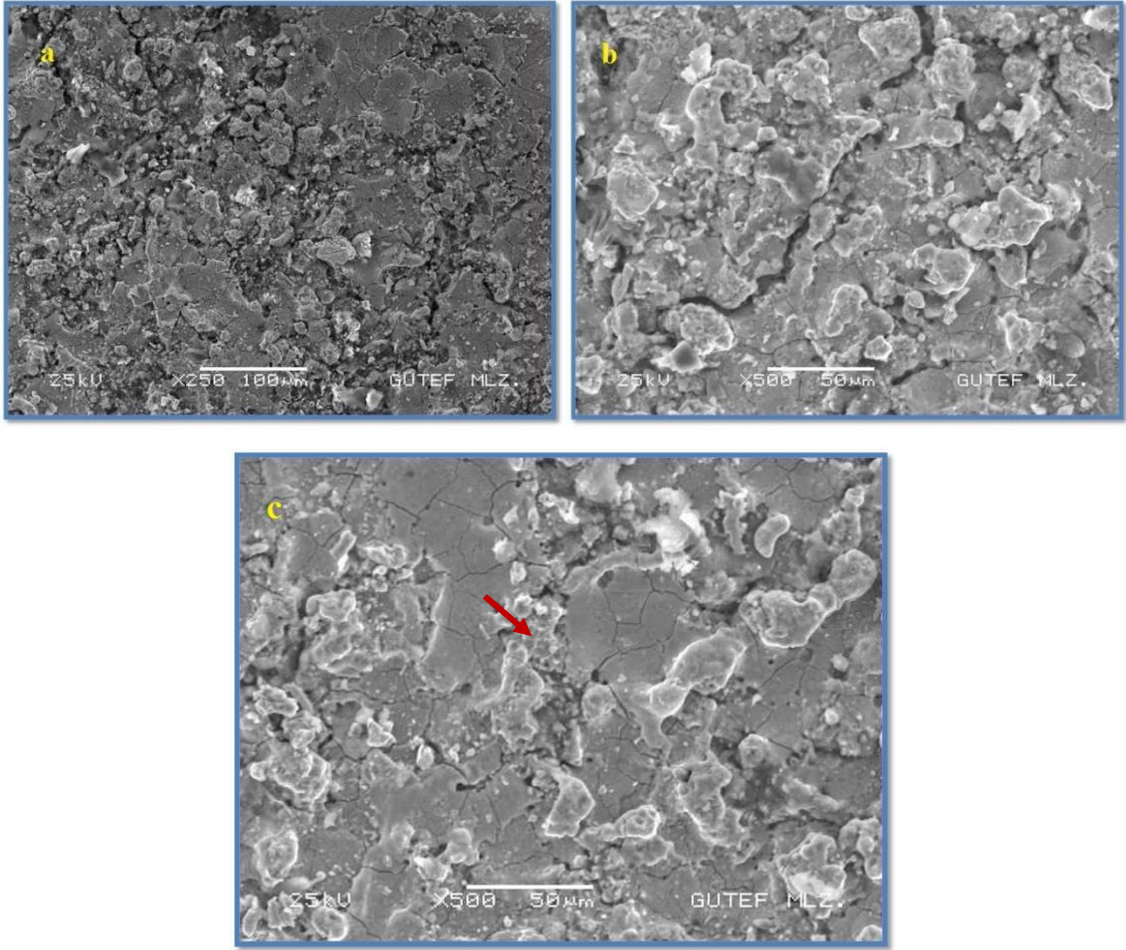


Şekil 51. Tribokimyasal silika kaplama işlemi yapılan örneğe ait EDS analizi görüntüsü.



Şekil 52. Er:YAG Lazer uygulanmış örneğin SEM görüntüleri **a.** x500 **b.** x1000.

Lazerle yüzey işlemi yapılmış gruptan alınan örneklerden elde edilen SEM görüntüleri incelendiğinde kontrol grubuna göre yüzey bütünlüğünde daha az bozulma görülmektedir. Görüntülerdeki çizgilerin kesme bıçağının izleri olduğu tahmin edilmektedir. Girintili ve çukur alanların sayısı az ve yetersiz görünmektedir (Şekil 52 a,b).



Şekil 53. Elektro Erozyon ile İşleme yapılmış Örneğin SEM Görüntüleri. **a.**x250 **b,c.** x500

Grup EE 'den elde edilmiş SEM görüntüleri incelendiğinde diğer üç gruptaki görüntülerden oldukça farklı bir yüzey izlenmektedir (Şekil 53 a,b). Çok fazla sayıda çukurlu, parçalı ve keskin kenarlı yüzeyler izlenmektedir. 500X büyütmede elde edilen görüntüde yüzeyde meydana gelmiş çatlaklar daha rahat izlenmektedir (Şekil 53c. Kırmızı ok ile gösterildi).

4.3. 3- nokta Eğme Testi Sonucu Elde Edilen Verilerin Analizi

Çalışmamızda gerçekleştirdiğimiz yüzey işlemlerinin, zirkonyum oksit seramiklerin bükülme dayanıklılığına etkisini incelemek amacıyla 3-nokta eğme testi gerçekleştirildi. Toplam 60 adet örneğe ait veriler Kolmogorov-Smirnov testi ile normal dağılıma uygun olup olmadığı yönünden değerlendirildi ve tüm verilerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü. Daha sonra veriler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile değerlendirildi. ANOVA'ya ait sonuçlar Tablo 10'da görülmektedir. ANOVA sonuçlarına göre gruplar arasında anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$).

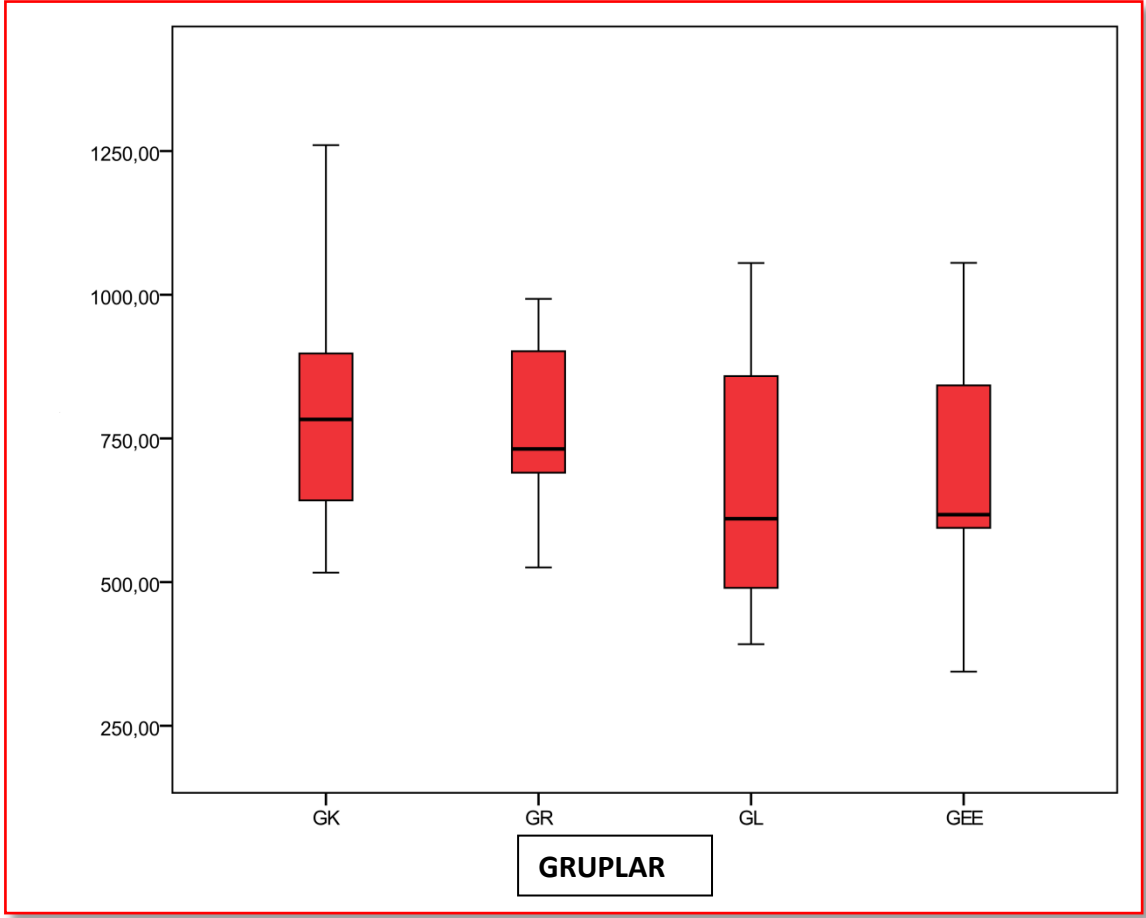
Grupların; ortalama, minimum, maksimum makaslama bağlantı değerleri ve standart sapmaları Tablo 11 ve Şekil 54'te görülmektedir.

Tablo 10. 3-nokta eğme testine ait ANOVA sonuçları

	Kareler Toplamı	Df	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Gruplar arası	209700,017	3	69900,006	1,603	,199
Grup içi	2442177,469	56	43610,312		
Toplam	2651877,486	59			

Tablo 11. 3-nokta eğme testi verilerine ait minimum, maksimum, ortalama değerleri ve standart sapmaları

Gruplar	Örnek Sayısı (n)	Ortalama (MPa)	Standart Sapma	Minimum (MPa)	Maksimum (MPa)
GK	15	809,47	223,74377	516,40	1260,30
GR	15	800,47	205,54649	525,50	1356,70
GL	15	679,19	221,08305	391,90	1055,20
GEE	15	695,79	182,35377	344,20	1055,40



Şekil 54. Gruplara ait ortalamaları ve standart sapmaları gösteren grafik.

3-nokta eğme testine ait verilerin Tek yönlü ANOVA sonuçlarına göre ortalamalar arasında anlamlı bir fark yoktur.

Zirkonyum oksit seramiklere ait kırılma değerleri incelendiğinde en yüksek sonuç GK (Kumlama) grubundan elde edilmiştir. Kumlama grubuna çok yakın değerler GR (Tribokimyasal silika kaplama) grubundan elde edilmiştir. En düşük bükülme dayanıklılık değerleri GL (Er:YAG Lazer uygulama) grubundan elde edilmiştir.

İlk kez değerlendirilen GEE 'ye ait değerler kumlama (GK) ve Rocatec (GR) ile pürüzlendirme işleminden düşük çıksa da aralarında anlamlı olarak fark yoktur ($p>0,05$).

5.TARTIŞMA

Zirkonyum oksit seramikler, CAD/CAM teknolojisinin de gelişmesiyle, son on yılda oldukça popüler hale gelmiş ve diş hekimliğinde yaygın bir kullanım alanı bulmuşlardır. Zirkonyum oksit seramiklerin klinik olarak başarılı bir şekilde kullanılmalarında, simantasyon işlemi önemli bir faktördür. Zirkonya, her ne kadar konvansiyonel simanlarla simante edilebilse de, marjinal bütünlüğün sağlanması, dayanakların kısa ve konik olduğu durumlarda tutuculuğun artırılması, dayanağın ve dişin kırılmaya karşı direncinin artırılarak restorasyonun ömrünün uzatılması açısından adeziv simantasyon önem taşımaktadır (Burke ve ark., 2002; Derand ve ark., 2005; Atsu ve ark., 2006; Kern ve ark., 2009).

Adeziv simantasyon prosedürü; mikro mekanik bağlantı için yüzey işlemini yani seramiği pürüzlendirmeyi, kimyasal bağlantı için primer uygulamayı ve rezin simanlarla simantasyon işlemini içermektedir (Blatz ve ark., 2003). Bununla birlikte rezin siman ve zirkonya arasındaki bağ nispeten zayıftır. Herhangi bir yüzey işlemi veya primer uygulamadan zirkonya ve kompozit rezin arasındaki makaslama bağlantı dayanıklılık değeri yalnızca 1,5 MPa olarak bildirilmiştir (Derand ve ark., 2005). Bu nedenle son yıllarda, zirkonyum oksit seramiklerin yüzey pürüzlülüğünü ve kimyasal bağlantısını arttırmaya yönelik pek çok adeziv strateji geliştirilmeye çalışılmıştır.

Zirkonyumun diş yapısına ve diğer materyallere bağlantısı güçlü bir rezin bağlantısını gerektirmektedir. Resin bağlantısının başarısı, yüzey pürüzlendirme ile elde edilen mikro mekanik kilitleme, mekanik bağlantıya ve eğer mümkün olabiliyorsa siman ve seramik arasındaki kimyasal bağlantıya dayanmaktadır (Blatz ve ark., 2003; Kern , 2009; Thompson ve ark., 2011). Moradabadi ve ark.'nın (2013) mikro mekanik ve kimyasal olmak üzere iki farklı adezyon mekanizmasının zirkonya seramiği ve dual-cure rezin siman (Panavia F2.0) arasındaki bağlantı dayanıklılığına etkisini inceledikleri çalışmalarında; herhangi bir pürüzlendirme yapılmadan yalnızca kimyasal adezyon mekanizmasına yönelik işlem yaptıkları gruplardan genel olarak düşük bağlantı değerleri elde etmişlerdir. Buna göre zirkonya ve rezin siman arasındaki yeterli bağlantı dayanıklılığı elde etmeye yönelik baskın mekanizmanın "mikro mekanik retansiyon" olduğunu bildirmişlerdir (Moradabadi ve ark., 2013).

Fosforik asit (H_3PO_4) ve hidroflorik asitle (HF) pürüzlendirme mikro mekanik retansiyon sağlamak amacıyla silika bazlı seramiklerde en yaygın kullanılan yüzey pürüzlendirme yöntemidir. Ancak bu yöntem silika içeriğinden yoksun zirkonya gibi seramiklerde etkili olamamaktadır (Kern ve Wegner, 1998; Blatz ve ark., 2003). Bu nedenle alternatif pek çok yöntem arayışına gidilmiştir. Literatürde zirkonyum oksit seramiklere uygulanan pek çok yüzey işleminden bahsedilmektedir. Örneğin: Elmas frezlerle aşındırma (Derand ve Derand, 2000; Derand ve ark., 2005), alüminyum oksit partikülleri ile kumlama (Kern ve Thompson, 1995; Kern ve Wegner, 1998; Wolfart ve ark., 2007; Özcan ve Vallittu ,2003), tribokimyasal silika kaplama (Kern ve Thompson, 1995; Piwowarczyk ve ark., 2005; Atsu ve ark., 2006; Valandro ve ark., 2006; Matinlinna ve ark., 2007)., lazerle pürüzlendirme(Spohr ve ark., 2008; Cavalcanti ve ark., 2009a), selective infiltration etching yöntemi (Aboushelib ve ark., 2007, Casucci ve ark., 2009), yüzeye camsı düşük ısı porseleni uygulama (Derand ve ark., 2005; Kitayama ve ark., 2009) vb. yöntemler.

Derand ve Derand'ın (2000) 3 farklı yapıştırma simanının (Superbond C&B, Panavia 21, Twinlook) zirkonyum oksit seramiklerin bağlantı dayanıklılığına etkisini inceledikleri çalışmalarında, zirkonyum oksit örneklerine, bir grubu elmas frezlerle aşındırma olmak üzere beş farklı yüzey işlemi uygulamışlardır. SEM ile inceleme sonucunda, elmas frezlerle aşındırılan seramik yüzeyinde paralel çiziklerin ortaya çıktığını, Al_2O_3 partikülleri ile kumlama ise daha düzensiz bir yüzey meydana geldiğini gözlemlemişlerdir. Buna rağmen kumlama ($50\mu m Al_2O_3$, $250\mu m Al_2O_3$) ve elmas frezlerle aşındırma arasında bağlantı değerleri açısından çok az bir farklılık elde etmişlerdir (Derand ve Derand, 2000).

Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yüksek dayanıklı seramik materyalleri için oldukça sık tercih edilen bir yüzey pürüzlendirme yöntemidir (Kern ve Thompson,1995; Blatz ve ark., 2003; Blatz ve ark., 2007; Wolfart ve ark., 2007). Mekanik bir yüzey işlemi olan kumlama, hem yüzey pürüzlülüğünü arttırarak rezin simanın tutunabileceği daha fazla yüzey alanı sağlar, hem de organik kontaminantları seramik yüzeyinden temizleyerek yüzey enerjisini ve ıslatılabilirliği arttırır. Bu sayede rezin-seramik arasındaki bağlantıyı kuvvetlendirir (Kern ve Thompson, 1995; Yang ve ark., 2007; 2008; Kern, 2009). Della Bona ve ark.'nın (2007) In-ceram zirkonya seramiğinde çeşitli

yüzey işlemleri sonucunda meydana gelen pürüzlülük değerlerini inceledikleri çalışmalarında, kumlama ve silika kaplamaya ait Ra değerlerini anlamlı olarak yüksek bulmuşlardır (Della Bona ve ark., 2007).

Literatürler incelendiğinde çok farklı tanecik boyutlarında (50-250 μm) Al_2O_3 partikülleri kullanıldığı görülmektedir (Derand ve Derand, 2000; Wegner ve Kern, 2000; Özcan ve Vallittu, 2003; Blatz ve ark., 2004; Atsu ve ark., 2006; Wolfart ve ark., 2007; Yang ve ark., 2008; Oyagüe ve ark., 2009; Phark ve ark., 2009, Külünk ve ark.,2010). Kern (2009), oksit seramiklerin adeziv rezinlerle olan bağlantısını incelediği derlemesinde; 50-110 μm alümina partiküllerini 2,5 bar basınç altında uygulamanın yüzeyde yeterli bir temizleme ve pürüzlendirme meydana getireceğini savunmuştur. Yine Phark ve arkadaşları (2009), iki farklı tanecik boyutunda (50 ve 110 μm) alümina partikülleri ile yaptıkları çalışmalarında, tanecik büyüklüğünden bağımsız olarak, kumlamanın, uzun dönem makaslama bağlantı dayanıklılığında artışa yol açtığını bulmuşlardır.

Bizim çalışmamızda diğer çalışmalara paralel olarak (Kern ve Wegner, 1998; Wegner ve Kern, 2000; Özcan ve Vallittu, 2003; Amaral ve ark., 2006) kumlama rejimi, 110 μm Al_2O_3 partikülleri kullanılarak 2,5 bar basınç altında 15 sn. süre ile gerçekleştirilmiştir. Bu grup diğer mekanik yüzey pürüzlendirme işlemlerini kıyaslayabilmek için kontrol olarak seçilmiştir. Ayrıca bu gruptaki örnekten elde ettiğimiz 500 ve 1000 büyütme SEM görüntüleri de, yüzey yapısının morfolojik olarak oldukça değiştiğini, mikro mekanik retansiyonu ve yüzey alanını arttıracak şekilde irili ufaklı çukur ve tepelerin oluştuğunu göstermektedir.

Adeziv dış hekimliğinde ilk olarak metal bağlantısını arttırmaya yönelik uygulanmış bir yöntem olan tribokimyasal silika kaplama sistemleri (Rocatec ve Cojet Sistem; 3M Espe, Seefeld, Almanya) silika kaplı alümina partiküllerinin yüzeye basınçlı bir şekilde püskürtülerek yüzeyin silika ile kaplanması esasına dayanır. Daha sonra ise yüzeydeki silika tabakasına kimyasal olarak bağlanabilen MPS silan uygulaması yapılır (Kern, 2009; Thompson ve ark., 2011).

Silan bağlayıcı ajanlar;daha hassas bir ifade ile trialkoksisilanlar, hibrid organik-inorganik bi fonksiyonel moleküllerdir ve bağlantı sağlayıcı ajanlar olarak rol

oyunlar (Matinlinna ve ark., 2004). Tipik bir silan bağlayıcı ajan bir organofonksiyonel bölümden ve hidrolize olabilen 3 adet trialkoksi gruptan oluşur. Bağlantı sağlayabilmesi için aktive edilmesi lazımdır. Yani bir miktar etanol ya da su gibi çözücülerin içerisinde hidrolizasyon reaksiyonuna uğrarlar ve silanol bağlarını yaparlar. Silan molekülü silanola hidrolize olduktan sonra yüzeydeki silika ile ya da hidroksil grupları ile polisiloksan bağlarını yaparlar. Organofonksiyonel bölüm ise çoğunlukla bir metakrilat grubudur ve kompozit rezinin içindeki monomerle polimerize olabilmektedir (Matinlinna ve ark., 2004; Matinlinna ve ark., 2006). Fakat daha önce yapılan çalışmalar göstermiştir ki, silan bağlayıcı ajanlar zirkonyum oksit seramiklerde tek başlarına başarılı bir rezin bağlantısı sağlayamamaktadır (Kern ve Wegner, 1998; Wegner ve Kern, 2000; Blatz ve ark., 2003; Özcan ve Vallittu, 2003).

Genel olarak cam infiltre oksit seramiklerde (tribokimyasal silika kaplama ile başarılı bir rezin seramik bağlantısı elde edilebilmektedir (Kern ve Thompson, 1995; Özcan ve Vallittu, 2003; Valandro ve ark., 2004; Bottino ve ark., 2005; Amaral ve ark., 2006; Valandro ve ark., 2007). Cam infiltre seramikler yaklaşık %20 olarak cam içeriğine sahiptirler ve silika kaplı alümina partiküllerinin basınçla püskürtülmesi sırasında ağırlıklı olarak bu camsı faz uzaklaştırılır ve silika partikülleri mekanik olarak yüzeye yapışır. Ancak gözenekli bir yapıya sahip olmamaları ve sinterleme derecelerine bağlı olarak, alümina ve zirkonya gibi oksit seramiklerde silika kaplamayı takiben silan uygulama ile elde edilen sonuçlar biraz daha çelişkilidir. Örneğin zirkonyaya göre daha gözenekli bir yapıya sahip saf alumina seramiklerde (Procera Alumin; Nobel Biocare, Goteborg, İsveç) silika kaplamayı takiben silan bağlayıcı ajan uygulama ile başarılı bir rezin bağlantısı elde edilmiştir (Hummel ve Kern, 2004; Blatz ve ark., 2003; Özcan ve Vallittu, 2003). Yine yapılan bazı çalışmalarda silika kaplama ile zirkonyum oksit seramiklerde güçlü bir rezin bağlantısı sağlanmıştır (Piwowarczyk ve ark., 2005; Blatz ve ark., 2007). Ancak literatürde; bu yöntem bazı yoğun sinterlenmiş alümina ve zirkonya seramiklerde, yapay yaşlandırma sonucu bağlantı kuvvetinde azalmalara (Kern ve Wegner, 1998; Wegner ve Kern, 2000; Özcan ve Vallittu, 2003; Lüthy ve ark., 2006; Matinlinna ve ark., 2006) hatta termal devirlendirme sonrasında kendiliğinden kopmalara neden olmuştur (Matinlinna ve ark., 2006) . Bu çalışmaların hepsinde kullanılan simanlar, seramikler, bağlantı test yöntemleri ve termal devirlendirme rejimleri farklı olsa da Matinlinna ve ark., (2006) esas olarak zirkon ve rezin

bağlantısının tribokimyasal silika kaplama sonucunda zayıf olmasının yüzeye tutunan silika miktarının az miktarda ve zayıf olması ile açıklamışlardır. Ancak Matinlinna ve ark.'nın (2006) yapmış oldukları çalışmalarında silanizasyon öncesi seramik örnekleri 10 dk. ultrasonik temizleyicide temizlemiştir. Daha sonra yaptıkları X ışını spektroskopisi (EDS) sonucunda yüzeydeki silika miktarını %11.2 bulmuşlardır. Nishigawa ve arkadaşları (2008), ultrasonik temizleme yapılan silika ile kaplanmış zirkonyum oksit seramik örneklerin rezin simanla olan bağlantı dayanıklılığına etkisini inceledikleri çalışmalarında silanizasyon öncesi silika kaplamayı takiben farklı sürelerde ultrasonik temizlemeden sonra EDS analizi ile yüzeydeki elemental dağılımı incelemiştir. Buna göre ultrasonik temizlemenin yüzeydeki silika içeriğini anlamlı olarak düşürdüğü sonucuna varmışlardır. Bu nedenle bizim çalışmamızda rocatec sistem (3M Espe, Seefeld, Almanya) ile silika kaplama yapılan seramik örnekler silanizasyon öncesinde kontaminasyondan kaçınılarak herhangi bir ultrasonik temizleme işlemine tabi tutulmadı. Çalışmamızda tribokimyasal silika kaplama yapılan gruptaki örneklerden rastgele seçilen bir tanesine ait EDS analizine göre, yüzeyde oldukça fazla miktarda silika bulunduğu tespit edildi. EDS analiz sonucu ve Rocatec grubundan elde ettiğimiz yüksek bağlantı değerleri bu öngörüğü destekler niteliktedir.

3 farklı yüzey işleminin In-Ceram Zirkonya seramiğinin, rezin simanla olan mikro gerilim bağlanma dayanıklılığına etkisinin incelendiği Amaral ve arkadaşlarının (2006) yapmış oldukları çalışmada, seramik yüzeyleri 1200 gridlik zımparalarla standart hale getirildikten sonra sırasıyla şu yüzey işlemleri uygulanmıştır: 1) 110µm Al₂O₃ partikülleri ile kumlama (2,8 bar, 10 mm, 20 sn.) + Silanizasyon ((Espe-Sil), 2) Rocatec sistem (Rocatec pre+Rocatec plus+Silanizasyon), 3) Cojet sistem (110µm Al₂O₃+30µm SiO_x+Silanizasyon). Daha sonra örnekler 750 g standart ağırlık altında rezin siman (Panavia F; KurarayCo, Japonya) ile simante edilmişler ve 7 gün suda bekletildikten sonra mikro tensile bağlantı testine tabi tutulmuşlardır. Buna göre en yüksek sonuçlar sırasıyla Rocatec ve Cojet sistemlerinin (26,7MPa, 24,6 MPa) kullanıldığı silika kaplama gruplarından elde edilmiştir. Her iki silika kaplama yöntemi arasında anlamlı olarak fark bulunmazken, kumlama grubu (20,5 MPa) ile bu gruplara göre istatistiksel olarak daha düşük sonuçlar elde edilmiştir (Amaral ve ark., 2006). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde tribokimyasal silika kaplama yapılan gruptaki (GR) değerler (14,99 MPa), kumlama (GK) yapılan gruptaki (12,73 MPa) değerlerden anlamlı olarak daha

yüksek çıkmıştır. Hem bizim hem de Amaral ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmada kumlama kullanılan tanecik büyüklükleri ve uygulama basınçları aynı, uygulama süreleri ise birbirlerine çok yakındır. Bizim çalışmamızda ki SEM görüntüleri incelendiğinde hem rocatec hem de kumlama grubunun görüntüleri morfolojik olarak oldukça benzerdir. Dolayısıyla her iki çalışmada da rocatec sistemin kumlama gruplarından daha başarılı sonuçlar göstermesi, kumlamadaki mikro mekanik bağlantıya ilaveten tribokimyasal silika kaplama sonucu yüzeye tutunan silika, ve silan bağlayıcı ajan/rezin siman arasında oluşan kimyasal bağlantının daha yüksek bağlantı değerlerinin elde edilmesine sebep olduğu düşüncesindeyiz. Ayrıca iki çalışma sonucunda elde edilen bağlantı dayanıklılık değerleri kıyaslandığında, genel olarak bizim değerlerimizin daha düşük olmasında termal devirlendirme işleminin etkisinin olabileceği söylenebilir.

Teknolojik gelişmeler, lazer uygulamalarını, seramiğin pürüzlendirilmesinde kullanılan yöntemlere bir alternatif olarak karşımıza çıkarmıştır (Paranhos ve ark., 2011). Lazerle pürüzlendirmenin çeşitli avantajları olmasına rağmen, dental uygulamalardaki en büyük sınırlaması, lazer cihazlarının ve bakımlarının çok pahalı olmasıdır.

Materyalde lazere bağlı meydana gelen değişim; ışık enerjisinden ısı enerjisine dönüşen lazer enerjisinin, materyal tarafından absorbe edilmesi ile gerçekleşir (Van AS, 2004; Coluzzi, 2004). Literatürde, diş sert dokularının ve seramiğin pürüzlendirilmesi amacıyla en yaygın kullanılan lazer tipleri Er:YAG, Nd:YAG ve CO₂ lazerlerdir (Visuri ve ark., 1996; Üşümez ve Aykent, 2003; Van As, 2004; Spohr ve ark., 2008; Akyıl ve ark., 2010; Ural ve ark., 2010). Üşümez ve Aykent (2003), yapmış oldukları çalışmada mikro gerilim bağlantı testi sonucunda lazerle pürüzlendirilmiş minenin, porselen laminate veneerlere güçlü bir bağlantı sağladığını göstermişlerdir.

Spohr ve arkadaşları (2008), farklı yüzey işlemlerinin In-Ceram zirkonya ve rezin siman arasındaki bağlantı dayanıklılığına etkisini inceledikleri çalışmalarında, en yüksek bağlantı değerlerini Nd:YAG lazer uyguladıkları gruptan elde etmişler ve bu yöntemi Al₂O₃ partikülleri ile kumlamaya göre daha etkili bulmuşlardır. Bu çalışmanın tersine Akyıl ve arkadaşlarının (2010) yapmış olduğu çalışmaya göre de Nd:YAG lazer ile pürüzlendirilen gruptaki değerler, kontrol grubuna göre daha düşük çıkmıştır. Seramiği pürüzlendirmek amacıyla önerilen bir başka lazer çeşidi de CO₂ lazerlerdir. Bu

lazerin seramik materyalinde yüzeyi pürüzlendirmek için çok uygun olduğu çünkü dalga boyunun seramik tarafından tamamen absorbe edilmeye elverişli olduğu belirtilmektedir (Akova ve ark., 2005, Ural ve ark., 2010). Fakat, Çeşitli yüzey işlemlerinin (kumlama, Er:YAG, Nd:YAG ve CO₂) zirkonya seramiğinin dentine olan makaslama bağlanma dayanıklılığına etkisini inceledikleri çalışmalarında Akın ve ark. (2011), tüm gruplar içerisindeki en düşük makaslama bağlantı dayanıklılık değerlerini CO₂ lazerle pürüzlendirilen gruptan elde etmişlerdir.

Çürük temizlenmesi, kavite hazırlanması ve kemiğin düzeltilmesi gibi işlemlerde önerilen Er:YAG lazerler, "ablasyon" adı verilen mikro patlamalar ve buharlaşma sonucu, yüzeyden madde uzaklaştırma prensibine göre etki ederler (Van As, 2004; Cavalcanti ve ark., 2009b). Bu lazer tipinin optik penetrasyon derinliğinin yalnızca birkaç mikrometre olması ve dental seramiklerin yüzey işleminde sadece yüzeyel bir değişiklik meydana getirerek (Coluzzi, 2004) elverişli olacağı düşüncesiyle çalışmamızda, Er:YAG lazer tipi kullanılmasına karar verildi. Cavalcanti ve ark.'nın (2009) farklı enerji yoğunluğundaki Er:YAG lazerlerin (200, 400 ve 600 mJ) ve Al₂O₃ partikülleri ile kumlamanın, Y-TZP seramiklerin yüzey pürüzlülüğüne ve morfolojik özelliklerine olan etkisini inceledikleri çalışmalarında, yüksek enerjilerdeki lazer parametrelerinde, yüzeyden oldukça fazla miktarda madde ayrılarak, yüzeyel bir bozulmanın meydana geldiğini bildirmişlerdir. Benzer şekilde Akyıl ve ark.'nın (2010) çeşitli yüzey işlemlerinin zirkonyum oksit seramiklerin rezin simanla olan makaslama bağlanma dayanıklılığına etkisini inceledikleri çalışmalarında, 200 mJ 10 Hz 10 sn Er:YAG lazer uygulanan örneklerin SEM görüntülerinin kumlamaya benzer görüntüler gösterdiğini belirtmişlerdir. Benzer şekilde bizim çalışmamızda da bu lazer parametreleri tercih edildi. Ancak Akyıl ve ark.'nın (2010) tam tersine Stübinger ve ark., (2008) Er:YAG lazer enerjisini; seramik tarafından yeterince emilmeyip saçılmaya uğrayacağı için, yüzey işlemi olarak önermemişlerdir. Literatürler incelendiğinde pek çok çalışmada yüzeyin grafit tozu ile kaplanması ile bu durumun üstesinden gelinebileceği belirtilmiştir (Silveria ve ark., 2005; Spohr ve ark., 2008; Akyıl ve ark., 2010). Bu nedenle bizim çalışmamızda örnek yüzeyleri lazer uygulanmadan önce grafit tozu ile kaplandı.

Akın ve ark.'ı (2011); zirkonyum oksit seramiklerin, rezin simanlarla olan bağlanma dayanımlarına; farklı yüzey işlemlerinin (Kumlama, Er:YAG, Nd:YAG ve CO₂ lazer) etkisini makaslama bağlantı testi ile değerlendirdikleri çalışmalarında Er:YAG lazer ve Nd:YAG Lazer uygulanan grupta sırasıyla yakın değerler (4,27 MPa, 4,56 MPa) elde etmişlerdir ve bu sonuçlar kumlama grubuna göre istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur (Akın ve ark., 2011). Cavalcanti ve arkadaşlarının (2009a) yüzey işlemleri ve metal primerlerin Y-TZP seramiklerin rezin simanlar ile bağlantısı üzerine etkisini inceledikleri çalışmada, kumlama ve metal primerler; kumlama ve lazerle pürüzlendirme gibi yüzey işlemlerini karşılaştırmışlardır. Er:YAG lazer grubunda enerji emilimini arttırmak için öncelikle yüzeyler grafit ile kaplanmış ardından 5 sn su soğutması altında 10 Hz, 200 mJ modunda lazer uygulaması yapılmıştır. Buna göre Er:YAG lazer uygulanan gruptaki değerler kumlama grubuna göre istatistiksel olarak daha düşük çıkmıştır (Cavalcanti ve ark., 2009a). Bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızın sonuçları ile paralellik göstermektedir. Şöyle ki bizim çalışmamızda da lazer uygulanan gruptaki (7,93 MPa) ortalama makaslama bağlantı dayanıklılık değeri kontrol (kumlama) grubuna (12,73MPa) göre istatistiksel olarak daha düşük çıkmıştır (p<0.05).Lazerin bağlantıya yönelik etki mekanizması,mikro patlamalar ile yüzeyden madde uzaklaştırarak pürüzlü bir yüzey meydana getirmesi ile mümkün olmaktadır. Çalışmamızda 500× ve 1000× büyütme taramalı elektron mikroskopu görüntüleri incelendiğinde Er:YAG lazer uygulanan grupta yüzeydeki freze izlerinin dışında çok az bir değişiklik olduğu gözlemlenmektedir. Kumlama grubunun SEM görüntüleri ile kıyaslandığında yüzey oldukça düzgün görünmektedir. Burada Er:YAG lazer enerjisinin ya seramik tarafından tam absorbe edilemediği ya da uygulanan lazer enerjisinin seramiği pürüzlendirmeye yeterli güçte olmadığı düşünülebilir. Foxton ve arkadaşlarının (2011) kumlama ve Er:YAG lazer uygulamalarının zirkonyum oksit seramiklerdeki bağlanma dayanıklılığına etkisini inceledikleri çalışmalarında Er:YAG lazer uygulamasının bizim çalışmamızdaki sonuçlara benzer şekilde, güçlü bir rezin-seramik bağlantısı sağlayamayacağı sonucuna varmışlardır (Foxton ve ark., 2011). Bu durumu, inceledikleri SEM görüntülerinde seramik yüzeyinde ortaya çıkan morfolojik değişimin, mikro mekanik bağlantıyı arttıracak yapıda olmamasıyla açıklamışlardır.

Elektro erozyonla işleme (EEİ) yöntemi elektrik akımının kontrollü kullanımı ile sert malzemeleri ve karmaşık şekilleri işlemenin mümkün olduğu, endüstride kullanılan imalat yöntemlerinden biridir. Sertliğine bakılmaksızın, elektriksel iletkenliğe sahip malzemelerin işlenebildiği bu yöntem, diş hekimliğinde de 1980'lerden bu yana çeşitli uygulamalarda kullanılmıştır. Örneğin; teleskop kronlar ile hassas tutucuların üretilmesinde, titanyum-porselen kronlar yapmak için CAD/ CAM teknolojisinde ve implant dayanaklarında döküm hatalarını düzeltmek ve pasif uyumu sağlamak vb.(Van Roekel, 1992a,b; Evans, 1997; Romero ve ark., 2000; Contreras ve ark., 2002).

İletken seramiklerin yeterli elektriksel iletkenliğe sahip olması halinde EEİ yöntemi ile rahatlıkla işlenebildiği çeşitli çalışmalarla ortaya konulmuştur ancak üstün özelliklere sahip yalıtkan seramiklerin bu yöntemle işlenebilmesi için literatürde çeşitli deneysel çalışmalar mevcut olsa da endüstriyel uygulanabilirlik açısından halen etkin bir yöntem geliştirilememiştir (Puertas ve Luis, 2004).

Bir materyalin EEİ yöntemi ile işlenebilmesi için elektriksel iletkenliği $100\Omega\text{cm}$ ile $300\Omega\text{cm}$ arasında olmalıdır (Zhang ve ark., 1997). Oysa zirkonyum oksitin elektriksel iletkenliği $10^{11}\Omega\text{cm}$ 'den büyüktür. Küçüktürk ve Çoğun (2010), yeni geliştirdikleri ve patentini aldıkları bir yöntemle(PATENT BAŞLIĞI: Elektro Erozyon ile İşleme Yardımıyla Elektriksel İletken Olmayan İş Parçalarının İşlenmesi İçin Bir Yöntem Başvuru/Belge No: 2008-2934) yalıtkan seramikleri işlemeyi başarmışlardır. Yaptıkları çalışma sonucunda en yüksek işleme derinliğini (15 mm) Y_2O_3 katkılı ZrO_2 seramiği ile elde etmişlerdir. Ayrıca en yüksek işleme hızlarını, ZrO_2 , Y_2O_3 katkılı ZrO_2 ve TiO_2 malzemeleriyle yapılan deneylerden elde ettiklerini belirtmişlerdir (Küçüktürk ve Çoğun, 2010).

EEİ yönteminde, iletken olmayan bir sıvı içerisine iş parçası ve elektrot, birbirlerine temas etmeyecek şekilde yerleştirilir. Daha sonra elektrik iletken elektrot ve iş parçası arasında oluşturulan boşalıklar ile elektrik enerjisi termal enerjiye dönüşerek iş parçası yüzeyinden küçük bir kraterin eritilmesi ve buharlaştırılmasına sebep olur. Eriyen materyal dielektrik sıvının soğutucu etkisi ile yüzeyde tekrar katılaşır. Ancak bu yüzey yapısı ana malzemeden, daha pürüzlü ve sert olduğu için oldukça farklıdır (Lee ve Tai, 2003). İmalat mühendisleri açısından yüzeyin daha pürüzlü olması yüzey kalitesini düşürmektedir.Fakat ortaya çıkan bu pürüzlü yüzey fikri,elektro erozyonla

işleme yönteminin, dental adeziv teknolojide mikro mekanik retansiyonu artırıcı bir işlem olarak uygulanıp uygulanamayacağı sorusunu aklımıza getirmiştir. Bu amaçla literatürler incelendiğinde sadece bir kaç çalışmaya rastlanılmıştır. İnan ve ark. (2006), Al₂O₃ partikülleri ile kumlama ve elektro erozyonla işleme yöntemlerinin döküm ve frezeleme yöntemi ile üretilmiş iki farklı tip titanyum üzerindeki etkilerini titanyum-porselen bağlantısı açısından inceledikleri çalışmalarında, yüzey pürüzlülüğü açısından en yüksek değerleri EEİ yapılan gruptan elde ettiklerini bildirmişlerdir. Elde ettikleri SEM görüntüleri de bu bulguları desteklemiştir (İnan ve ark., 2006).

Yoğun sinterlenmiş, yüksek bükülme direncine ve sertliğe sahip zirkonyum oksit seramiklerin rezin simanlarla olan bağlantısında mikro mekanik retansiyonun önemi yapılan çalışmalarda belirtilmekle beraber literatürler incelendiğinde, zirkonyum oksit seramiğine çok çeşitli yüzey işlemlerinin uygulanmaya devam edildiği, ancak bu konuda en iyi yöntem konusunda klinik bir fikir birliğine varılamadığı görülmektedir. Bu nedenle çalışmamızda zirkonyum oksit seramik yüzeyinde mikro mekanik retansiyon alanları yaratmak amacıyla elektro erozyonla işleme yönteminin kullanılmasına karar verildi.

Bu amaç için Küçüktürk ve Çoğun'un (2010) dielektrik sıvı içerisine iletken toz parçacıkları ilave edilerek ve iş parçalarının yüzeyleri yardımcı elektrot ile kaplanarak yalıtkan seramiklerin işlenmesine uygun hale getirdikleri EEİ yöntemi kullanıldı. Benzer şekilde dielektrik sıvı ve tozun karışmasını ve bu karışımın işleme sırasında sistemde homojen olarak dolaşmasını sağlayacak bir sistem tasarlandı. Literatürde dielektrik sıvının içerisine katılan grafit tozunun işleme hızını arttırdığı ve takım aşınma hızını azalttığı yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (Singh ve Bhardwaj, 2011). Buna göre bizim çalışmamızda da 3000 meshlik grafit tozu ve gaz yağı karışımı dielektrik sıvı olarak kullanıldı. Küçüktürk ve Çoğun (2010), çeşitli denemelerden sonra yardımcı elektrot olarak en iyi sonucu veren, seramik yüzeyine yapışabilen iletken karbon boyayı tercih etmişlerdir. İçine katkı yapılabilir bakır tozu ve çok damarlı bakır tel kombinasyonu ile tasarladıkları yardımcı elektrotu her bir iş parçasının işleme yüzeyine tatbik ettikten sonra 150 °C'de bir saat süreyle fırınlamışlardır. Elektro erozyonla işleme yönteminde yardımcı elektrot, ilk boşalımların ve yalıtkan seramikte iletken tabakanın oluşumunu sağlar. Ayrıca tezgah tablasındaki ters kutbun yalıtkan iş parçasına

aktarılmasını sağlar. İşlemenin gerçekleşebilmesi için yardımcı elektrotun bu üç özelliği sağlaması gerekmektedir. Küçüktürk ve Çoğun'un (2010) kullandıkları sistemdeki yardımcı elektrot bizim sistemimize çok uygun olmadığı için daha farklı bir yardımcı elektrot arayışına gidildi . Herhangi bir iletken malzemenin bu koşulu sağlayacağı düşüncesi ile zirkonyum oksit örnekler, yüzey işlemi yapılacak yüzeyleri hariç diğer tüm yüzeylerinden tamamen lehimle sabitlendi. Daha sonra bir fırça yardımı ile yüzeye iletken gümüş içerikli sıvı tatbik edildi. İşleme parametresi olarak daha önce yapılan ön çalışmanın ışığında, 2 amperlik boşalım akımı ile, 8 µs boşalım süresi ve 8 µs bekleme süresi seçildi. Talaş kaldırma işlemi tamamlandıktan sonra örnekler ultra sonic temizleyicide aseton içinde 5 dk. bekletildikten sonra distile su ile yıkandı ve hava ile kurutuldu.

Elektro erozyonla işleme yapılan gruptan elde edilen örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde daha önceki yüzey işlemlerinden çok farklı bir yüzeyin ortaya çıktığı görülmektedir. Kumlama ve tribokimyasal silika kaplama yapılan gruptaki örneklerin SEM görüntüleri ile kıyaslandığında yüzeyde daha büyük kraterlerin ve yer yer çatlakların oluştuğu gözlenmektedir.Şöyle ki, çalışmamızda en yüksek makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri 17,05 MPa ile Elektro erozyon ile işleme yapılan gruptan (Grup EE) elde edildi. Ayrıca Grup EE den elde edilen makaslama bağlantı dayanıklılık değerleri GK (12,73 MPa) ve GL (7,93 MPa) 'den istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde yüksek çıktı ($p < 0,05$). Literatürde zirkonyum oksit seramiklere elektro erozyonla işleme yapılmış herhangi bir çalışma yoktur. Ancak kendi çalışmamızın sonuçları, elektro erozyonla işleme sonucunda ortaya çıkan farklı yüzey yapısının mikro mekanik bağlantıyı sağlamada başarılı olabileceği görüşünü desteklemektedir.

Yalıtkan seramiklerin işlenebilmesi için dielektrik sıvı içerisine katılan grafit tozu işleme sonucunda yüzeyde kararmalara neden olmuştur. Küçüktürk ve Çoğun yapmış oldukları çalışmada, seramik yüzeyinde işleme sonrası görülen kararmanın asit bazlı sıvı ile kimyasal olarak temizlenebildiğini bildirmişlerdir (Küçüktürk ve Çoğun, 2010). Dolayısıyla elektro erozyon ile yüzey işleminden sonra örneklerde ortaya çıkan renk değişikliği bu yöntem açısından bir dezavantaj olmakla beraber renk değişiminin miktarı ve estetik açısından etkileri bir başka çalışmanın konusunu oluşturmaktadır.

Kompozit rezin simanlar, günümüzde tam seramik restorasyonların diş yapısına simantasyonunda en çok kullanılan materyallerdir (Kramer ve ark., 2000). Resin içerikli kompozit simanlar, konvansiyonel kompozit rezinlerin içeriklerine ve karakteristiklerine benzer şekilde, organik bir matriks (Örn: Bis-GMA, TEGDMA, UDMA) ve bu matriks içine gömülmüş inorganik dolduruculardan oluşmaktadırlar (Thompson ve ark.,2011). Silika içeriği bulunmayan zirkonyum oksit, geleneksel kompozit resin simanlarla diş yapısına bağlanması oldukça zordur. Kern ve Wegner'in 1998 yılında yapmış oldukları çalışma, fosfat monomer içeren resin bazlı kompozit simanların zirkonyum oksit seramiklerle olan uzun dönem bağlantısını ortaya koyan ilk çalışma olmuştur (Kern ve Wegner, 1998). Al₂O₃ partikülleri ile kumlanmış ve farklı adezyon yöntemleri uygulanmış zirkonyum oksit seramiklerin resin simanlar ile çekme (tensile)bağlantı dayanıklılığını inceledikleri çalışmalarında, 150 gün suda bekletmeden sonra, sadece fosfat monomer içeren resin simanlar (PanaviaEx ve Panavia 21; KurarayMedical, Osaka, Japonya) ile yapıştırılan örneklerin yüksek bağlantı dayanıklılık değerleri gösterdiğini ve ikisi arasında anlamlı bir fark olmadığını bulmuşlardır. Wegner ve Kern'in (2000) zirkonyum oksit seramik örnekleri MDP içerikli resin simanla simante edip 2 yıl suda beklettikleri ve çekme testi uyguladıkları başka bir çalışmalarında, MDP 'nin fonksiyonel fosfat ester grubunun zirkonyum ile suya dayanıklı bir bağ yaptığı sonucuna varmışlardır (Wegner ve Kern, 2000). Northdurft ve ark.'nın (2009) farklı yüzey işlemleri sonrasında adeziv fosfat monomer içeren ve adeziv fosfat monomer içermeyen simanların zirkonyum oksit seramiklere olan makaslama bağlanma dayanıklılıklarını kıyasladıkları çalışmalarında, adeziv fosfat monomer içeren simanlarla yapıştırılan gruptan daha yüksek bağlantı değerleri elde etmişlerdir (Northdurft ve ark., 2009). Literatürde MDP içerikli resin simanların yanı sıra 4-methacryloxyethyltrimellitate-anhydride (4-META; Superbond C&B, Sun Medical, Kyoto, Japonya) ve phosphorylated methacrylates içeren RelyX Unicem (3M Espe) gibi simanlarla da kumlamayı takiben başarılı sonuçlar elde edildiğini gösteren çalışmalar vardır (Hummel ve Kern, 2004; Piwowarczyk ve ark., 2005; Blatz ve ark., 2007). Ancak bu çalışmaların çoğunda başlangıç bağlanma dayanıklılığı yapay yaşlandırmadan sonra anlamlı olarak azalmıştır.

10-MDP monomeri sadece resin yapıştırıcı simanların(Panavia ürün ailesi), içinde değil aynı zamanda bazı primerlerin Alloy Primer, Clearfil SE Bond/Porcelain

Bond Activator, ve Clearfill Ceramic Primer (Kuraray, Osaka, Japonya) içinde de bulunmaktadır. Ve yapılan bazı çalışmalar göstermiştir ki kumlamayı takiben MDP içerikli primer uygulaması ile zirkonyum oksit seramikler ve rezin simanlar arasında başarılı bağlantı dayanıklılık değerleri elde edilebilmektedir (Hummel ve Kern, 2004; Yoshida ve ark., 2007; Özcan ve ark., 2008). Bu nedenle bizim çalışmamızda zirkonyum oksit seramik örnekler yüzey işlemini takiben rocatec grubu (GR) hariç, MDP içerikli primer (Clearfill Ceramic Primer) uygulandı. Rocatec grubundaki örnekler ise üretici firmanın önerisine uygun olarak yüzey işlemlerinin ardından MPS içerikli silan bağlayıcı ajan (ESPE Sil) uygulandı. Ardından tüm örnekler MDP içeren dual cure rezin siman Panavia F2.0 (Kuraray, Osaka, Japonya) ile simante edildi.

Termal devirlendirme ile yapılan yapay yaşlandırma işlemlerinden sonra adeziv bağlantı noktalarında stresler meydana gelmektedir (Kern, 2009). Çünkü yapıştırılan materyallerin termal genişleme katsayıları birbirlerinden oldukça farklıdır. Örneğin; kompozit rezin içerikli dental yapıştırma simanlarının termal genişleme katsayıları $25 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ dan fazla iken, bu değer diş yapıları için yalnızca $10-12 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ ve zirkonyum oksit seramikler için de $9-10 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ 'dir (Anusavice ve ark., 2012). Bu nedenle sıcak ve soğuk yiyeceklerin ağza alınması ile ortaya çıkan sıcaklık farklılıkları, diş-siman-seramik bağlantı sisteminde streslerin ortaya çıkmasına neden olmaktadır. Böylece eğer güçlü ve uzun ömürlü bir bağlantı söz konusu değilse, uzun dönemlerde bağlantıda başarısızlıklar ortaya çıkmaktadır (Kern, 2009). Elde edilen bağlantı sonuçlarının klinik sonuçlar ile değerlendirilebilmesi açısından makaslama bağlantı testinden önce zirkonyum oksit örnekler $5-55 ^\circ\text{C}$ 'de 6000 kez termal devirlendirme uygulandı.

Aboushelib ve arkadaşları (2010) zirkonyum oksit ve rezin siman arasındaki mikro tensile bağlanma dayanıklılığını inceledikleri çalışmalarında, herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış yalnızca sinterlenmiş örnekler ile $50 \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ partikülleri ile 2 bar basınç altında kumlanmış grupları kıyaslamışlardır. Yalnızca sinterlenmiş gruptaki ortalama mikro gerilim bağlantı dayanıklılık değerleri (22,6 MPa), kumlama yapılmış gruptaki ortalama değerlerden (35,9 MPa) daha yüksek bulunsada arasında anlamlı olarak fark bulunmamıştır ($p > 0,05$). Fakat 5 ve $55 ^\circ\text{C}$ arasında 6000 kez termal devirlendirme uygulandıktan sonra sadece sinterlenmiş gruptaki örneklerde mikro

gerilim bağlantı değerleri (7,9 MPa) anlamlı bir şekilde düşüş gösterirken, kumlama yapılmış gruptaki örneklerde (34,7 MPa) anlamlı derecede düşüş gözlenmemiştir (Aboushelib ve ark., 2010). Aboushelib ve ark.'ı kumlama ile elde edilen yüzey pürüzlülüğü ile sağlanan mekanik tutunmaya ve termal devirlendirme sonrasında da ortaya çıkan başarıya dikkat çekmişlerdir. (Aboushelib ve ark., 2010).Yukarıdaki çalışmanın sonuçları, bizim çalışmamızda kumlama/silan grubundan elde ettiğimiz verilere göre oldukça yüksek bulunmuştur. Kullanılan alumina partiküllerinin daha küçük (50 µm) tanecik yapısında ve daha az basınçta püskürtülmesine rağmen bizim sonuçlarımız (12,33 MPa) bu çalışmanın verilerine göre (34,7MPa) oldukça düşük çıkmıştır. İki çalışma arasındaki en büyük farklılık kullanılan test yöntemleridir: Bizim çalışmamızda makaslama bağlantı testi kullanılmışken Aboushelib ve arkadaşları mikro gerilim bağlantı testini kullanmışlardır. Literatürlere genel olarak bakıldığında mikro gerilim bağlantı testi ile daha yüksek sonuçların ortaya çıkabildiği şeklinde henüz doğruluğu tam olarak ispatlanmamış bir düşünce vardır .

Literatürde rezin içerikli materyallerin dental seramiklerle olan bağlantısını değerlendirmek amacıyla "makaslama, çekme ve mikro gerilim" gibi çeşitli test yöntemleri önerilmektedir (DeHoff ve ark., 1995; Della Bona ve Van Noort, 1995; Versluis ve ark., 1997; Della Bona ve ark., 2002; Betamar ve ark., 2007; Amaral ve ark., 2006). Bu yöntemlerin tümü, adeziv bağlantı noktalarında stres oluşturmaya amaçlayarak, kopma meydana gelene kadar yük uygulama esasına dayanır. Araştırmacılar, hangi test yöntemi uygulanırsa uygulansın, aderent ve substrat arasındaki bağlantıyı doğru bir şekilde ölçebilmenin yolunun, uygulanan kuvvete bağlı olarak ortaya çıkan stresin, en fazla adeziv bağlantı alanlarında meydana gelmesi ile mümkün olabileceğine dikkat çekmektedirler (DeHoff ve ark., 1995; Della Bona ve Van Noort, 1995). Yani ister makaslama ister çekme testi olsun kırılmanın ara yüz bölgesinde meydana gelmesi beklenir. Fakat araştırmacılar, bağlantı testi sonucunda, büyük oranda substratta koheziv kopma meydana geliyor ise bunun adeziv bağlantı performansının yanlış yorumlanmasına sebep olabileceğini belirtmişlerdir. Bu açıdan makaslama bağlantı testi, ara yüzde homojen olmayan stres dağılımı oluşturduğu için ve başarısızlığın tam adeziv bölgede başlamayıp öncelikle substratlardan birinde ortaya çıktığı için eleştirilmektedir Fakat bu sonuçlar daha çok dentin ya da cam seramik materyallerine yapılmış bağlantı test sonuçlarına dayanarak yapılmaktadır (Della Bona

ve Van Noort, 1995; Versluis ve ark., 1997; Chadwick ve ark., 1998; Sudsangiam ve Van Noort, 1999). Zirkonya ve rezin siman arasındaki bağlantı dayanıklılığı ölçümünde daha önceki literatürler incelendiğinde, zirkonyum oksit seramik tabakasında gerçekleşen bir koheziv başarısızlık tipi belirtilmemiştir. Bununla birlikte, zirkonyum bağlantısı üzerine yapılan çalışmalar incelendiğinde, yayınların büyük bir kısmının (Janda ve ark., 2003; Sahafi ve ark., 2003; Özcan ve Vallittu., 2003; Piwowarczyk ve ark., 2005; Uo M ve ark., 2006; Yoshida ve ark., 2006; Özcan ve ark., 2008) makaslama bağlantı dayanıklılık değerlerini referans göstermesine rağmen özellikle Kern (Kern ve Wegner, 1998; Wegner ve Kern, 2000; Yang ve ark., 2008) ve arkadaşları tarafından mikro gerilim bağlantı dayanıklılık testlerinin referans olarak kullanıldığı görülmektedir. Diğer taraftan, mikro gerilim test yönteminin makaslama test yöntemine göre daha kompleks ve zor olması, kompozit örnekler yapııştırılan zirkonyumun, kesilerek küçük parçalara ayrılması sırasında oldukça büyük bir direnç göstermesi ve ortaya çıkan vibrasyonun ara yüzde istenmeyen kuvvetleri doğurması ile sonuçların yanlış yorumlanabileceği belirtilmektedir (Valandro ve ark., 2008; May Gresler ve ark., 2010).

Valandro ve ark.'nın (2008), In-Ceram Zirkonya seramiğinin rezinle olan bağlantısına test yöntemlerinin etkisini inceledikleri çalışmalarında 27 adet makaslama testi için 27 adette mikro gerilim bağlantı testi için toplam 54 adet seramik örnek hazırlamışlardır. Ardından her bir test yöntemi grubundaki örnekleri rastgele 3 alt gruba ayırarak 3 farklı yüzey işlemi uyguladıktan sonra rezin simanla (Panavia F) simante etmişlerdir. Makaslama ve mikro gerilim bağlantı testleri sonucu elde ettikleri bağlantı değerleri arasında anlamlı bir fark elde etmemişlerdir ($p=0,1443$) (Valandro ve ark., 2008).

Her iki yöntemin de avantaj ve dezavantajları belirtilmesine rağmen, kesin olarak hangi yöntemin kullanılacağı konusunda henüz bir fikir birliği, bulunmamaktadır (Nothdurft ve ark., 2009). Alternatif bir pürüzlendirme yöntemi olabilecek elektro erozyonla işleme yönteminin zirkonyum oksit seramiklerin rezin simanla olan bağlantı direncine etkisini incelediğimiz çalışmamızda, metodolojik olarak uygulaması daha kolay ve elde edilmiş sonuçlar ile daha önceden yayınlanmış veriler arasında iyi bir mukayese imkanı sağladığı için makaslama test yöntemi kullanılmıştır.

Northdurft ve ark.'ı (2009), yüzey işleminin zirkonyum oksit seramiklerin, farklı rezin simanlarla (MDP içeren ve içermeyen) olan makaslama bağlantı dayanıklılığına etkisini inceledikleri çalışmalarında; örneklere 10 mm mesafeden 10 sn. süre ile 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yapmışlar ardından Panavia F2.0 ile simante etmişlerdir. Makaslama bağlantı testi sonucunda bu gruptan (19,33 MPa) elde ettikleri ortalama değerler bizim çalışmamızda kumlama/silan bağlayıcı ajan uyguladığımız gruptaki ortalama değerlerden (12,33 MPa) yüksek çıkmıştır. Bizim çalışmamızda örneklere, 6000 kez termal devirlendirme uygulanmışken, Northdurft ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada herhangi bir termal yaşlandırma veya suda bekletme söz konusu değildir. Bu nedenle aradaki farkın termal devirlendirmeden kaynaklanmış olabileceği düşüncesindeyiz. Şöyle ki zirkonyum oksit seramiklerin rezin simanlarla uzun dönem bağlantı dayanıklılığının makaslama bağlantı testi ile değerlendirildiği bir başka çalışmada; 10 mm mesafeden 2,8 bar basınç altında 13 sn. süre ile kumlama yapılan örnekler, Panavia F2.0 rezin siman ile simante edildikten sonra ikiye ayrılmışlardır. İlk gruptaki örnekler sadece suda bekletilmiş, diğer gruptakiler ise 90 gün suda bekletme +20.000 termal devirlendirme uygulanmıştır. Termal devirlendirme uygulanmayan gruptaki değerler (16,74 MPa), termal devirlendirme uygulanan gruptaki (7,78 MPa) değerlere göre anlamlı olarak yüksek çıkmıştır (Phark ve ark., 2009). Bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızın sonuçları ile paralellik göstermektedir.

Diğer taraftan test yöntemleri ve genel olarak bütün koşullar benzer olsa da kullanılan zirkonyum oksit seramiklerin farklı markalarda olması farklı marka seramiklerin kullanılmasının yüzey işlemlerinin bağlantı dayanıklılık değerlerini etkileyip etkilemeyeceği sorusunu gündeme getirmektedir. Casucci ve ark.'nın (2010) mekanik ve kimyasal yüzey işlemlerinin üç farklı marka zirkonyum oksit seramiği üzerindeki morfolojik etkilerini yüzey pürüzlülüğü açısından değerlendirdikleri çalışmalarında, örnek yüzeylerini 600, 1000, 1200 ve 2000 gridlik zımparalarla standart hale getirdikten sonra, mekanik pürüzlendirme yöntemi olarak üç farklı marka seramiğe (LaVA, Cercon ve Aadv) 20 mm mesafeden 125 μm Al_2O_3 partikülleri ile 10 sn. süre boyunca 0,41-0,68 MPa arasında değişen basınçta kumlama yapmışlardır (Casucci ve ark., 2010). Elde ettikleri bulgulara göre kumlama yöntemi, Cercon ve Aadv seramiğinde yüzey pürüzlülüğünü anlamlı bir şekilde arttırırken, Lava seramiğinde

anlamalı bir değişikliğe yol açmamıştır. Casucci ve arkadaşları bu farklılığın sebebini; literatürlerde de daha önceden bahsedildiği gibi, zirkonyanın fiziksel ve mekanik özelliklerinin üretim sırasındaki tozun tanecik büyüklüğünden ve sinterleme ısılarından, yani üretim yönteminden ve içeriğinden etkilendiğini; Lava seramiğinin sinterleme derecesinin (1500 °C) ve azaltılmış tanecik büyüklüğünün (0.07µm ve 0.3 µm) yüksek sertliğinin ve aşınmaya karşı direncinin sebebi olabileceğini belirtmişlerdir (Piconi ve Maccauro, 1999; Casucci ve ark., 2010). Bu çalışmanın sonuçları kumlama ile ortaya çıkan mikro mekanik kilitlenmenin farklı marka seramiklerde farklı derecelerde olabileceği görüşünü desteklemektedir.

Çalışmamız elektro erozyonla işleme yönteminin zirkonyum oksit seramiklerin rezin simanlarla olan makaslama bağlantı dayanıklılığına etkisinin incelendiği tek çalışmadır. Literatürde elektro erozyon ile işleme yöntemi kullanılarak elde ettiğimiz bulguları karşılaştırabileceğimiz başka bir çalışmaya rastlanmamıştır. Ayrıca son zamanlarda EEİ yöntemini zirkonyum oksit seramiklerde daha başarılı bir şekilde uygulayabilmek açısından elektriksel olarak iletken zirkonya üzerinde çalışmalar mevcuttur. Örneğin Chiou ve ark.'nın (2013) yapmış oldukları çalışmalarında 3Y-TZP seramiğine %30 oranında TiN ilave etmişler ve zirkonyum oksitin elektriksel direncini yaklaşık olarak 3.26×10^{-3} 'e düşürmüşlerdir. İletken zirkonyanın mekanik dayanıklılığını değerlendirmek amacıyla 3-nokta eğme testini uygulamışlar ve ortalama bükülme dayanıklılığını 680.77 MPa olarak elde etmişlerdir (Chiou ve ark., 2013).

Bu nedenle bu sonuçları desteklemek ve elektro erozyon yönteminin zirkonyum oksit seramikler üzerindeki etkilerinin daha iyi anlaşılabilmesini sağlamak için daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Kafese benzer bir düzende bulunan tetragonal zirkonya polikristalleri; gerilim stresleri, aşındırma, kumlama, sinterizasyon sonrası soğuma ve yüksek mekanik kuvvetler gibi dış streslerin sebep olduğu bir çatlağın başlangıç aşamasında, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmekte ve bu dönüşüm hacminde %3-5 'lik bir artışa yol açmaktadır. Hacim artışı, çatlak tepesinin yakınındaki sıkıştırıcı bir stresi arttırmakta, dolayısıyla çatlağın ilerlemesini ve büyümesini önlemektedir (Luthardt ve ark., 2004; Karakoca ve Yılmaz, 2006). Böylece dış streslerin yıkıcı etkisi nötralize edilmekte ve

tüm yapı güçlenmektedir. Bu fiziksel özellik 'transformasyon/dönüşüm sertleşmesi' olarak adlandırılmaktadır (White ve ark., 2005).

Aşındırma işleminin dayanıklılığı azalttığı, kumlamanın ise tam tersine dayanıklılığı olumlu yönde etkileyecek şekilde etki ettiğini gösteren çalışmalar mevcuttur (Kosmac ve ark., 2000; Curtis ve ark., 2006). Aşındırmanın ve kumlamanın dayanıklılığa olan ters etkilerini Kosmac ve ark. (2008) şu iki mekanizma ile açıklamışlardır: 1) dayanıklılığa katkıda bulunan yüzeyde oluşan rezidüel baskı stresleri ve 2) dayanıklılığın azalmasına sebep olan mekanik olarak oluşturulan yüzey çatlakları. Zirkonyum yüzeyinde kuru aşındırma işlemi yapıldığında yüksek stres oluşumu ve yüksek ısı ortaya çıkar. Ortaya çıkan yüksek sıcaklıktan dolayı aşındırmanın tetiklediği dayanıklılaştırma ve dönüşmüş zirkonyumun miktarı göz ardı edilebilir. Bu nedenle zirkonyum oksit gibi sert materyallerin dayanıklılığı esas olarak başarısızlığı başlatan kritik defekt boyutuyla belirlenir (Kosmac ve ark., 2008). Aşındırma işleminin tersine kumlama ile büyük miktarda zirkonyum oksit yüzeyinde dönüşüme uğrayan tanecik miktarından söz etmek gerekir. Kumlama işleminin bir sonucu olarak yüzey oldukça fazla hasara uğramakta ve kısmen plastik deformasyon görülmektedir (Kosmac ve ark., 2008). Queblawi ve ark.'nın (2010), mekanik yüzey işlemlerinin zirkonyum oksit seramiklerin bükülme dayanıklılığı üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, 4×5×40 mm ebatlarında hazırlanan zirkonyum çubukları dört gruba ayırmışlardır: 1) Kontrol 2) Kumlama 3) Silika kaplama 4) Sulu aşındırma. 24 saat suda bekletildikten sonra örneklerin 3-nokta eğme testi ile bükülme dayanıklılığı değerlendirilmiştir.

Buna göre grupların ortalama bükülme dayanıklılık değerleri sırasıyla 571.7 MPa, 798.8 MPa, 594.3 MPa ve 727.7 MPa elde edilmiştir. Kumlama yapılan ve aşındırma yapılan gruplar istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde silika kaplanan ve kontrol grubundan yüksek çıkmıştır. Kumlama ve aşındırma yapılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Aynı şekilde kontrol grubu ile silika kaplanan grup arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmemiştir (Queblawi ve ark., 2010). Kosmac ve ark. (1999) kumlama ve zirkonyum oksit seramiklerde t-m faz dönüşümünü indükleyen dolayısıyla zirkonyum oksit seramiklerin güçlenmesine sebep olan bir yüzey işlemi olarak ifade etmişlerdir (Kosmac ve ark., 1999). Aynı şekilde aşındırma işlemlerinin de yüzeyde baskı stresleri oluşturduğu ve

zirkonyanın bükülme dayanıklılığını arttırdığına dair çalışmalar mevcuttur (Ardlin, 2002.). Bu çalışmanın sonuçlarına benzer şekilde bizim çalışmamızda da 3- nokta eğme testi sonucunda kumlama yapılan grupta en yüksek bükülme dayanıklılık değerleri elde edilirken (809.47MPa) rocatec sistem ile silika kaplanan grupta bu çalışmadan farklı olarak kumlama grubuna yakın bir şekilde (800,47 MPa) yüksek bükülme dayanıklılık değerleri elde edilmiştir ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Queblawi ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada silika kaplama 30 mikronluk silika modifiye partiküller ile 3 bar basınç altında yapılmıştır. Bizim çalışmamızda ise 110 mikronluk silika kaplı partiküller kullanılmıştır. Daha küçük partikül boyutuna sahip taneciklerin zirkonyum oksit seramiklerin t-m faz dönüşümünü daha az indüklediği sonucunu çıkarabiliriz.

Yine bizim çalışmamıza benzer bir şekilde Xible ve ark. (2006) daha büyük partiküllerle 2.8 bar basınç altında tribokimyasal silika kaplama (Rocatec sistem) yapılan örneklerin bükülme dayanıklılık değerlerinde artış olduğunu göstermişlerdir .

Elektro erozyonla işleme ve Lazer enerjisi uygulaması sırasında zirkonyumun yüzeyinde oldukça yüksek bir ısı ortaya çıkmaktadır. Bu ısı artışı tersine dönüşümü m-t faz dönüşümünü tetiklemektedir (Guazzato ve ark., 2005). Buda materyalin bükülme dayanıklılığında anlamlı bir artışa yol açmamaktadır.

Her ne kadar elektro erozyonla işleme ve lazerle pürüzlendirme yapılan grupların 3 nokta eğme testi sonrasında elde edilen bükülme dayanıklılık değerleri kumlama ve silika kaplama yapılan gruplara göre düşük çıkmış olsa da aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Bu çalışmanın hipotezi, alternatif bir yüzey işlemi olabilecek elektro erozyon ile işleme yönteminin zirkonyum oksit seramiklerin rezin simanlarla olan bağlantı direncini etkileyeceği ve zirkonyum oksit seramiklerde dayanıklılık açısından yapısal bir değişikliğe yol açmayacağı şeklinde oluşturulmuştur. Yukarıdaki sonuçların ışığında çalışmanın hipotezi kabul edilmiştir.

6.SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırları içinde ulaşılan sonuçlar ve öneriler şunlardır:

1. Çalışmamızın sonuçlarına göre tribokimyasal silika kaplama yöntemi kumlama ve lazerle pürüzlendirme yöntemine göre zirkonyanın rezin simanlarla olan makaslama bağlantı dayanıklılığını arttırmada istatistiksel olarak daha başarılı bulundu.

2.Er:YAG lazerle pürüzlendirme yöntemi kumlama(kontrol) grubundan istatistiksel anlamlı olarak daha düşük çıkmıştır. Bu nedenle bizim çalışmamıza göre lazerle pürüzlendirme başarılı bir yüzey işlemi olarak önerilmemektedir.

3. Çalışmamızda elektriksel olarak iletkenliğe sahip olmayan ZrO₂ seramiği, yalıtkan seramiklerin EEİ yöntemi ile işlenebilmesi amacıyla yeni geliştirilen bir yöntem ile mekanik olarak pürüzlendirildi ve makaslama bağlantı testi sonucunda en yüksek sonuçlar GEE'den elde edildi.

4. EEİ yöntemi ile meydana gelen bağlanma dayanıklılık değerleri GR'den yüksek çıkmıştır. Ancak aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Bu nedenle bu yöntemlerden hangisinin daha başarılı olduğuna dair daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

5. Yeni bir yüzey işlemi olarak ilk kez denenen EEİ yönteminin zirkonyumun mekanik özelliklerine etkisinin araştırıldığı çalışmamızda en düşük ortalama bükülme dayanıklılık değerleri GL ve GEE gruplarından elde edildi. Ancak diğer gruplar ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığı için bu yöntemin zirkonyayı mekanik yönden olumsuz olarak etkilemediği söylenebilir.

6. EEİ sonrası yüzeyde meydana gelen renk değişimi bu yöntem açısından en büyük dezavantajlardan biridir. Ancak kimyasal temizleme sonrasında yüzeydeki kararmanın yok olması ümit vericidir. Bu nedenle bu yöntemin zirkonyanın final rengine etkisinin araştırıldığı yeni çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

- Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations: Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater.* 2006;22(9):857-863.
- Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):379-388.
- Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bonding to zirconia using a new surface treatment. *J Prosthodont.* 2010;19(5):340-346.
- Akın H, Ozkurt Z, Kırmalı O, Kazazoglu E, Ozdemir AK. Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminum oxide sandblasting and various laser treatments. *Photomedicine and laser surg.* 2011;29(12):797-802.
- Akova T, Yoldas O, Toroglu MS, Uysal H. Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *Am J Orthodonts and dentofacial orthopedics.* 2005;128(5): 630-637.
- Akyıl MŞ, Uzun İH, Bayındır F. Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomedicine and laser surg.* 2010;28(6):801-808.
- Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent.* 2004;91(4):349-355.
- Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater.* 2006;22(3):283-290.
- Andrade AMD, Moura SK, Reis A, Loguercio AD, Garcia EJ, Grande RHM. Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: effects of composite resin. *J Appl Oral Sci.* 2010;18(6):591-598.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' Science of Dental Materials.* 12th Ed., Philadelphia, Elsevier Mosby. 2012; 418-473.
- Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *J Periodontol.* 2004;36(1):59-97.
- Aranha AC, Domingues FB, Franco VO, Gutknecht N, Eduardo Cde P. Effects of Er:YAG and Nd:YAG lasers on dentin permeability in root surfaces: a preliminary in vitro study. *Photomed Laser Surg.* 2005;23:504-508.

- Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater.* 2002;18(8):590-595.
- Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent.* 2006;95(6):430-436.
- Berg E. Dentists' opinions on aspects of cast titanium restorations. *J Dent.* 1997;25(2):113-117.
- Betamar N, Cardew G, Van Noort R. Influence of specimen designs on the microtensile bond strength to dentin. *J Adhes Dent.* 2007; 9(2): 159-168.
- Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM- fabricated veneering material sintered to zirconia copings-A new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2009;25:121-128.
- Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int.* 2002;33(6):415-426.
- Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89:268-274.
- Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent.* 2004;91:356-362.
- Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int.* 2007;38:745-753.
- Boening KW, Walter MH, Reppel PD. Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics. *J Oral Rehab.* 1992; 19(3):281-287.
- Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *J Prosthet Dent.* 2005;94(4):369.
- Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater.* 2010;26(2):38-49.
- Bultan Ö, Öngül D, Türkoğlu P. Zirkonyanın mikro yapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. *İstanbul Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2010;44(2):198-204.
- Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, Marquis PM. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adhes Dent.* 2002;4(1):7-22.

- Casucci A, Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Osorio E, Ferrari M. Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dent Mater.* 2010;26(8):751-760.
- Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent.* 2009a;34(3):280-287.
- Cavalcanti AN, Pilecki P, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomedicine and laser surgery.* 2009b;27(3):473-479.
- Chadwick R G, Mason A G, Sharp W . Attempted evaluation of three porcelain repair systems-what are we really testing. *J Oral Rehabilitation.*1998; 25: 610-615.
- Chai J, Chu FCS, Chow TW, Liang BMH. Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *Int J Prosthodont.* 2007;20:173-179.
- Chai J, Chu FCS, Chow TW. Effect of surface treatment on shear bond strength of zirconia to human dentin. *J Prosthodont.* 2011;20:173-179.
- Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Oper Dent.* 1998;23:250-257.
- Chiou SY, Wang CF, Ou SF, Ou KL, Tsai ZT. Development of electrically conductive zirconia Part 1: The optimal process parameters and mechanical properties. *Ceramics Int.* 2013;39:5705-5712.
- Coluzzi DJ. Fundamentals of Dental Lasers: Science and Instruments. *Dent Clin North Am.* 2004;48(4):751-771.
- Contreras EF, Henriques GE, Giolo SR, Nobilo MA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent.* 2002;88(5):467-472.
- Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98:389-404.
- Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 2006;34(3):195-206.
- Da Silveira BL, Paglia A, Burnett Jr LH, Arai Shinkai RS, Eduardo CDP, Spohr AM. Micro-tensile bond strength between a resin cement and an aluminous

- ceramic treated with Nd: YAG laser, Rocatec System, or aluminum oxide sandblasting. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2005;23(6):543-548.
- Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry. Separating science from hype. *J Am Dent Assoc*. 2004;135:204-212.
- DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater*. 1995;11(2):126-131.
- Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res*. 1995; 74(9): 1591-1596.
- Della Bona A, van Noort R. Ceramic surface preparations for resin bonding. *Am J Dent*. 1998;11(6):276-280.
- Della Bona A, Anusavice KJ, Shen C. Microtensile strength of composite bonded to hot pressed ceramics. *J Adhes Dent*. 2000;2(4):305-313.
- Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont*. 2002;15(2):159-167.
- Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithium disilicate-based ceramic. *Dent Mater*. 2004;20(4):338-344.
- Della-Bona A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II-the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *J Appl Oral Sci*. 2005;13(2):101-109.
- Della Bona A, Donassollo TA, Demarco FF, Barrett AA, Mecholsky JJ. Characterization and surface treatment effects on topography of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced ceramic. *Dental Mater*. 2007; 23(6):769-775.
- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent. Mater*. 2008;24:299-307.
- Dentsply Int. Inc. Celtra Duo Fact File. 4415-B, USA. 2013.
- Deppe H, Horch HH. Laser applications in oral surgery and implant dentistry. *Lasers Med Sci*. 2007;22(4):217-221.
- Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*. 2000;13(2):131-135.
- Dérand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater*. 2005;21(12):1158-1162.

- Dewes R, Aspinwall D, Simao J, Lee HG. Electrical discharge machining and surface alloying the process, parameters and state of play. *Materials World*. 2003;11(5):16-18.
- El Zohairy AA, De Gee AJ, De Jager N, Van Ruijven LJ, Feilzer AJ. The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *J Dent Res*. 2004;83(5):420-424.
- Evans DB. Correcting the fit of implant-retained restorations by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent*. 1997;77(2):212-215.
- Fischer J, Stawarczyk B, Hammerle CH. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent*. 2008;36:316-321.
- Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima P, Pilecki P, Sherriff M. Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont*. 2011;20:84-92.
- Fukuzawa Y, Mohri N, Tani T, Muttamara A. Electrical discharge machining properties of noble crystals. *J Mater Process Technol*. 2004;149:393-397.
- George R. Lasers in dentistry-Review. *Int J Dent Clin*. 2009;1(1)13-19.
- Gökçe B, Özpinar B, DüNDAR M, Cömlekoglu E, Sen BH, Güngör MA. Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent*. 2007;32(2):173-178.
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure analysis of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia based dental ceramics. *Dent Mater*. 2004;20:440-456.
- Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*. 2005;33(1):9-18.
- Heikkinen TT, Matinlinna JP, Vallittu PK, Lassila LVJ. Effect of primers and resins on the shear bond strength of resin composite to zirconia. *SRX Dentistry*. 2010;6:1-8.
- Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dent Clin North Am*. 2007;51:643-658.
- Hummel M, Kern M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. *Dent Mater*. 2004;20(5):498-508.
- Inan Ö, Acar A, Halkacı S. Effect of sandblasting and electrical discharge machining on porcelain adherence to cast and machined commercially pure titanium. *J Biomed Mater Res B*. 2006;78:393-400.

- International Organization for Standardization ISO 6872:1995(E): Dental ceramics, ed 2. Geneva, Switzerland; 1995.
- International Standardization Organization. ISO/TS 11405:2003: Dental Materials: testing of adhesion to tooth surface. Geneva:ISO, 2003
- Jardel V, Degrange M, Picard B, Derrien G. Correlation of topography to bond strength of etched ceramic. *Int J Prosthodont.* 1999;12:59-64.
- Janda R, Roulet JF, Wulf M, Tiller HJ. A new adhesive technology for all-ceramics. *Dent Mater.* 2003a;19:567-573.
- Janda R, Roulet JF, Latta M, Damerou G. Spark erosion as a metal–resin bonding system. *Dent Mater.* 2003b;23(2):193-197.
- Jo LJ. Spark erosion process: An overview. *J Dent Implants.* 2011; 1(1):2.
- Kansal HK, Singh S, P Kumar. Performance parameters optimization (multi-characteristics) of powder mixed electrical discharge machining (PMEDM) through Taguchi's method and utility concept. *Indian J Eng Mater Sci.* 2006;13:209-216.
- Karakoca S, Yılmaz H. Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2006;36-44.
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):18- 32.
- Kelly JR. Dental ceramics: What is this stuff anyway? *JADA.* 2008;139(4)4-7.
- Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal.* 2011;56(1):84-96.
- Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent.* 1994;71(5):453-461.
- Kern M, Thompson VP.). Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: Adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent.* 1995;73(3):240-249.
- Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater.* 1998;14(1):64-71.
- Kern M, Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *J Adhes Sci Technol.* 2009;23:1097-1111.
- Kern M, Barloi A, Yang B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *Journal of dental research.* 2009;88(9):817-822.

- Keskin Y, Halkacı HS, Kizil M. An experimental study for determination of the effects of machining parameters on surface roughness in electrical discharge machining (EDM). *Int J Adv Manuf Tech.* 2006;28(11-12):1118-1121.
- Kitayama S, Nikaido T, Maruoka R, Zhu L, Ikeda M. Effect of an internal coating technique on tensile bond strengths of resin cements to Zirconia ceramics. *Dent Mater J.* 2009;28:446-453.
- Koçak A, Türker ŞB. Diş hekimliğinde zirkonyum. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2006;16:41-45.
- Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent. Mater.* 1999;15:426-433.
- Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(4):304-313.
- Kosmač T, Oblak Č, Marion L. The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *J Eur Ceramic Socie.* 2008;28(5):1085-1090.
- Kobrin B, Fuentes V, Dasaradhi S, Yi R, Nowak R, Chinn J. Molecular vapor deposition - an improved vapor-phase deposition technique for molecular coatings for mems devices. In: SEMI technical symposium: Innovations in semiconductor manufacturing (STS:ISM) Semicon-West. 2004.
- Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent.* 2000;13(Spec No),60D.
- Kulunk S, Kulunk T, Ural Ç, Kurt M, Baba S. Effect of air abrasion particles on the bond strength of adhesive resin cement to zirconia core. *Acta Odonto Scand.*2011; 69(2): 88-94.
- Küçüktürk G, Çoğun C. A new method for machining of electrically nonconductive workpieces using electric discharge machining technique. *Machining Sci Tech.* 2010;14:189-207.
- Lee HT, Tai TY. Relationship between EDM parameters and surface crack formation. *J Mater Process Techn.* 2003; 142(3): 676-683.
- Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. Marginal fit of machine milled titanium and cast titanium single crowns. *Int J Prosthodont.* 1994;7:440-447.
- Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina-advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Res Dent.* 1999;7:113-119.

- Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater.* 2004;20(7):655-662.
- Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater.* 2006;22(2):195-200.
- Malkoç MA, Sevimay M. Protetik diş hekimliğinde zirkonyum ve kullanım alanları. *SÜ. Dişhek. Fak. Derg.* 2009;18:208-216.
- Manicone PF, Rossi IP, Kaffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007;35:819-826.
- Matinlinna J, Lassila LV, Özcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont.* 2004;17:155-64
- Matinlinna JP, Heikkinen T, Özcan M, Lassila LV, Vallittu PK. Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dent Mater.* 2006;22(9):824-831.
- Matinlinna JP, Lassila LV, Vallittu PK. Pilot evaluation of resin composite cement adhesion to zirconia using a novel silane system. *Acta Odontol Scand.* 2007;65:44-51
- May LG, Passos SP, Capelli DB, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Effect of silica coating combined to a MDP-based primer on the resin bond to Y-TZP ceramic. *J Biomed Mater Res.* 2010;95(1):69-74.
- Mazurat RD, Pesun S. Resin-metal bonding systems: a review of the silicoating and kevloc systems. *J Can Dent Assoc.* 1998;64:503-507.
- McLaren EA, Cao PT. Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. *Inside dentistry.* 2009;9: 94-103.
- Meyenberg KH, Luthy H, Scharer P. Zirconia posts: a new all ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent.* 1995;7:73-80.
- Miyazaki T, Kitamura M, Hotta Y, Lee G. Development of fabrication system of prostheses using electric discharge machining. *Asian J Aesthet Dent* 1993;1:71-79.
- Moradabadi A, Roudsari SES, Yekta BE, Rahbar N. Effects of surface treatment on bond strength between dental resin agent and zirconia ceramic. *Mater Sci. Engineering: C.* 2013;34: 311-317.
- Nayır E. *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi.* 7. Baskı, İstanbul; İ.Ü. Diş Hek Fak Yayınları, 1999; 64-70.

- Nishigawa G, Maruo Y, Irie M, Oka M, Yoshihara K, Minagi S, Suzuki K. Ultrasonic cleaning of silica-coated zirconia influences bond strength between zirconia and resin luting material. *Dent Mater J*. 2008;27(6):842-848.
- Nothdurft FP, Motter PJ, Pospiech PR. Effect of surface treatment on the initial bond strength of different luting cements to zirconium oxide ceramic. *Clin Oral Invest*. 2009;13(2):229-235.
- O'Brien WJ. Dental porcelain. *Dental Materials and Their Selection*, 3rd Ed., Chicago: Quintessence Pub. Co., Inc. 2002; 210-224.
- Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater*. 2009;25(2):172-179.
- Ölmez A, Öztaş N, Bilici S. Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. *Quintessence Int* 1998;29(11):725-729.
- Özcan M. The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2002;87(5):469-472.
- Özcan M, PK Vallittu. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cements to ceramics. *Dent Mater*. 2003;19:725-731.
- Özcan M, Nijhuis H, Valandro LF. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater J*. 2008;27(1):99-104.
- Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*, 1992;67:325–327.
- Paranhos MP, Burnett LH, Magne P. Effect Of Nd: YAG laser and CO2 laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic. *Quintess Int*. 2011;42(1): 79.
- Phark JH, Duarte Jr S, Blatz M, Sadan A. An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *J prosthet Dent*. 2009;101(1):29-38.
- Piasecik JR, Thompson JY, Swift EJ, Grego S, Stoner BR. Surface modification for enhanced silanation of high strength ceramics. *Dent Mater*. 2009;25:1116-1121.
- Piasecik JR, Wolter SD, Stoner BR. Development of a novel surface modification for improved bonding to zirconia. *Dent Mater*. 2011;27:99-110.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20:1-25.

- Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. Clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-ceramic system. *J Prosthodont.* 2005;14:39-45.
- Puertas I, Luis C J . A study on the electrical discharge machining of conductive ceramics. *J Mater Process Tech.*2004; 153: 1033-1038.
- Qeblawi DM, Muñoz CA, Brewer JD, Monaco Jr EA. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent.* 2010;103(4):210-220.
- Rasmussen ST. Analysis of dental shear bond strength tests, shear or tensile?. *Int J Adhesion and Adhesives.* 1996;16(3):147-154.
- Romero G, Engelmeier R, Powers J, Canterbury A. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent.* 2000;84(6):602-607.
- Rubeling G. Electroerosion in dental technology. Possibilities and limits. *Dent Labor.* 1982;30:1697-1702.
- Ruiz L, Readey MJ. Effect of heat treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol %Y-Tzp. *J. Am. Ceram. Soc.* 1996;79:2331-2340.
- Sahafi A, Peutzfeld A, Asmussen E, Gotfredsen K. Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement. *Oper Dent.* 2003;29(1):60-68.
- Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent.* 2010;104(4):247-257.
- Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials.* 13th Ed., USA, Elsevier Mosby. 2012; 253-275.
- Sato T, Shimada M. Control of the tetragonal-to-monoclinic phase transformation of yttria partially stabilized zirconia in hot water. *J Mater Sci.* 1985;20(11):3988-3992.
- Schmitt SM, Chance DA. Fabrication of titanium implant-retained restorations with nontraditional machining techniques. *Int J Prosthodont.* 1995;8:332-336.
- Shiu P, De Souza-Zaroni WC, Eduardo CDP, Youssef MN. Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomed Laser Surg.* 2007;25(4):291-296.
- Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res.* 1999;78(2):699-705.

- Simao J, Aspinwall D, El-Menshawy F, Meadows K. Surface alloying using PM composite electrode materials when electrical discharge texturing hardened AISI D2. *J Mater Process. Technol.* 2002;127:211-216.
- Singh S, Bhardwaj A. Review to EDM by using water and powder mixed dielectric fluid. *J Miner Mater Charact Eng.* 2011;10:199-230.
- Spohr AM, Borges GA, Junior LH, Mota EG, Oshima HM. Surface modification of In-Ceram Zirconia ceramic by Nd:YAG laser, Rocatec system, or aluminum oxide sandblasting and its bond strength to a resin cement. *Photomed Laser Surg.* 2008;26(3):203-208.
- Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations-Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:1289-1296.
- Stübinger S, Homann F, Etter C, Miskiewicz M, Wieland M, Sader R. Effect of Er:YAG, CO₂ and diode laser irradiation on surface properties of zirconia endosseous dental implants. *Lasers Surg Med.* 2008; 40(3): 223-228.
- Sudsangiam S, Van Noort R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *J Adhes Dent.* 1999; 1(1): 57.
- Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with different phase stabilizers and quality of sintering. *Dent. Mater.* 2006;22:778-784.
- Swab JJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci.* 1991;26(24):6706-6714.
- Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramic: Where are we now? *Dent. Mater.* 2011;27:71-82.
- Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent.* 2004;7:25-45.
- Tsai KM, Wang PJ. Comparisons of neural network models on material removal rate in electrical discharge machining. *J Mater Process. Technol.* 2001;117(1):250-257.
- Trueman CS, Huddleston J. Material removal by spalling during EDM of ceramics. *Journal of the European ceramic society.* 2000;20(10):1629-1635.
- Uludamar A, Aygün Ş, Özkan YK. Zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2012;5:132-141.
- Uo M, Sjögren G, Sundh A, Goto M, Watari F, Bergman M. Effect of surface condition of dental zirconia ceramic (Denzir) on bonding. *Dent Mater J.* 2006;25(3):626-631.

- Ural Ç, Külünk T, Külünk S, Kurt M. The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand.* 2010;68(6): 354-359.
- Üşümez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er, Cr: YSGG laser etching. *J Prosthet dent.* 2003;90(1): 24-30.
- Üşümez A, Hamdemirci N, Koroglu BY, Simsek I, Parlar O, Sari T. Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers in medical science.* 2013;28(1):259-266.
- Xible AA, Tavarez RJ, Pereira Araujo CDR, Cardonso Bonachela W. Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2006;95(3):224-229.
- Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry. Part 1: Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent.* 2009;4:130-151.
- Valandro LF, Özcan M, Amaral R, Vanderlei A, Bottino, MA. Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dent Mater J.* 2008;27(6):849-855.
- Van As G. Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2004; 48(4): 1017-1059.
- Van Roekel NB. Electrical discharge machining in dentistry. *Int J Prosthodont.* 1992a;5:114-121.
- Van Roekel NB. Prosthesis fabrication using electrical discharge machining. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992b;7:56-61.
- Versluis A, Tantbirojn D, Douglas W H. Why do shear bond tests pull out dentin?. *J Dent Res.* 1997; 76(6):1298-1307.
- Visuri SR, Gilbert L, Wright DD, Wigdor HA, Walsh TJ. Shear strength of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin. *J Dent Research.* 1996; 1: 599-605.
- Wadhvani R. Lasers in dentistry- an introduction to new technology. *International Dentistry SA.* 2005;9(2)6-20.
- Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent.* 2000;2(2):139.
- Wendt JSL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater.* 1992;8(3):181-184

- White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent.* 2005;94:125-131.
- Witkowski S. CAD-CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol.* 2005;28:1-16.
- Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater.* 2007;23(1): 45-50.
- Yan MT, Lai YP. Surface quality improvement of wire-EDM using a fine-finish power supply. *Int J Machine Tools Manuf.* 2007;47:1686-1694.
- Yang B, Wolfart S, Scharnberg M, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Influence of contamination on zirconia-ceramic bonding. *J Dent Res.* 2007;86:749-753
- Yang B, Lange-Jansen HC, Scharnberg M, Wolfart S, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Influence of saliva contamination on zirconia ceramic bonding. *Dent Mater.* 2008;24(4):508-513.
- Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res. Part B.* 2006;77(1):28-33.
- Yoshida K, Tsuo Y, Meng X, Atsuta M. Mechanical Properties of Dual-Cured Resin Luting Agents for Ceramic Restoration. *J Prosthodont.* 2007;16(5):370-376.
- Yucel MT, Aykent F, Akman S, Yondem I. Effect of surface treatment methods on the shear bond strength between resin cement and all-ceramic core materials. *J Non-Crystalline Solids.* 2012;358(5):925-930.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*, 1. Baskı, Ankara; Ankara Üniversitesi Basımevi. 1993; 355-390.
- Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont.* 1996;9(5):434.
- Zhang JH, Lee TC, Lau WS. Study on the electro-discharge machining of a hot pressed aluminum oxide based ceramic. *J Mater Process Tech.* 1997;63(1):908-912.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Nergiz RONA

Doğum Yeri: Ankara, Türkiye

Doğum Tarihi: 16.08.1983

Medeni Hali: Evli

Bildiği Yabancı Diller:

İngilizce

Eğitim Durumu:

Abidinpaşa İlköğretim Okulu, 1989-1994

Mamak Anadolu Lisesi, 1994-2001

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2001-2006

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2008-2014

Çalıştığı Kurumlar:

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2008-2013.

Bafra Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi, 2013

İletişim Bilgileri:

Adres: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Kurupelit, Samsun, Türkiye

Telefon: 0533-4331736

E-posta: dtnergiz@gmail.com