

**ZİRKONYUM ALT YAPILI PORSELEN RESTORASYONLARIN
TAMİRİNDE KULLANILAN KOMPOZİTİN BAĞLANTI DİRENCİ
ÜZERİNE YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Duygu KÜRKLÜ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Yöneticisi:

Prof. Dr.Nuran YANIKOĞLU

Doktora Tezi – 2011

ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Doktora Programı

**ZİRKONYUM ALT YAPILI PORSELEN RESTORASYONLARIN
TAMİRİNDE KULLANILAN KOMPOZİTİN BAĞLANTI DİRENCİ
ÜZERİNE YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Duygu KÜRKÜ

Tez Savunma Tarihi : 17.11.2011
Tez Danışmanı : Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU
Jüri Üyesi : Prof. Dr. Abubekir HARORLI
Jüri Üyesi : Prof. Dr. Lale KARAAĞAÇLIOĞLU
Jüri Üyesi : Prof. Dr. Lütfü İ. ALADAĞ
Jüri Üyesi : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

Prof. Dr. İsmail CEYLAN
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürü

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	IV
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	V
ŞEKİL DİZİNİ	VI
TABLolar DİZİNİ	VIII
ÖZGEÇMİŞ	X
ÖZET	XI
ABSTRACT.....	XII
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Dental Seramikler	4
2.2 Dental Seramiklerin Tarihçesi.....	4
2.3.Dental Seramiklerin Yapısı	6
2.4 Diş Hekimliğinde Kullanılan Porselenin İçeriği	7
2.5 Dental Porselenin Özellikleri	9
2.6.Porselenlerin Sınıflandırılması.....	11
2.7.Metal Destekli Porselen Restorasyonlar	11
2.7.1. Metal destekli porselenin olumsuzlukları;	12
2.8.Tam Seramik Restorasyon Sistemleri	13
2.8.1. Tam Seramik Restorasyonların Sınıflandırılması	14
2.8.2. Endikasyonları.....	16
2.8.3. Kontrendikasyonları	16
2.8.4. Avantajları.....	17
2.8.5. Dezavantajları	18
2.8.6. Frezeleme ile Üretilen Seramikler.....	18
2.9. Zirkonyum Dioksit Seramikler	19
2.9.1. Mg-PSZ (Magnezyum Stabilize Zirkonyum)	22

2.9.2. Zirkonyum İle Sertleştirilmiş Alümina (Zirconia Toughened Alumina-ZTA)	23
2.9.3. Yttria Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristali (3Y-TZP).....	23
2.9.4. Zirkonyum Seramiklerin Mekanik Özellikleri	24
2.9.5. Alt Yapı Materyali Olarak Zirkonyum Dioksit.....	25
2.10. Yüzey Pürüzlendirme Yöntemleri.....	30
2.10.1. Asitle Pürüzlendirme.....	30
2.10.2. Kumlama	31
2.10.3. Silika Kaplı Alüminyum Oksit Tozu ile Kumlama.....	32
2.10.4. Lazer ile Pürüzlendirme	33
2.11. Lazer Sistemleri	34
2.11.1. Temel Lazer Fiziği	34
2.11.2. Lazerin Çalışma Prensibi	35
2.11.3. Lazer Işığının Özellikleri	36
2.11.4. Lazer Işığının Dokuya Etkileri.....	37
2.11.5. Lazer Enerjisinin Malzeme Yüzeyine Etki Mekanizması.....	39
2.11.6. Terimler:.....	40
2.11.7. Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması.....	41
2.11.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazer Cihazları.....	42
2.12. Zirkonyum Alt Yapılı Restorasyonlarda Klinik Başarı.....	44
2.12.1. Alt Yapı-Veneer Bağlantısı.....	45
2.13. Ağız İçi Tamir Yöntemleri.....	46
2.13.1. Ağız içi tamirin önemi	46
2.13.2. Ağız içi tamirde yüzey işlemlerinin önemi	46
2.13.3. Tamir Materyali Olarak Kompozit Resinler	47
2.13.4. Kompozit resinlerin yapısı;	48
2.13.5. Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	49
2.14. Bağlantı Direnci ve Test Yöntemleri	50

2.14.1. Bağlantı Direnci	50
2.14.2. Standardizasyon	51
2.14.3. Örneklerin Saklama Koşulları.....	51
2.14.4. Test Metotları.....	52
2.15. Yüzey İşlemlerinin İncelenmesi.....	53
2.15.1. SEM (Tarama Elektron Mikroskobu) analizi.....	53
3. GEREÇ ve YÖNTEM	55
3.1. Örneklerin Hazırlanması	55
3.2. HF Asit Uygulaması.....	58
3.3. Kumlama İşlemi.....	59
3.4. Silika Kaplı Alüminyum Oksit Tozu ile Kumlama İşlemi.....	60
3.5. Pilot çalışma.....	61
3.5.1. Birinci Aşama.....	61
3.5.2. İkinci Aşama	66
3.6. Kompozit Örneklerin Hazırlanması	79
3.7. Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi	82
4. BULGULAR.....	84
4.1. Örneklerin SEM görüntüleri	84
4.2. Bağlantı Direncinin Değerlendirilmesi	91
5. TARTIŞMA.....	97
6. SONUÇLAR.....	116
7. KAYNAKLAR	118

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince klinik tecrübe ve deneyimlerini benimle paylaşan, akademik kimliğimin gelişmesini sağlayan, her zaman manevi desteğiyle yanımda olduğunu hissettiren tez danışmanım Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU' na,

Mesleki gelişimimde katkılarını esirgemeyen, bilgi ve birikimlerini benimle paylaşan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine,

Tez çalışmalarım esnasında teknik konulardaki yardımlarından ve manevi desteğinden dolayı Doç. Dr. M.Şamil AKYIL'a

Çalışmalarım ve doktora eğitimim süresince, her zaman yanımda olan ve bana moral veren Yrd. Doç. Dr. Cenk Burak YILMAZ, Yrd. Doç. Dr. Çağatay Barutçigil, Arş. Gör. Dt. Hakan ARSLAN, Arş. Gör. Dt. Zeynep SAVAŞ'a

Meslek hayatım boyunca bana yol gösteren ve samimiyetiyle her zaman yanımda olan Dr. Baykal YILMAZ' a, lisans eğitimimden itibaren çok şey paylaştığım ve yanlarında hep iyi hissettiğim arkadaşlarım Deniz-Tuncay ARAS'a

Tez çalışmalarım esnasında yardımlarını esirgemeyen Dr. Veysel BALKAYA, Dt. Alper EMİNOĞLU, İzmir Beyler Diş Lab. Teknisyeni İsmail KARABULUT, Erzurum Dolunay Diş Lab. Teknisyeni Ersin HARMANDAR ve Makine Mühendisliği Arş. Gör. Ebru Emine DEMİRCİ'ye

Her kararında beni destekleyen ve başarılarımdan en çok gurur duyan sevgili anne ve babama teşekkür ederim.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

CAD: Computer Aided Design (Bilgisayar yardımı ile tasarım)

CAM: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar yardımı ile üretim)

ZrO₂: Zirkonyum Dioksit

Y-TZP: Yitriya Tetragonal Zirkonyum Polikristali

TZP: Tetragonal Zirkonyum Polikristali

3Y-TZP: %3 mol Yttria ile Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristali

Y-PSZ: Yttria Parsiyel Stabilize Zirkonyum

PSZ: Parsiyel Stabilize Zirkonyum

Mg-PSZ: Magnezyum Parsiyel Stabilize Zirkonyum

LTD: Low Temperature Degradation

SEM: Scanning Electron Microscope

N: Newton (kuvvet birimi)

°C: Santigrat derece (sıcaklık birimi)

mm: Milimetre (uzunluk birimi)

μ: Mikron (uzunluk birimi)

Nd:YAG: Neodmium: yttrium-aluminium-garnet

nm: Nanometre

LASER: Light Amplification of Stimulated Emission of Radiation

mJ: Milijoule

Er:YAG: Erbium: yttrium-aluminium-garnet

CO₂: Karbon dioksit

ŞEKİL DİZİNİ

Şekil 2.1. Zirkonyum elementi

Şekil 2.2. Altın-palladyum kaplama ünitesi

Şekil 3.1. Örneklerin dijital kumpasla ölçülmesi

Şekil 3.2. Tamir uygulamasından önce; porselen, zirkonya-porselen ve zirkonya örnekler

Şekil 3.3. CAD/ CAM ünitesi

Şekil 3.4. Örneklerin bilgisayarda dizayn edilmesi

Şekil 3.5. Örneklerin üretilmesi

Şekil 3.6. Örneklerin Zirkonzahn Keramikofen 1500 sinterleme fırınında sinterlenmesi

Şekil 3.7. Örneklerin akrilik blok içerisine gömülmesi

Şekil 3.8. HF asit uygulaması

Şekil 3.9. Kumlama cihazı

Şekil 3.10. Co-Jet cihazı ve kumu

Şekil 3.11. Pilot çalışmada CO₂ lazer uygulanan örneklerin SEM görüntüleri

Şekil 3.12. Pilot çalışmada Er:YAG lazer uygulanan örneklerin SEM görüntüleri

Şekil 3.13. Pilot çalışmada Nd:YAG lazer uygulanan örneklerin SEM görüntüleri

Şekil 3.14. CO₂ lazer ünitesi

Şekil 3. 15. CO₂ uygulanan zirkonya örneklerin SEM görüntüleri

Şekil 3.16. CO₂ uygulanan porselen örneklerin SEM görüntüleri

Şekil 3.17. CO₂ uygulanan zirkonya-porselen örneklerin SEM görüntüleri

Şekil 3.18. Er: YAG Lazer Ünitesi

Şekil 3.19. Er:YAG lazer uygulanan zirkonya örneklerin SEM görüntüleri

Şekil 3.20. Er:YAG lazer uygulanan porselen örneklerin SEM görüntüleri

Şekil 3.21. Er:YAG lazer uygulanan zirkonya-porselen örneklerin SEM görüntüleri

Şekil 3.22. Nd:YAG lazer ünitesi

Şekil 3.23. Nd:YAG lazer uygulanan zirkonya örneklerin SEM görüntüleri

Şekil 3.24. Nd:YAG lazer uygulanan porselen örneklerin SEM görüntüleri

Şekil 3.25. Nd:YAG lazer uygulanan zirkonya- porselen örneklerin SEM görüntüleri

Şekil 3.26. 3M ESPE ışık cihazı

Şekil 3.27. Kompozit örneklerin polimerizasyonu

Şekil 3.28. Kompozit bağlanan akrilik örnek

Şekil 3.29. Akrilik örneğin test cihazına yerleştirilmesi

Şekil 3.30. Kompozit zirkonya ara yüzüne makaslama testi(shear) uygulaması

Şekil 4.1. HF asit uygulanan örneklerin SEM görüntüleri

Şekil 4.2. Alüminyum oksit tozu ile kumlama işlemi uygulanan örneklerin SEM görüntüleri

Şekil 4.3. Co-jet cihazı ile silika kaplı alüminyum oksit tozu ile kumlama işlemi uygulanan örneklerin SEM görüntüleri

Şekil 4.4. CO₂ lazer uygulanan örneklerin SEM görüntüleri

Şekil 4.5. Er:YAG lazer uygulanan örneklerin SEM görüntüleri

Şekil 4.6. Nd:YAG lazer uygulanan örneklerin SEM görüntüleri

Şekil 4.7. Zirkonya örneklerin farklı yüzey işlemleri karşısında bağlantı direncinin karşılaştırılması

Şekil 4.8. Porselen örneklerin farklı yüzey işlemleri karşısında bağlantı direncinin karşılaştırılması

Şekil 4.9. Zirkonya-porselen örneklerin farklı yüzey işlemleri karşısında bağlantı direncinin karşılaştırılması

TABLolar DİZİNİ

Tablo 2.1. Kompozitlerin Sınıflandırılması

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin üretici firmaları ve lot numaraları

Tablo 3.2. Pilot çalışmada değerlendirilen lazer parametreleri

Tablo 3.3. Pilot çalışma sonucu belirlenen lazer parametreleri

Tablo 4.1. Grupların kırılma dirençlerine ait ortalama ve standart sapma değerleri

Tablo 4.2. Makaslama testleri sonrasında başarısızlık tiplerinin dağılımı

ÖZGEÇMİŞ

09/ 05/ 1982 yılında Samsun’da doğdu. Orta ve lise öğrenimini Amasya Anadolu Lisesi’nde tamamlayıp, 2001 yılında Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde öğrenim görmeye başladı. 2006 yılında Atatürk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda doktora başladı. 2007 yılından itibaren aynı bölümde araştırma görevlisi olarak görev yapmaktadır. Yabancı dili İngilizce’ dir.

ÖZET

Zirkonyum alt yapılı porselen restorasyonların tamirinde kullanılan kompozitin bağlantı direnci üzerine yüzey işlemlerinin etkisinin incelenmesi

Bu çalışma, zirkonyum alt yapılı porselen restorasyonların tamirinde kullanılan kompozit materyalinin farklı yüzey pürüzlendirme işlemleri altında bağlanma dayanımını karşılaştırmalı olarak incelemek amacıyla yapılmıştır. Zirkonyum alt yapılı porselen restorasyonların ağız içinde meydana gelen kırılma durumlarının taklit edilebilmesi amacıyla; 48 adet zirkonya, 48 adet porselen ve 48 adet yarısı zirkonya yarısı da porselen yüzeyli örnekler hazırlandı. Hazırlanan örnekler üzerinde, lazer ile pürüzlendirme işlemine geçilmeden önce kullanılan lazerlerin parametrelerini belirlemek amacıyla pilot çalışma yapıldı. Pilot çalışma sonrasında örnek yüzeylerinin topografik incelemesini yapabilmek amacıyla SEM (Scanning Electron Micsroscope) görüntüleri alındı. Örnekler her grupta 8 adet olacak şekilde 6 gruba ayrıldı. Zirkonya, zirkonya-porselen ve porselen örnek yüzeylerine HF asit, Al_2O_3 tozu ile kumlama, Co-Jet cihazı ile silika kaplı Al_2O_3 tozu ile kumlama CO_2 lazer, Er:YAG lazer ve Nd:YAG lazer işlemi uygulandı. Yüzey işlemleri uygulanmış örneklerin tamiri için içerisinde silan içeren tamir seti kullanıldı. Üzerlerine hibrid kompozitler yerleştirilerek polimerize edildi. Örneklerin bağlantı dirençleri, 0.5 mm/dk başlık hızına ayarlı universal test cihazında ölçüldü. Veriler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile değerlendirildi.($p<0.05$) Bu testte en yüksek bağlantı direnci değeri, Co-Jet cihazı ile silika kaplı Al_2O_3 tozu ile kumlama işlemi uygulanan zirkonya örneklerde görüldü.(37.84 MPa)

Anahtar Kelimeler: Zirkonyum Alt yapılı Restorasyon, Lazerle Pürüzlendirme, Yüzey İşlemleri, Bağlanma Dayanımı

ABSTRACT

The effect of surface treatments on the shear bond strenght of composite material that is used in the repairment of zirconia based ceramic restorations

The aim of this study was to analyze the shear bond strenght of composite material that is used in the repairment of zirconia based ceramic restorations under the effect of surface treatments comparatively.

The samples including 48 zirconia, 48 porcelain, and 48 zirconia-porcelain were prepared to imitate intraoral zirconia based ceramic restoration fractures. Pilot study was applied on the prepared samples to determine parameters of laser before surface treatment with laser. Following the pilot study, SEM (Scanning Electron Microscope) images was taken to do topographic analysis of the samples. The samples were divided into 6 groups that each group includes 8 samples. Surfaces of zirconia, porcelain, and zirconia-porcelain samples were treated with HF acid etching, airborne-particle abrasion with Al_2O_3 , silica coating using Co-Jet system , CO_2 laser, Er: YAG and Nd:YAG laser. Repair kit that includes silane was applied to the surface treated samples. Hybrid composite resins were placed on the surface of the samples and then composite resins were polymerized. Shear bond strenght of the samples was measured by using a universal testing machine at a crosshead speed of 0,5 mm/min. Data was evaluated with one-way ANOVA test.($p < 0.05$) The result was that shear bond strenght was found in the zirconia samples treated with silica coating using Co-Jet system. (37.84 MPa)

Key Words: Zirconia Based Ceramic Restorations, Laser Eching, Surface Treated, Shear Bond Strenght.

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Metal destekli porselen restorasyonlar üstün mekanik özellikleri sayesinde hem posterior hem de anterior bölgedeki diş eksikliklerinde başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Ancak metal renginin dişetine yansması, alerji oluşturabilmesi, korozyona uğrayabilmesi gibi dezavantajları tam seramik sistemlerin kullanımını gündeme getirmiştir.^{1,2} Tam seramik restorasyonlar, yüksek estetik özelliklerinin yanı sıra biyouyumluluk ve dayanıklılık gibi özelliklerinden dolayı günümüzde geleneksel metal destekli restorasyonlara tercih edilmektedir.³

Tam seramik restorasyonlarda kullanılan alümina ve zirkonya gibi seramik oksit alt yapılı sistemler, feldspatik porseleni destekleyerek mekanik özelliklerini güçlendirmektedir.⁴ Zirkonyum dioksit, düşük termal ekspansiyonu, düşük korozyon riski, radyografik kontrastının iyi olması, iyi biyolojik uyum ve dayanıklılık gibi özellikleri nedeniyle tam seramik restorasyonlarda en sık kullanılan alt yapı materyalidir.⁵ Saf zirkonyumun, düşük pörözite ve yüksek yoğunluğundan dolayı, içerisine ağırlığının % 3-5 oranında yitrium oksitin ilave edilmesi ile Yitriya Tetragonal Zirkonyum Polikristali (3Y-TZP) elde edilmiştir. 3Y-TZP' nin geliştirilmesi, tam seramik restorasyonların aşırı yük alan posterior bölgelerde de kullanımına olanak sağlamaktadır.³

3Y-TZP materyali gibi alt yapı materyalinin üstün özelliklerine rağmen, restorasyonların klinik kullanımlarında halen başarısızlıklar meydana gelmektedir.⁶ İki tabakalı seramik sistemlerde en sık görülen başarısızlık, veneer seramiğinin tabakalar halinde ayrılması (delaminasyon) şeklindedir. Delaminasyon, hastaya bağlı faktörler (parafonksiyonel alışkanlıklar), prematür kontaklardan kaynaklanan dinamik yükler,

oklüzal stabilitenin olmaması, yetersiz bağlanma kuvveti, restorasyonun geometrisi, materyalin özellikleri, yorgunluk fenomeni, yetersiz alt yapı desteği, internal defektler, alt yapı-üst yapı arasındaki termal ekspansiyon gibi nedenlerle meydana gelebilir.^{7,8}

Restorasyonlarda fraktür meydana geldiğinde restorasyonun yenilenmesi ideal olanıdır. Ancak maliyetin artması, prepare edilen dişte travma oluşması, zaman kaybı ve restorasyonun sökülmesinin zorluğu gibi faktörler düşünüldüğünde bazı vakalarda restorasyonun yenilenmesi uygun olmayabilir. Restorasyon diş ve çevre dokularının bütünlüğü altında fonksiyonunu devam ettirebiliyorsa ve başka bir nedenle yenilenmesi gerekmiyorsa, tamir uygulaması alternatif bir tedavi seçeneğidir.⁹⁻¹²

Restorasyonun tamirindeki temel amaç, fonksiyon ve estetiğin yeniden kazanılmasıdır.^{9,13} Tamir uygulamasında, tamir materyali ve kırık yüzeyi arasında başarılı bir bağlantı sağlayabilmek için, materyal yüzeyine spesifik işlemler uygulanmalıdır.¹⁴ Mekanik retansiyonu sağlamak amacıyla Al_2O_3 tozu ile kumlama, elmas frezle, hidroflorik asit, fosforik asit ve lazerle pürüzlendirme işlemleri, kimyasal adezyonla birlikte mekanik retansiyon sağlamak amacıyla da silika bağlı Al_2O_3 tozu ile kaplama işlemi uygulanabilir. Ayrıca kimyasal bağlantının artırılmasında silanizasyon ve adeziv primer uygulanmaktadır.¹⁵⁻¹⁹

Bu çalışmanın amacı, zirkonyum alt yapılı porselen restorasyonların tamirinde kullanılan kompozit materyali ile kırık yüzeyi arasındaki bağlantı direnci üzerine, farklı yüzey işlemlerinin etkisini değerlendirmektir. Bu çalışmada zirkonyum alt yapılı restorasyonlarda meydana gelen kırıkları taklit edebilmek amacıyla hazırlanan zirkonya, porselen ve zirkonya-porselen örneklerin üzerine kompozit tamiri öncesinde farklı

yüzey işlemleri uygulanarak, örnek yüzeyleri ile kompozit rezin arasındaki bağlantı dirençlerinin karşılaştırılması amaçlandı.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Dental Seramikler

Doğal dişlerin restorasyonunda diş hekimliğinde kullanılan tüm materyaller içerisinde, diş yapısını, görüntü ve renk açısından en iyi yansıtan materyaller seramiklerdir.²⁰ Seramikler metal içermeyen inorganik materyallerdir ve metal oksit, bor, karbid, nitrit gibi çeşitli materyaller ve bunların farklı oranlarda karışımlarını içermektedir.²¹ Porselen ise, yüksek ısıda pişirilebilen, içeriğinde kaolin, quartz ve feldspar'ın bulunduğu seramik materyalidir.^{22,23}

2.2 Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik, Yunanca topraktan yapılmış madde anlamına gelen ‘‘keramikos’’ kelimesinden türetilmiştir.²⁴ Kil süspansiyonunun pişirilmesi ve şekillendirilmesi M.Ö. 5000 yıllarına kadar uzanır.²⁵ Mezopotamya ve Asur uygarlıklarında yapı malzemesi olarak kullanılmıştır. Anadolu uygarlıklarında dekorasyon işlemlerinde ve çinicilikte yaygın bir uygulama alanı bulmuştur. İlk kez XVI. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa'ya getirilmiştir.²⁶ Dental seramiklerin, diş hekimliği alanında kullanımına 1700' lü yılların sonlarında başlanılmıştır.²² İlk olarak 1774 yılında Saint-Germainen-Laye çevresinde Eczacılık yapan Duchateau tarafından kullanılmıştır. Porselen maddesinin kontraksiyona uğradığını gören Duchateau, Chemant ile çalışmaya başlamış ve kullanılabilir bir protez yapmayı başarmıştır.²⁶ Bu çalışmalar, protez yapımındaki ilk çalışma olarak kabul edilmesine karşın, diş hekimliğinde porseleni ilk kullanmaya başlayanlar bu araştırmacılar olmamışlardır. Craig, restoratif dental materyalleri incelediği kitabında, Fauchard' ın 1728' de doğal dişlere benzer renk ve şekilde pişirilmiş minenin kullanımını tanımlamıştır.²⁷ Anusavice, Giuseppangelo

Fonzi' nin 1808'de Paris'te, kişiye özel hazırlanan ve platin pinlerin gömüldüğü porselen dişleri ürettiğini ifade etmiştir.²¹

Porselen jaket kuronlar ise 1900' lü yılların başlarında geliştirilmiştir. Jaket kuronlar, ince platin folyolar üzerinde pişirilen feldspat veya alüminöz porselenden meydana gelmiştir ve günümüzdeki tam seramik kuronların temelini oluşturmaktadır. Porselen jaket kuronlar, düşük dirençlerinden dolayı anterior dişlerin restorasyonunda kullanılamamıştır. Metal seramik restorasyonların % 11-% 15 (K_2O) frit içeren porselen tozları kullanılarak yapımı, ilk kez 1960' ların başında Weinstein ve arkadaşları tarafından tarif edilmiştir. Porselenin vakum altında pişirilmeye başlanması ve altın alaşımlarına bağlanmasındaki gelişmeler dental estetikteki en önemli ilerlemelerden birisi olarak kabul edilir. Bu gelişme altın alt yapının estetik olarak porselen ile bağlanarak kapatılmasına ve doğal dişlere benzer seramik restorasyonların yapımına olanak tanımıştır.¹

Metal destekli restorasyonlarda alt yapı alaşımları ve veneer seramiği arasındaki termal genişlemenin zayıf olması, soğuma esnasında fraktür ve kırıkların oluşmasına neden olmuş, bu durum lösitle güçlendirilmiş feldspatik porselenin gelişmesini tetiklemiştir. Bu problem, fabrikasyon aşamasında feldspar camın ve yüksek genişlemeye sahip lösitin uygun oranlarda karıştırılmasıyla çözülmüştür.^{21,28} Böylece feldspatik porselenin termal genişleme katsayısının daha düşük olması sağlanmıştır. Yapılan bu çalışmalar, seramiğin metal alt yapıya bağlantısını ve dayanıklılığını önemli ölçüde geliştirmiştir. Soğuma esnasında metal alt yapının termal kontraksiyonu, veneer seramiğinkinden daha yüksektir, bu da seramiğin iç yüzeyinde basınç oluşmasına neden olur.²²

XX. yüzyılın sonlarında, tam seramik restorasyonun fabrikasyonunda birçok yenilikçi sistem geliştirilmiştir. İlk sistem, lost-wax döküm tekniği kullanılarak yapılan; dökülebilen cam-seramik sistemidir. Bu dökülebilir sistem, işlem zorlukları ve yüksek oranda fraktür oluşması nedeniyle ilerleyen dönemlerde terkedilmiştir.²²

1968’de MacCulloch²⁹ diş hekimliğinde kullanılmak üzere cam dökümünü rapor etmiştir. 1986’ da Francois Duret³⁰ tarafından dental restorasyonların otomatik üretimi yani CAD-CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) tekniği, 1983 yılında Horn³¹ tarafından rezin bağlı restorasyonlar için mine ve porselenin kombine olarak asitle pürüzlendirilmesi tekniği geliştirilmiştir.³²

CAD-CAM teknolojileri için holografiye dayanan optik olarak ölçü alma tekniği 1973 yılında Altschuler tarafından sunulmuştur. Günümüze en yakın CAD-CAM sistemi Japonya’da 1988 yılında Kimura, Sohmura ve Watanabe³³ tarafından gerçekleştirilmiştir.³⁴ Gelişmeler diğer birçok sistemin ortaya çıkarılması ile devam etmiştir. Diş hekimliği seramik teknolojisi, diş hekimliğindeki diğer malzemelere göre çok daha büyük bir gelişim içerisinde. Geçen iki yüzyıl içerisinde tam seramik sistemler, inley ve kuronların yapımında kullanılan yüksek miktarda lōsit içeren seramikler ve CAD-CAM seramikleri geliştirilmiştir.²¹

2.3. Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramikler esas itibariyle, cam, porselen, cam-seramik veya yüksek kristalin yapılarından oluşmuşlardır. Dental seramikler, metal ve akrilik rezinlerden farklı olarak kimyasal, mekanik, fiziksel ve termal özellikler göstermektedirler. Seramikler uzun dönem stabilizasyonlarını korurlar ve kırılma dirençleri oldukça iyidir.²¹

Dental seramikler cam matriks içerisinde kristalin minerallerinden oluşur. Seramiklerin ısı dirençleri yüksek olmasına rağmen, hızlı ısınma ve soğuma gibi değişikliklerde kırılabilirler.²¹ Seramikler bir veya daha fazla metalin, metal olmayan bir elementle yaptığı bileşik olarak tanımlanır. Metal olmayan element oksijendir (O_2) ve matriks görevi görür. Daha küçük yapıdaki metal ya da silikon gibi yarı metal atomlar, oksijen atomları arasında yer alır. Seramikler hem kovalent hem de iyonik bağlara sahiptir. Bu güçlü bağlar seramiklerin stabilite, sertlik, kimyasal, termik etkilere direnç, yüksek elastisite modülü gibi olumlu özelliklerinin kaynağıdır. Bu bağların yapısı aynı zamanda, seramiklerin kırılabilirliğinin da nedenidir.³⁵

2.4 Diş Hekimliğinde Kullanılan Porselenin İçeriği

Porselen 4 oksijen atomu arasına sıkışan bir silisyum atomunun (SiO_4) oluşturduğu tetrahedra yapısında bir birleşim olup 3 ana maddeden meydana gelmiştir. Bunlar Feldspar, Kuartz ve Kaolin' dir.²³ Diş hekimliğinde kullanılan porselen %12-22 Kuartz (silika,kum), %3-5 Kaolin (kil), %75-85 Feldspar' dan oluşmuştur.^{27,36,37} Ayrıca porselene renk vermesi için metal ve metal oksit pigmentleri katılır.^{36,37}

Kaolin, ($Al_2O_3, 2SiO_2, 2H_2O$) hidrate alümina silikat' ır. Porselene opaklık verir ve porselen hamurunun şekil almasını sağlar.³⁸ Ancak opak olmasından dolayı az miktarda dahi olsa kaolin içeren ilk dental porselenlerde yeterli ışık geçirgenliği elde edilememiş ve bu yüzden yerini kristalin içeren feldspatik cama bırakmıştır.²⁰

Feldspar, potasyum alümina silikat ($K_2O, Al_2O_3, 6SiO_2$) ve sodyum alümina silikat ($Na_2O, Al_2O_3, 6SiO_2$) karışımıdır. Feldsparlar doğada kendiliğinden bulunan maddelerdir bu nedenle de potaş (K_2O) ve soda (Na_2O) oranları bir miktar farklılık gösterebilir.^{20,27} Bu durum feldsparın özelliklerini etkiler; soda füzyon ısını

düşürürken, potaş erimiş camın vizkositesini arttırır. Bu nedenle, porselenin pişirilmesi esnasında piropplastik akış denilen ve dişin formunun porselenin akarak şekil değiştirmesine bağlı bozulmasının önüne geçebilmek için yeterli ve doğru miktarda potaş bulunması çok önemlidir.^{1,20} Feldspar, porselene şeffaflık kazandıran bir eriticiidir. Porselende en düşük erime derecesine sahip olan feldspar, pişirme esnasında eriyerek diğer kısımları birleştirir.^{27,36}

Kuartz, (SiO₂) silika içermektedir. Porselenin pişirilmesi sırasında değişime uğramaz ve porselen kitlesine stabilite kazandırır. Feldsparın eritilmesi sonucu elde edilen camsı fazda yaygın olarak ince kristalin şeklinde bulunur, materyale şeffaf bir görünüm kazandırır ve fırınlama esnasında oluşabilecek büzülmeyi engeller.^{27,36,38,39}

Porselen tozlarına katılan metal ve metal oksit pigmentleri ise, doğal diş görüntüsü elde edebilmek için gerekli renklendirmeyi sağlar.²⁷ Dental porselene katılan titanyum oksit sarı, manganez oksit eflatun, demir veya nikel oksit kahverengi, kobalt oksit mavi, bakır veya krom oksit yeşil renk verir.^{27,40} Porselen üreticileri floresan özelliğinin elde edilmesinde büyük ilerlemeler sağlamışlardır. Bazı porselenler ultraviyole ışık altında mavimsi beyaz bir floresans özelliğe sahiptirler. Bu özelliğin elde edilmesi için günümüzde europinyum, samaryum, uterbiyum gibi lanthanitler, yani dünya elementleri kullanılmaya başlanmıştır.⁴¹

Diş rengine benzer etki oluşturulmasında porselene yoğun renk fritlerinin eklenmesi, porselenin fazla şeffaf olmasından dolayı, yeterli olmamaktadır. Özellikle dentin renkleri yüksek opasiteye gerek duymaktadır. Opaklaştırıcı ajanların ilavesi çok hassas bir işlemdir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince parçacık boyutlarında

öğütülmüş metal oksitleri içermektedir. Bu amaçla sıklıkla kullanılan oksitler; seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonya oksittir.^{39,42}

2.5 Dental Porselenin Özellikleri

a. Isısal Özelliği

Yapısında serbest elektronlar bulunmaması nedeni ile porselenin ısı iletkenliği düşüktür. Bu özellikleri pulpanın korunması açısından avantaj sayılır. Porselenin ısısal genleşme katsayısı $14 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ olup, mine ve dentine yakındır.⁴³

b. Biyolojik Özelliği

Porselenin yüksek biyolojik uyumu, diş hekimliğinde en çok kullanılan malzeme olmasını sağlamıştır.⁴³⁻⁴⁵ Metal alaşımlarda gözlenebilen toksik etkiler porselenlerde görülmemektedir. Glazürlü porselen, bakteri plağının kolaylıkla uzaklaştırılabildiği tek restoratif materyaldir.⁴⁶

c. Kimyasal Özelliği

Porselen genel olarak kimyasal etkilere karşı oldukça dirençlidir, çözünebilmesi için çok güçlü asitler gereklidir. Çözünürlük, camlaşma derecesine ve yüzeyin cilalı olup olmamasına bağlıdır.³⁵

d. Mekanik Özellikleri

Seramik sert, rijit ve kırılğan bir materyaldir. Ağız ortamında iyi bir aşınma direncine sahiptir.^{47,48} Porselenin sıkıştırma direnci yüksek olduğundan, teorik olarak basma kuvvetlerine karşı dayanımı yüksektir. Porselenin basma direnci ortalama 350-550 Mpa iken gerilme direnci ortalama 20-60 Mpa' dır. Makaslama ve çekme

kuvvetlerine karşı dayanımı oldukça düşüktür. Normal bir porselenin içinde ufak çatlak, pöröze ve düzensizlikler mevcuttur. Bu yüzey bozuklukları düz hattan sapan çatlaklara neden olabilir. Bu yarıklar gerilim yoğunlaşmasından kaynaklanır.

Metallerde bu gerilim plastik deformasyon ile giderilebilir ancak porselenler son derece kırılgan materyaller olduğundan gerilim boşalması mümkün değildir. Porselen materyali, atomları arasındaki yüksek bağlanma kuvvetine rağmen, % 0,1 oranından yüksek deformasyonlar karşısında kırık meydana gelir. Porselenin kırılganlığı, gerilim ya da makaslama kuvvetlerine maruz bırakıldığında, plastik deformasyon gösteremeyen güçlü kovalent bağlardan kaynaklanmaktadır. Diğer taraftan sıkıştırma kuvveti altında çatlak kendi kendine büyümediğinden gerilime çok daha başarılı bir şekilde karşı koyar.^{37,49,50}

e. Optik Özellikleri

Dental porselen optik açıdan heterojen kabul edilir. Porselen yapısındaki küçük partiküllü şeffaf kısım, metal oksit, kristal ve cam taneciklerinden dolayı ışığı düzgün olmayan bir şekilde kırar. Bu sistem içine giren ışığın, bir kısmı yayılır ve şiddeti azalır. Aynı ışık altında porselene farklı açılardan bakıldığında renkte değişimler gözlenebilir. Bunun nedeni gelen ışığın porselenin içeriğinden dolayı çok farklı açılarda saçılımlara uğramasıdır.⁴⁴

Porselenlerin, ışığı absorbe etme ve dağıtma özelliklerinden dolayı doğal diş tekstürü, rengi ve translusenslik derinliğini iyi taklit edebilme potansiyelleri vardır. Ayrıca porselenlerin renk stabilitesi mevcuttur.^{47,48}

2.6. Porselenlerin Sınıflandırılması

A. İçeriklerine Göre;^{23,24,38} Feldspatik, Alüminöz ve Metale Bağlanan Porselenler

B. Erime Isılarına Göre;^{23,24,27,35,38,40} Yüksek ısı (1315°C-1370°C), Orta ısı (1090°C-1260°C), Düşük ısı (870°C-1065°C), Ultra-düşük Isı (650°C-850°C) porselenleri

C. Şekillendirme Türlerine Göre;²³ Fırınlanan porselenler, Dökülebilir porselenler, Presleme ile hazırlanan seramikler, İnfiltrasyon seramikler, Frezeleme ile üretilen seramikler³⁴

D. Pişirme Metotlarına Göre;²⁴ Atmosfer basıncında, Vakumla pişirilen porselenler

Dental Porselenler yapım tekniklerine göre iki şekilde sınıflandırılırlar,

- ❖ Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar
- ❖ Tam seramik restorasyonlar

2.7. Metal Destekli Porselen Restorasyonlar

Metal destekli porselen restorasyonlar, preparasyonu yapılmış diş üzerine yerleştirilen metal alt yapı ve bu yapı üzerine fırınlanan porselenden oluşurlar.⁴⁹ 1960' lı yılların başında, metal destekli porselen restorasyonların geliştirilmesi, metal destekli porselenlerin iyi mekanik özellikleri, başarılı estetik sonuçları, uzun dönem marjinal ve internal uyumlarının klinik başarısının olması nedeniyle protetik diş hekimliğinde yıllarca “altın standart” olarak sunulmuştur. Metal destekli porselen kuron ve köprülerin uzun dönem klinik testlerinde pozitif sonuçlar vermiş olması, uygulaması kolay ve basit döküm prosedürlerine sahip olması, daha popüler olmalarını ve zaman içerisinde yayılmalarını sağlamıştır.⁵¹

Porselenin metale bağlanmasını mümkün kılan termal genleşme için gerekli termal değişiklik K_2O içeriğinin gerekli seviyeye çıkarılmasıyla sağlanmaktadır. Metal seramikler için ortalama bir bileşim şu şekilde formüle edilmektedir; SiO_2 (%63,2), Al_2O_3 (% 17,5), CaO (%0,8), Na_2O (%5,7), K_2O_3 (%11,7), B_2O (%1,0)¹

Metal destekli porselenler, 19. yüzyılın sonlarında porselen jaket kuron olarak kullanılmaya başlandığında, dental seramikler birçok avantajlarından dolayı en çok tercih edilen restoratif materyal olarak anıldı. Bunlar; estetik görünüm, renk stabilitesi, biyouyumluluk, düşük plak retansiyonu ve sıvı emilimi, yüksek sertlik, aşınma direnci, düşük termal genleşme ve kimyasal stablitedir. Ancak ilk dental porselenlerde uzun dönem klinik başarıyı etkileyen kırılmalık, düşük gerilme direnci, fraktür oluşumu, kolay kırık yayılımı, zayıf marjinal uyum, tamir zorluğu gibi mekanik eksiklikler klinisyenler tarafından gözlenmiştir.⁵¹

2.7.1. Metal destekli porselenin olumsuzlukları;^{51,52}

1. Uygulama esnasında, mum işlemleri ve değerli metal alaşımlarının döküm işlemleri teknik zorluk içermektedir.
2. Yüksek teknik hassasiyet gerektiren fırınlama ve döküm işlemleri gerektirmektedir.
3. Dental dokular yüksek derecede translüsensliğe sahipken, metal destekli porselenler ışığı sadece soğurabilir ya da yansıtabilirler.
4. Metalin ısı iletkenliği, doğal diş yapısına göre üç kez daha fazladır. Bunun sonucu olarak dişte duyarlılık ve pulpada hassasiyete neden olmaktadır.
5. Metalin radyopak görüntü vermesi, radyografik teşhisi güçleştirmektedir.

6. Dökümde kullanılan değerli metallerin maliyeti önemli derecede arttığı için ekonomik değildir.

Son 30 yılda gelişen toplumlarda daha fazla estetik ve doğal görünümlü restorasyon gereksinimi, mekanik özellikleri, uzun dönem rahat kullanımı ve teknik problemleri sınırlandırılmış tam seramik restorasyonların geliştirilmesine neden olmuştur.⁵¹

2.8. Tam Seramik Restorasyon Sistemleri

Metal destekli kuronlarda kullanılan metal alaşımların opak bir görünüm vermesi ve restorasyon marjinde görünmesi gibi estetik dezavantajları vardır. Ayrıca değerli metal alaşımları oldukça pahalıdır ve metal alerjisi, adezyon başarısızlığı veya porselen renklenmesine neden olmaktadır.

Metal destekli kuronlarda kullanılan metal alaşımları oldukça çeşitlidir ve soy metal alaşımların klinik performansları da iyi değildir. Amerika Uluslararası Standartlar Enstitüsü tarafından (ANSI/ADA) soy metal alaşımlardan nikel alaşımlarına kadar metaller, klinik olarak kabul edilebilir veya geçici olarak kabul edilebilir olarak sınıflandırılmıştır.

Tam seramik kuronlar özellikle anterior restorasyonlarda daha iyi estetik sonuç verebilme potansiyeline sahiptirler.³⁷ İdeal bir tam seramik restorasyonun, translüenslik, doğal diş rengi, üstün ışık iletimi gibi mükemmel estetik özelliklere, ayrıca bükülme direnci, fraktür dayanıklılığı, kırık yayılımının fonksiyonel ve parafonksiyonel yüklemelerde sınırlanması ve uzun dönem hizmet edebilmesi gibi mekanik özelliklerine sahip olması gerekmektedir. Ne yazık ki günümüzde dental seramiklerin hiçbirisi, farklı klinik şartlarda anterior ve posterior bölgelerde bütün bu özellikleri aynı anda sağlayamamaktadır.⁵¹

Feldspatik seramikler yüksek biyouyumlulukları, baskı kuvvetlerine karşı mekanik dirençleri ve üstün estetik görünümleri sayesinde sıklıkla kullanılmaktadır; ancak düşük gerilme dirençlerine bağlı olarak özellikle makaslama kuvvetleri karşısında kolaylıkla kırılabilmektedirler. Feldspatik porselenin güçlendirilmesi amacıyla ilk olarak 1965 yılında McLean ve Huges⁵³ tarafından dental porselenin yapısına % 50 oranında alümina tozu katılmış ve porselen yapısı güçlendirilmiştir.

2.8.1. Tam Seramik Restorasyonların Sınıflandırılması

Yüksek dirence sahip alt yapı materyalleri, 3 ana grupta toplanır⁵⁴

CAM SERAMİKLER

Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler;

-IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

-Optec OPC (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Germany)

-IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler;

-IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

-IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Feldspatik seramikler;

-Vitablocs Mark I (Vita, Bad Säckingen, Germany)

-Vitablocs Mark II (Vita, Bad Säckingen, Germany)

-Vita Triluxe Block (Vita, Bad Säckingen, Germany)

ALÜMİNA ESASLI SERAMİKLER

- In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Germany)
- In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Germany)
- In-Ceram Zirkonya (Vita, Bad Säckingen, Germany)
- Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)
- Synthoceram (Cicero, Hoorn, Netherlands)

ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER

- Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Germany)
- Procera AllZirkon (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden)
- Everest (Kavo Dental, Biberach, Germany)
- Hint-Els (Digident, Griesheim, Germany)
- Cercon (DeguDent, Hanau, Germany)
- DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland)
- Cerec InLab sistemi (Sirona, Bensheim, Germany)
- Celay (Vita, Bad Säckingen, Germany)
- ZENO Tec (Wieland, Pforzheim, Germany)
- Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, Italy)

2.8.2. Endikasyonları^{45,52,55}

1. Estetik gereksinimin önemli olduğu vakalarda
2. Doğumsal veya kazanılmış kısa dişsiz boşlukların varlığında
3. Metal alerjisi olan hastalarda
4. Anterior bölgedeki diestemaların düzeltilmesinde
5. Dişlerde aşınmaya veya kırılmaya bağlı olarak, koruyucu tedavi yapılamadığı durumlarda
6. Şekil bozukluğu ve yer değişikliğinde
7. Endodontik tedavi sonrası, florosis veya tetrasiklin lekelenmelerinde, kesiciler, küçük ve büyük azı dişlerinde tam kuronlar, inley onley ve laminate veneer kuronların yapımında
8. Tek diş implantları ve üç üyeli anterior implant köprülerde

2.8.3. Kontrendikasyonları^{45,52,55}

1. Geniş pulpalı ve kök ucu gelişimini tamamlamamış dişlerde
2. Yetersiz klinik kuron boyu olan dişlerde
3. Shoulder veya geniş chamfer gibi basamak oluşturulmasının mümkün olmadığı dişlerde
4. Servikal bölgeye doğru aşırı daralma gösteren dişlerde

5. Geniş apikal çürüklü dişlerde
6. Parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında
7. Vertikal over-lap'ları derin olan olgularda ve aşırı over-bite'lı vakalarda
8. Çiğneme basıncının yüksek olduğu bölgelerde kullanılmaz.

2.8.4. Avantajları ^{55,56}

1. Metal seramik kuronlarda gözlenen seramiğin iç yüzeyindeki opak tabakasından kaynaklanan, gelen ışığın doğal olmayan yansımaları ve saçılması gibi optik olaylar olmadığından, gelen ışık büyük oranda kuronun içinden geçebildiğinden doğal dişe yakın bir estetiğe sahip olmaları,
2. X-ışınlarını geçirgen olmaları nedeniyle, alttaki dişin kök kanalı veya mevcut dolgularının rahatlıkla görülebilmesi,
3. Metal destekli seramik restorasyonlarda görülen metal alaşıma bağlı korozyon, toksik ve alerjik etkilerin görülmemesi,
4. Isı ve elektrik yönünden kötü bir iletken olmaları nedeniyle alttaki dişi iyi bir şekilde korumaları,
5. Seramik restorasyonla, seramik alt yapı kusursuz bir birleşme yaptığı için, metal seramik birleşimlerindeki kabarcık, çatlak veya ayrılma gibi sorunların görülmemesi,
6. Metal seramik restorasyonlarda görülen translüsens eksikliğinin olmaması,
7. Alaşımda gümüş varlığında, veneer porseleninin renk değiştirmesi gibi sorunların tam seramik kuronlarda görülmemesi,
8. Metal seramik restorasyonlarda görülen alaşıma bağlı dişetindeki gri renklemenin görülmemesi,

2.8.5. Dezavantajları^{55,56}

1. Diş kesiminin metal destekli seramik kurlara göre daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirmesi,
2. Basamaklı kesim gerektiği için üst çene arka bölgede uygulanmasının zor olması,
3. Daha dikkatli ve titiz bir laboratuvar çalışması gerektirmesi,
4. Maliyetinin yüksek olması ve ek laboratuvar ekipmanı gerektirmesidir.

2.8.6. Frezeleme ile Üretilen Seramikler

Bilgisayar yardımı ile tasarım (Computer Aided Design-CAD), bilgisayar yardımı ile üretim (Computer Aided Manufacturing-CAM), bilgisayar sayısal kontrolü (Computer Numeric Controlled-CNC) ve bilgisayar entegre imalat (Computer Integrated Manufacturing-CIM) gibi teknolojiler, diş hekimliği alanında da bu yöntemlerin kullanılarak restorasyonların yapımına olanak sağlamıştır. Böylece yeni yöntemlerle daha iyi materyallerin kullanılması mümkün olmuştur. Bilgisayar ve otomasyon teknolojilerindeki bu gelişmeler sayesinde tedavide yeni olasılıklar sağlanmıştır. Analog veya kopyalama sistemleri, bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) adı verilen CAD-CAM sistemler geliştirilmiştir.^{34,57}

İlk olarak 1985’ te Zürih Üniversitesi’ nde CAD/CAM teknolojisinden yararlanılarak hazırlanan ilk porselen inley bir hastanın diş kavitesine yerleştirilmiş, bir frez yardımı ile “iki eksenle kesim yapılarak restorasyonun kenar uyumlaması sağlanmıştır. 1994 yılında Cerec 2, 2000 yılında ise Cerec 3 CAD/CAM restorasyon sistemi imal edilmiştir. Cerec 3 sistemi Cerec 2 sistemi ile karşılaştırıldığında birkaç teknik gelişme olmuştur; bunlar intra oral 3 boyutlu tarayıcı kamera, görüntü işlemi, computing power ve şekil oluşturma birimidir.⁴¹

Frezeleme stratejisine göre üretim, bilgisayar yardımlı işleme sistemi (dijital) ve analog işleme sistemi olarak ikiye ayrılabilir.^{34,57}

A. Analog Sistemler (Manuel Copy-Milling)

Bu sistemler frezeleme ile kopyalama esasına göre çalışır. Alınan ölçüden model elde edilir ve model üzerinde restorasyon, mum veya rezinden hazırlandıktan sonra kopyalama cihazına sabitlenir. Bu, restorasyonun üretimi için seçilen materyalin işlenmesi için örnek teşkil eder. Manuel tarama işlemi ile yapılan hareket, seramik bloğa gerekli şekli verebilecek olan frezeleme cihazına 1:1' lik rijit bir çubuk yardımı ile eş zamanlı olarak aktarılır.^{34,57}

B. Dijital Sistemler

Mekanik ve optik ölçüm metotları ile veri elde etmek için direkt (intraoral) veya indirekt (alınan ölçüde hazırlanan model kullanılarak) yöntemler kullanılır. Mekanik ölçüm metodunda duyarlı bir uç objenin üzerinde gezinir ve sapmaları kaydedilir. Sistem çok iyi bir doğruluğu sağlayabilse de işlemin uzun sürmesi, kavite sınırları ve eğimleri gibi dik kenarlarda duyarlı ucun eğilmesi ile oluşan ölçüm hataları dezavantajları arasında yer almaktadır.^{34,57}

2.9. Zirkonyum Dioksit Seramikler

Polikristalin zirkonyum dioksit (zirkonya) diş hekimliğinde kullanılmaya başlandığından itibaren, üstün mekanik özellikleri ve metal-seramiklere göre doğal görünümülerinden dolayı restorasyonlarda sık tercih edilmektedir.⁵ Zirkonyum, suda çözünmediği için sitotoksik olmayan, in vivo ve in vitro testlerle titanyuma göre bakteri tutulumu daha az olan, radyo opasitesi uygun ve düşük korozyon potansiyele sahip, kimyasal yapısı oksit, bir seramik materyalidir.^{5,51}

Zirkonyum ismi Arapça altın rengi anlamındaki ‘Zargon’ dan gelmektedir. Zargon, zar (altın) ve gun (renk) kelimelerinden oluşmuştur. Zirkonyumun sembolü Zr, atom numarası 40, atomik ağırlığı 91,22 g/mol, değerleri +2, +3 veya +4’ tür. Periyodik cetvelin 5. periyodunda 4b grubunda yer alan bir geçiş elementidir. Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır ve hekzagonal sıkı paketlenmiş kristal yapıdadır (Şekil 2.1.).⁵⁸



Şekil 2.1. Zirkonyum elementi

Zirkonyum metal oksidi (Zirkonyum dioksit- ZrO_2) ,1789’ da Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından, bazı değerli taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak bulunmuş ve seramikler için belirli oranlardaki dünya oksitleri ile birlikte kullanılmaya başlanmıştır.^{58,59}

İyi kimyasal ve boyutsal stabiliteleri, mekanik direnç ve sertlikleri, paslanmaz çelik alaşımları ile eşleşen Young’s modülü değerleri, zirkonyanın seramik biyomateryal olarak kullanımının başlangıcıdır.⁵⁸

Zirkonyum, doğada saf halde bulunmaz. Silikat oksit ile birlikte zirkon ($\text{ZrO}_2 \times \text{SiO}_2$) denilen mineral olarak veya serbest oksit olarak Baddeleyite denilen mineral olarak bulunmaktadır.⁵⁸

Zirkonya iyi bilinen bir polimorftur ve Monoklinik (M), Tetragonal (T) ve Kübik (C) olmak üzere 3 fazda bulunmaktadır.^{58,60} Saf zirkonya oda ısısında monoklinik fazdadır. Bu faz 1170°C ' ye kadar stabildir. Oda ısısında, monoklinik fazda saf olan zirkonyum, 1170°C ve 2370°C arasında tetragonal faza geçmektedir. Daha sonra bu faz 2370°C ' de kübik faza dönüşür. Saf zirkonyum, faz geçişleri esnasında, hacminde önemli değişiklikler göstermekte, bu durum kitleye stabil olmayan bir özellik kazandırmaktadır. Monoklinik fazdan tetragonal faza geçişte, sıcaklığın artışıyla birlikte maddede %5'lik hacim düşüşü gerçekleşmektedir. Soğuma esnasında ise, tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş 1070°C ' nin altında 100°C ' lik aralıklarla oluşmaktadır. Tetragonal fazdan monoklinik faza geçişte yaklaşık olarak %3-4' lük bir hacim genleşmesi meydana gelmektedir. Faz geçişleri esnasında oluşan stresler, saf zirkonya seramiğinde çatlakların oluşmasına neden olur ve bu çatlaklar, $1500-1700^\circ\text{C}$ ' de sinterlendikten sonra, oda sıcaklığında kırıklar meydana gelebilir.^{5,58,61}

1929 yılında Ruff ve arkadaşları,⁶² saf zirkonya içeriğine düşük oranlarda CaO ilave ederek oda sıcaklığında kübik fazın (C) stabilizasyonuna olanak sağladığını göstermişlerdir.

Saf zirkonya içerisine kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), seryum dioksit (CeO_2) ve yitriyum oksit (Y_2O_3) gibi stabilize edici oksitlerin ilavesi, zirkonyumun faz geçişleri esnasında stabilizasyonunu sağlamaktadır. Bu oksitlerin ilavesiyle oda sıcaklığında, mikroyapısında ana fazı kübik (C), minör fazı monoklinik

ve tetragonal faz olan, kısmen stabilize zirkonyum (Partially Stabilized Zirconia) (PSZ) olarak adlandırılan çok fazlı bir materyal elde edilmektedir.^{5,58,63}

PSZ seramiklerini oda sıcaklığında sadece tetragonal fazda elde etmek mümkündür. Kübik matriks içerisinde düzgün dağılmış uygun boyuttaki ZrO_2 tanecikleri sayesinde materyal monoklinik faza geçiş yapabilecek metastatik bir formda elde edilebilir ve tetragonal zirkonyum polikristali (TZP) adı verilir. Tetragonal ZrO_2 taneciklerinin düşük yüzey enerjisi ve rijit matriksin baskısı, monoklinik forma dönüşümü mümkün kılmaktadır. Bu süreç materyale özellikle çatlak durdurucu, güçlendirici bir mekanizma sağlamaktadır.^{58,61,64}

Her ne kadar bir çok tipte zirkonyum içeren seramik sistemi mevcutsa da 3 ana tipi dental uygulamalarda kullanılmaktadır. Bunlardan ilki zirkonyum ilaveli alumina (ZTA) diğeri magnezyum destekli kısmi stabilize zirkonyumdur (Mg-PSZ). Üçüncüsü ise en sık kullanılanı yttrium destekli tetragonal zirkonyum polikristali(3Y-TZP) dir.^{5,65}

2.9.1. Mg-PSZ (Magnezyum Stabilize Zirkonyum)

Magnezyum destekli kısmi stabilize zirkonyumun biyomedikal uygulamalarda kullanılması bir çok araştırma tarafından uygun bulunmasına rağmen, pörözite varlığı ve taneciklerinin büyük (30-60 μ m) olmasıyla aşınmaya karşı dirençsiz olması gibi dezavantajlarından dolayı başarılı bir materyal değildir.^{51,58,66} Mikroyapısı kübik matriksin içerisine dağılmış tetragonal taneciklerden oluşmaktadır. Ticari ürünler içerisinde MgO oranı % 8-10 mol arasında değişmektedir.⁶⁶ Mg-PSZ seramiklere örnek Denzir-M (Dentronic AB) verilebilir.

2.9.2. Zirkonyum İle Sertleştirilmiş Alümina (Zirconia Toughened Alumina-ZTA)

Biyoseramik olarak kullanımı son zamanlarda artan bir materyaldir. ZTA' ya örnek In Ceram Alümina içerisine % 33 hacim ve % 12 mol oranlarında stabilize zirkonyumun ilavesiyle geliştirilen In Ceram Zirconia (Vident, Brea, CA) dır.⁶⁷ In Ceram Zirconia döküm yoluyla veya bilgisayar ünitesiyle üretilir. Bu pöröz yapı cam ile infiltre edilmeden, 1100°C' de 2 saat başlangıç sinterlemesi yapılır. Cam faz, son ürünün yaklaşık olarak % 23' ünü oluşturmaktadır. Döküm tekniğinin en önemli avantajı, büzülmenin sınırlı olmasıdır. In Ceram Zirconia' nın pörözite oranı % 8 ile % 11 arasındadır ve sinterlenmiş 3Y-TZP' den daha fazladır.⁶⁸ Bundan dolayı In-Ceram Zirconia' nın, 3Y-TZP seramiklerine göre daha düşük mekanik özelliğe sahip olduğu düşünülmektedir.⁵⁹

2.9.3. Yttria Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristali (3Y-TZP)

Biyomedikal tip zirkonya stabilizer olarak % 3 mol oranında yttria (Y_2O_3) içermektedir (3Y-TZP).⁵⁸ 3Y-TZP diş hekimliğinde dental kuron ve sabit protez yapımında kullanılmaktadır. Restorasyonlar ya önceden sinterlenmiş blokların frezelenmesi ile yüksek derecede sinterlenmesi veya tam sinterlenmiş blokların frezelenmesi ile yapılmaktadır.⁶⁹

Yttrium oksit ile stabilize edilen zirkonyum, yüksek dayanım gücü, biyolojik uyumu ve renk avantajıyla özellikle çok üniteli posterior köprülerde metal alaşımlarına önemli bir alternatif oluşturmaktadır. Kırılma esneme direnci, feldspatik porselene göre yaklaşık altı kat, alüminaya göre ise yaklaşık iki kat daha güçlüdür.^{70,71}

Saf zirkonyumun, düşük pörözite ve yüksek yoğunluğundan dolayı, içerisine ağırlığının % 3-5 oranında yitrium oksitin ilave edilmesi ile Yitriya Tetragonal Zirkonyum Polikristali (3Y-TZP) elde edilmiştir.⁵¹ 3Y-TZP yapısındaki seramiklere örnek olarak IPS e-max ZirCAD seramik blokları verilebilir.

2.9.4. Zirkonyum Seramiklerin Mekanik Özellikleri

Zirkonyum seramiklerin diğer tüm seramiklerden daha üstün mekanik özelliklere sahip olduğu bir gerçektir. Fraktür dayanıklılığı $6-10 \text{ MPa/m}^{1/2}$, bükülme direnci 900-1200 MPa, baskı direnci 2000 MPa'dır.⁵¹ Zirkonya restorasyonlar için ortalama yük kapasitesi 755 N olarak bulunmuştur.⁴⁸ Bazı çalışmalarda, dental restorasyonlarda kullanılan zirkonyanın, alümina veya lityum silikata göre yüksek kırılma direncine sahip olduğu görülmüştür.^{48,72,73}

Zirkonyumun mekanik üstünlüğü, metastaza uygun mikroyapısı sayesinde mümkün olmaktadır. Bu mikroyapının stabilitesi, materyalin kullanımı sırasında beklenen performansı sunabilmesi için anahtar noktadır. Üretim koşulları veya kullanım alanındaki nem ve stres gibi nedenlerden dolayı zirkonyum katastrofik sonuçları beraberinde getirebilecek spontane ve progresif bir T (Tetragonal)-M (Monoklinik) transformasyonu gösterebilir.

Biyomedikal bir kullanım alanında bu kadar yüksek metastaz özelliği arzu edilmez. Materyalin mekanik özelliklerinde düşüşe yol açan bu spontane T-M dönüşümü Low Temperature Degradation (LTD) diğer adıyla ageing (yaşlanma) olarak bilinir.^{58,74,75}

Bu fenomen için en kritik ısı aralığı $200-300^{\circ}\text{C}$ ' dir. Yaşlanma sonucu materyalin gücü, tokluğu ve yoğunluğu düşmekte ve monoklinik faz artmaktadır, buna mikro ve makro çatlak oluşumu eşlik etmektedir. T-M transformasyonu yüzeyden başlayarak

materyalin içine doğru ilerler. T-M transformasyonu ihtimali su veya buhar varlığında artmaktadır.⁷⁶

LTD sonucu artan transformasyon yüzeyde kopma ve çöküntü şeklinde bozulmalara ve ileri derecede mikro çatlak oluşumuna neden olmaktadır. Nemli ortamlarda bu durum suyun izleyebileceği bir yol oluşmasına dolayısı ile Zr-O yerine Zr-OH bağları oluşmasına neden olup, oluşturduğu korozyon etkisi ile T-M transformasyonunu ve çatlakları arttırmaktadır.^{58,77,78}

Pre-sintered blok kullanılarak üretilen restorasyonlar, frezeleme işleminden sonraki aşamada sinterlenmektedir. Bu işlem, üretim sırasında oluşan strese bağlı T-M dönüşümünü önlemekte ve nihai yüzeye, aşındırma uyumlaması veya kumlama işlemi yapılan kadar, monoklinik fazdan arındırılmış olarak ulaşmayı sağlamaktadır. Öte yandan, tam sinterlenmiş 3Y-TZP bloklardan frezeleme ile oluşturulan restorasyonların bariz bir miktar monoklinik zirkonyumu içerdiği gösterilmiştir.⁵⁹ Chevalier' e⁷⁷ göre vücut sıvıları ile materyalin temasta olan yüzeylerinde monoklinik faz oranı %10'dan az olmalıdır.

Mekanik stresler ve buhar teması zirkonyanın yaşlanmasını hızlandırmaktadır ayrıca bunların yanında tanecik büyüklüğü, ısı, nem, materyalin yüzey defektleri, stabilizer oksitlerin tipi, oranı, dağılımı ve üretim teknikleri de zirkonyayı etkileyen diğer faktörlerdir.^{79,80}

2.9.5. Alt Yapı Materyali Olarak Zirkonyum Dioksit

Lava Sistemi (3M ESPE, St. Paul, Minn)

Lava sistemi %3 mol yitriumla kısmi olarak stabilize edilen zirkonyum polikristal içeren yüksek dayanıklılıktaki alt yapıları üretmek için CAD/CAM teknolojisini

kullanır. Polikristaller tetragonal kristal yapısındadır ve ortalama büyüklükleri 0.5 µm veya daha azdır. Sistem içerisinde optik tarayıcı (Lava Scan), bilgisayar destekli freze makinası (CAM) (Lava Form), sinterizasyon için bir fırın (Lava Term) ve CAD/CAM yazılımı bulunmaktadır. Laboratuvarında model elde edildikten sonra optik tarayıcı ile model taranır. Sekiz saat süren sinterleme işlemi sonrasında %20-25'lik lineer polimerizasyon büzülmesini kompanse etmek için alt yapı daha geniş oluşturulur. Sinterlenen alt yapı daha sonra veneer seramiği (Lava Ceram) ile kaplanır.⁸¹

Cercon Sistemi (Dentsply Ceramco, Burlington, NJ)

Cercon sistem, klasik CAM ve CAD/CAM olmak üzere iki farklı altyapı seçeneğine sahiptir. Klasik yöntemde prepare edilen diş modelinin üzerine teknisyen tarafından alt yapı mum modelasyonu yapılır. Bu mum modelasyon Cercon cihazının ana parçasına (Cercon brain) yerleştirilir ve cihazın lazer sistemi ile taranır. Elde edilen bilgiler freze ünitesine aktarılır ve 'Cercon base' adı verilen bloklardan alt yapı frezelenir. Sinterleme işlemi sisteme ait olan 'Cercon heat' fırınında 1350°C' de 6 saatte yapılmaktadır. Sinterlenme işlemi tamamlanmış alt yapılar sistemin kendine uygun üst yapı porseleni (Cercon Ceram Kiss) ile kaplanır ve restorasyonun son şekli verilir.⁸²

DC-Zirkon Sistemi (Digitizing Computer System, Precident, DCS Dental AG, Allscwill, Switzerland)

Bu sistem ilk olarak 1990 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Alt yapının oluşturulması bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim ile gerçekleşir.⁸³ Sistem Preciscan (tam otomatik lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı), DCS (Dentform yazılım), ve precimill (frezeleme makinası) olmak üzere 3 bölümden oluşmaktadır. Yoğun sinterize DC Zirkon seramik blokları seramik içindeki mikro

çatlak büyümesine olan direnci artırmak için, sıcak izostatik presleme prosedürü ile sıkıştırılır.⁸⁴ Restorasyon alt yapısını oluşturmak için sistem, tam sinterlenmiş Y-TZP blokları (DC Zirkon) kullanır; dolayısıyla alt yapı istenilen final boyutlarında frezelenir.⁵ Frezeleme sonrasında herhangi bir fırınlama prosedürü ve sinterleme büzülmesi yoktur.⁸⁵

Denzir Sistemi (Decim AB, Skelleftea, Sweden)

Denzir sistemi ilk olarak 1995 yılında inley restorasyonlarla tanıtılmıştır. Bu sistemde kullanılan bloklar tam sinterlenmiştir ve sıcak izostatik presleme prosedürü ile sıkıştırılarak oluşturulmaktadır. Bu işlem zirkonyum seramik içindeki parçacık yoğunluğunu artırmak amacıyla 1400-1500°C’de yüksek basınç altında gerçekleştirilir.⁸⁶

Celay Sistemi (Vita, Bad Sackingen, Germany)

1987 yılında kopyalama tekniği esas alınarak bilgisayar destekli üretim yöntemlerine alternatif olarak üretilmiştir. Bu sistemde üretici firma olan Vita, kendi bloklarını geliştirmiştir. Sistemde 4 çeşit blok kullanılmaktadır. Ölçüsü alınan dişin modeli üzerine diş teknisyeni tarafından özel bir kompozit malzemesi kullanılarak alt yapı işlenir. Bu alt yapı cihazın iki bölmesinden biri olan sol taraftaki bölmesine yerleştirilir. Burada aşındırıcı özelliği olmayan sadece kompozit modelasyon üzerinde dolaştırılarak bu alt yapıyı tanıyan tarayıcı uçlar bulunur. Cihazın sağ taraftaki bölmesine de aşındırılması istenilen blok yerleştirilir. Frezeleme işlemi tamamlandıktan sonra alt yapı sinterlenir ve alt yapıya uygun veneer malzemesi kullanılarak restorasyonun son şekli verilir.⁸⁷

Cerec Sistemi (Sirona, Bensheim, Germany)

Cerec sistemi hekimlerin klinikte klasik ölçü alma prosedürünü ortadan kaldırarak cihazın ağız içi kamerası yardımıyla bu işlemin gerçekleştirilmesine olanak sağlar. Bu işleme alternatif olarak ölçüsü alınan preparasyon modeli in-EOS yardımıyla da görüntülenebilir. Sistemin sahip olduğu bilgisayar yazılımı sayesinde alt yapının tasarımı, elde edilen görüntü üzerinde yapılır. Uygun alt yapı malzemesinin bilgisayar yazılımından seçilmesinin ardından, seçilen blok frezeleme ünitesine yerleştirilir.

Zirkonya blok, sinterleme sonrası yaklaşık %20 oranında büzülme göstereceği için alt yapı freze cihazından final boyutundan %20 daha büyük çıkar. Frezelenmesi tamamlanan zirkonya blok, sistemin sinterleme fırınında (InFire HTC) sinterlenir, sonrasında uygun üst yapı porseleni kullanılarak restorasyon tamamlanır.⁸⁸

Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Germany)

Aşındırma ünitesi daha hassas uyumun sağlanabilmesi için diğer sistemlerden farklı olarak 5 aks teknolojisine sahiptir. Model taranır, bilgisayar ortamında alt yapının tasarımı yapılır sonrasında istenilen blok seçilerek frezeleme işlemine geçilir. Sistemin kendisine ait hem sinterlenmemiş zirkonya blokları hem de tam sinterlenmiş zirkonya blokları bulunmaktadır. Bunların dışında sistemde titanyum ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş alt yapı malzeme seçenekleri de mevcuttur. Sistemdeki bloklar diğer sistemlerde olduğu gibi blok şeklinin yanı sıra disk şeklinde de bulunmaktadır. Sinterlenmemiş bloklardan üretilen alt yapılar Everest Therm fırınında 1500°C’de sinterlenir. Alt yapıda sinterlenmemiş zirkonya blokları kullanılırsa uygun rengin sağlanabilmesi için alt yapı Ivoclar IPS e.max veya Vita renklendirme sıvıları kullanılarak renklendirilebilir.⁸⁹

ZENO Tec Sistemi (Wieland, Pforzheim, Germany)

Zeno Tec sistemi 3 ünitelerden oluşan bir CAD/CAM sistemidir. ZENO Tec sisteminde alçı model 3 Shape D 700 lazer tarayıcı ile taranır. Tek bir kuronun görüntüsünün elde edilmesi 45-60 saniye zaman almaktadır. Veriler ZENO Cad bilgisayar yazılımında 3 boyutta hareket ettirilerek protez tasarımı yapılır. Sinterleme işlemi için ZENO Fire sinterleme fırını kullanılır.⁹⁰

Zirkonzahn Sistemi (Steger, Ahrntal, Italy)

Zirkonzahn sistemi hem bir CAD/CAM sistemi, hem de mekanik yöntemlerle üretim yapmaya izin veren bir sistemdir. Zirkograph'ın kullanıldığı mekanik olan teknikte, alçı model üzerinde restorasyon yapılacak diş ya da dişlere firmanın kendi ürettiği ışıkla sertleşen kompozit rezin ile alt yapı tasarımı yapılır. Gerekli düzeltmeler yapıldıktan sonra Zirkograph'ın iki bölmesinden biri olan sadece okuyucu ucunun yer aldığı kısma teknisyen tarafından kompozit rezin kullanılarak yapılan alt yapı sabitlenir. Cihazın aşındırıcı frezinin bulunduğu diğer bölmesine de sistemin kendisine ait olan zirkonya blok (ICE Zirkonia veya Prettau) yerleştirilir. Okuyucu frez, teknisyen tarafından yapılan kompozit alt yapı üzerinde manuel olarak hareket ettirilirken, susuz ortamda zirkonya blok üzerinde kesici frez restorasyonu şekillendirir.⁹¹

CAD/CAM sisteminde ise restorasyonu yapılacak alt yapının modeli optik olarak Optical Scanner S 600'de taranır, bilgisayar yazılımıyla alt yapı tasarımı yapılır ve CAD/CAM M5 kullanılarak zirkonya bloktan alt yapı frezelenir. Hacim olarak %25 daha büyük elde edilen alt yapı istenilen rengin elde edilebilmesi için renklendirici solüsyonlar ile renklendirildikten sonra, sistemin sinterleme fırını kullanılarak

sinterlenir. Alt yapı sistemin önerdiği ICE Ceramik üst yapı porseleni ile kaplanarak restorasyon tamamlanır.⁹¹

Sistem son olarak Y-TZP blok olarak ICE Zirconia'nın dışında, Prettau Zirconia isminde yeni bir zirkonya blok daha piyasaya çıkarmıştır. Bu bloğun kullanım amacı restorasyonun tamamının ya da bir kısmının bu bloktan üretilmesi ve minimal üst yapı porseleni kullanılarak ya da üst yapı porselenine ihtiyaç duyulmaksızın renklendirici solüsyonlarla uygun estetiğin sağlanabilmesidir.⁹²

2.10. Yüzey Pürüzlendirme Yöntemleri

- Asitle pürüzlendirme⁹³
- Kumlama⁹⁴
- Silika kaplı alüminyum oksit tozu ile kumlama⁹⁵
- Lazerle pürüzlendirme⁹⁶

2.10.1. Asitle Pürüzlendirme

Asitle pürüzlendirme işleminde elde edilen olumlu sonuçlara bağlı olarak feldspatik ve cam seramikler gibi klasik porselenlere rezin simanın bağlantısı konusunda önemli ilerlemeler kaydedilmiştir. Hidroflorik asit (HF asit) seramiğin cam matriksini çözerek lösit kristalleri çevresinde mikroandırkatların oluşmasını sağlamaktadır. Akışkanlığı yüksek rezin materyaller bu boşlukları doldurarak güçlü bir mikromekanik bağlantı oluşturmaktadırlar. Klasik seramiklerin asitle pürüzlendirilebilmesi ve adeziv olarak yapıştırılabilmesi bu restorasyonların klinik güvenilirliklerini ve başarılarını önemli ölçüde arttırmıştır.⁹⁷

% 5-10 hidroflorik asitle pürüzlendirme işlemi, silika bazlı seramikler için uygun bir yüzey pürüzlendirme işlemidir.⁹⁸ Asitle pürüzlendirme işlemi, seramiğin cam

matriksinin çözülmesini, kristalin yapının açığa çıkmasını sağlayarak, madde kaybı ile birlikte yüzey pürüzlülüğünün artmasını sağlamaktadır.⁹⁹ Asitle pürüzlendirme ve silanizasyon işlemi cam seramikler için uygun bir yüzey uygulamasıdır. HF asit mikro mekanik tutuculuğu arttırmak için cam matriksi çözerken, silan uygulaması da adezyonun oluşacağı organik ve inorganik yapılar arasında kimyasal adezyonu meydana getirir.⁹⁵

Silan uygulaması: Silan iki fonksiyonlu bir monomer olarak görev yapar. İçerdiği silanol grup seramik yüzeylerle birlikte, metakrilat grup ise kompozit rezin matriksi içindeki co-polimerle birlikte hareket eder. Silan coupling ajanları rezin kompozitlerin camsı yapısının ıslanılabilirliğini arttırmayı sağlarken aynı zamanda rezin kompozit ve seramik arasındaki fiziksel, kimyasal ve mekanik bağlanmayı güçlendirir.⁹⁵ Ancak yitriumla stabilize tetragonal zirkonya (Y-TZP) gibi yüksek dirençli seramiklerin mekanik dirençlerini arttırmak için cam fazı düşürülerek, kristalin yapısı arttırılmaktadır. Bu da materyallerin aside dirençli bir yapı kazanmasını sağlamakta ve yetersiz bir pürüzlendirmeye neden olmaktadır.¹⁰⁰

2.10.2. Kumlama

Alüminyum oksit partikülleri ile kumlama işlemi seramik materyaller için yaygın olarak kullanılan bir yüzey işlemidir. Kullanılan alüminyum oksit taneciklerinin büyüklüğü 25 ile 250 μm arasında değişmektedir.^{13,101-105} Aşındırma işlemi, kontamine tabakaların kaldırılmasını, yapışma için uygun alanın arttırılmasını ve rezin materyallerinin ıslanılabilirliğinin arttırılmasını sağlamaktadır.^{106,107} Bununla beraber, kumlama ile oluşan çatlaklar Y-TZP materyalleri için fraktür başlatıcı olarak görev yapar ve bu materyallerin mekanik özelliklerini ve uzun dönem performanslarını riske atarlar.^{98, 108} Modifiye fosfat monomerle kombine edilmiş, alüminyum oksit partikülleri,

alümina ve zirkonya bazlı seramiklerin sağlam ve stabil bir yapışmaya ulaşmaları için anahtar bir faktör olarak tanımlanmıştır.^{101,109-111} Restorasyon yüzeyi ile rezin arasında adeziv bağlantı sağlayan tekniklerin çoğunda bağlantı dayanıklılığını arttırmak için kimyasal bağlantı ajanı yüzeye uygulanmadan önce yüzeyin kumlanması gerektiği vurgulanmaktadır.¹¹⁰ Kumlama işlemi, laboratuvar ortamında veya hasta başı yöntemle, küçük ve büyük boyutlu partiküllerle uygulanabilir. Bununla beraber, farklı mikroyapılara ve kimyasal kompozisyonlara sahip, yüksek dirençli seramikler üzerinde büyük ya da küçük boyutlu partiküllerin mikromekanik retansiyonu nasıl sağladığıyla ilgili fazla bilgi yoktur.¹⁰⁶

2.10.3. Silika Kaplı Alüminyum Oksit Tozu ile Kumlama

Tribokimyasal silika kaplamada, silika ile modifiye edilen alüminyum oksit partikülleri basınçla seramik yüzeyine uygulanır. Tribokimyasal silika kaplama işleminde, alüminyum oksit tozu ile mikromekanik retansiyon sağlanırken, silika kaplı partiküller sayesinde de silanizasyonla birlikte kimyasal bağlanma meydana gelir.^{112,113}

Tribokimyasal silika uygulaması birçok metotla uygulanabilir. Rocatec Plus (3M ESPE, Seefeld, Germany) laboratuvar ortamında yüzeye silika kaplamak için kullanılan bir sistemdir.¹⁰⁶ Cojet (3M ESPE, Seefeld, Germany) sistemi ise, metal seramik ve tam seramik restorasyon kırıklarının intraoral tamirleri gibi klinik uygulamalarda yüzeye silika kaplamak için kullanılır.¹¹⁴ Silika kaplamayı takiben silanizasyon uygulamasının yüksek alümina ve zirkonyum oksit seramiklerinin adezyonunu yalnızca kumlama işlemine göre daha çok arttırdığı gözlenmiştir.¹¹⁴

Cojet sistemi ile silika kaplı alümina partikülleri yüzeye yerleştirilir ve takiben alümina ve silika partikülleri ile adezivler arasında kovalent bağ kuran coupling ajanı

(prehidrolize,3-metasiroksipropil trimetaksilan) sürülür. Bu metod rezinler ve güçlendirilmiş seramikler arasında istenilen adezyonu sağlar.⁹⁵

Y-TZP üreticilerinin önerdiği, adeziv simantasyonu arttırmak için kullanılan kumlama ve tribokimyasal kaplamanın, Y-TZP materyallerinin mekanik özelliklerini etkilediğine dair bir çok çalışma yapılmıştır.^{67,110,115,116}

2.10.4. Lazer ile Pürüzlendirme

Lazer (laser), İngilizcede Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation teriminin baş harflerinin alınmasıyla oluşturulan ve 1917 yılında Albert Einstein tarafından ortaya atılan lazer ışığının elde ediliş teorisini tanımlamaktadır.

1960' lı yılların başında Theodore Maiman¹¹⁷ tarafından ruby lazerin keşfinin ardından, lazer sistemleri bilim tarihinde önemli bir yere sahip olmuş, 5 yıl sonra da Goldman ve arkadaşları¹¹⁸, dental sert dokular üzerinde lazer ışınını kullanmaya başlamıştır.¹¹⁹⁻¹²¹ Dental ve tıp alanındaki hastalıkların tedavisinde, lazer kullanımı son zamanlarda artan bir gelişme göstermektedir. Farklı tedavi prosedürleri içinde farklı dalga boylarında lazer sistemleri geliştirilmiştir.¹²²⁻¹²⁵ Lazer sistemleri konvansiyonel metotlar içerisinde yeni bir metot olarak sunulmuştur. Lazerle pürüzlendirme, mine ve dentinin asitle pürüzlendirmesine de alternatif bir metottur.¹²⁵ Aynı zamanda seramik materyallerin yüzey pürüzlendirmesi amacıyla kullanılmaktadır.⁹⁶

Diş hekimliğinde lazer teknolojisi mikrosızıntının azaltılmasında da etkili bir yöntemdir. Son zamanlarda, materyal yüzeyini değiştirmek için güvenli ve kolay bir yöntem sağladığı savunulmaktadır. Mikrosızıntıyı azaltmakla beraber, porselen yüklemesinden önce metal yüzeyine, yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için Y-TZP seramiklerine uygulanır. Seramik yüzeylerin glaze işlemlerinde ve seramik-diş

bağlantısını arttırmak için de kullanılmaktadır.¹²⁶ Ancak lazer enerjisi, ısı artışı ve ısı azalması gibi hızlı sıcaklık değişiklikleri etkisiyle dental materyaller ve dişler üzerinde zararlı etkilere yol açabilir. Zach ve Cohen¹²⁷ yaptıkları çalışmada diş pulpasının 5.5°C' den fazla ısı artışlarını tolere edemeyeceğini belirtmişlerdir. Ancak bazı yazarlar da diş pulpasının kritik sıcaklık olan 5.5 °C' de hayatta kaldığını belirtmişlerdir.¹²⁸⁻¹³⁰

Lazer uygulamalarında seramik materyallerin yüzeyini modifiye etmek amacıyla kullanıldığında da lazerin uygulama koşulları dikkate alınmalıdır.¹³¹

2.11. Lazer Sistemleri

2.11.1. Temel Lazer Fiziği

Atomlardan çeşitli şekillerde ortaya çıkan enerji türleri ve bunların yayılma şekilleri elektromanyetik dalgalar olarak adlandırılır. Işık, doğrusal dalgalar halinde yayılan elektromanyetik dalgalara verilen addır.¹²³ Mikroskopla incelendiğinde, ışığın birbirinden bağımsız çok sayıda enerji paketçikleri şeklinde olduğu görülür. Coluzzi, dental lazerleri tanımladığı kitabında Einstein ve Planck'in, elektromanyetik dalganın toplam enerjisini oluşturan bu enerji paketlerinin, ışık kuantumu veya foton olarak adlandırdıklarını ifade etmiştir.¹²³

Işığın ve tüm diğer elektromanyetik dalgaların temel olarak üç özelliği vardır:

Frekans: Dalga boyu ile ters orantılıdır, insan gözü bu özelliği renk olarak algılar.

Şiddet: Genlik olarak da geçer, insan gözü tarafından parlaklık olarak adlandırılır.

Polarite: Titreşim açısidir, normal şartlarda insan gözü tarafından algılanmaz.

Ayrıca; görülebilir ışık için geçerli olan bütün fizik kuralları tüm elektromanyetik dalgalar için de geçerlidir. Buna göre;

- ✓ Boşlukta düz bir çizgi boyunca yayılırlar.
- ✓ Hızları ışık hızına eşittir.
- ✓ Geçtikleri ortama; frekanslarıyla doğru orantılı, dalga boylarıyla ters orantılı olmak üzere enerji aktarırlar.
- ✓ Enerjileri; maddeyi geçerken, soğurulma ve saçılma nedeniyle, boşlukta ise uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak azalır.¹³²

2.11.2. Lazerin Çalışma Prensipleri

Lazerin çalışması için, enerji seviyesi düşen atomların uyarılarak enerji seviyelerine yükseltilmesi gerekir. Bu durum ise normal olarak atomların enerji seviyesi dağılımının tersidir. Bu nedenle, lazerin çalışması için gerekli durum tersine çevrilmiş dağılım olarak isimlendirilir. Tersine çevrilmiş dağılımı ortaya çıkarmak için lazer ortamına enerji aktarma yani pompalama işlemi yapılır. Pompalama işlemi, gaz genişleme pompalaması, optik pompalama, elektriksel pompalama veya çarpışma pompalaması ile gerçekleştirilir.¹³³

Lazer ışığı üreten bir kaynakta, atomların veya moleküllerin toplandığı bir aktif ortam gereklidir. Seramik veya cam bir tüp içerisinde katı, sıvı veya gaz materyallerden oluşan bu aktif ortamın yapısını oluşturan atomların en son yörüngelerindeki elektronlarına dışarıdan enerji verilerek bir üst yörüngeye çıkması sağlanır. Verilen enerji kesildiği zaman elektron tekrar kararlı konumuna geçer. Bu sırada kazanmış olduğu enerjiyi foton şeklinde yayar. Yayılan bu enerji aktif ortamın iki tarafında bulunan yansıtıcı aynalar ile kendi ortamında döndürülür. Bu fotonların diğer

uyarılmış atomlara çarpması, ‘uyarılmış salınım’ sürecini başlatır. Bu işlem elektronların tekrar tekrar uyarılması ile iki paralel ayna arasında aynı fazlı fotonların toplanması şeklinde devam eder. Böylece eş fazda, şiddeti artarak uyarılmış ve o atomun frekans karakteristiklerini taşıyan güçlü bir foton demeti elde edilir. Bu ışıklar aynı fazda, aynı frekansta ve aynı yönde olduklarından adeta birbirine yan yana yapışmıştır. Lazer aktif ortamının iki ucundaki paralel aynalarla yönlendirilen ve şiddeti bu şekilde artan tek dalga boyundaki lazer ışığı, kısmi geçirgen olan bir aynadan Q anahtarı yardımı ile açığa çıkar. Böylece, ışık bir dağıtım cihazında birleştirilebilir ve cerrahi bir ışık olarak kullanılabilir. Lazer ışığındaki şiddet artışının esası, işte bu milyonlarca küçük enerji paketçiklerinin çok dar bir hüzme halinde, aynı yönde, hem yan yana hem de art arda birleşmesidir.^{121, 133}

2.11.3. Lazer ışığının özellikleri

1. Doğrusaldır, dağılmaz.
2. Tek renklidir.
3. Işık dalgaları aynı fazdadır.
4. Yüksek güç yoğunluğu ve enerjiye sahiptir.¹²¹

1. Dağılmadan (Doğrusal) Gitmesi (Collimated)

Lazer ışığının en büyük özelliği doğrusal olması, dağılmaması ve yön verilebilmesidir. Uyarılan fotonlar, her yön yerine belli bir yöne doğru ve paralel hareket ederler. Işık hüzmesi yoğun ve güçlüdür ve tek bir çizgi gibi gidebilir. Bu özellik, lazer ışığının çok parlak olmasını sağlar. Lazer ışığı dağılmaz olduğundan kısa atımlar halinde yayılabilir ve bu özellik ile kayıpsız yüksek enerji nakli yapılması sağlanabilir.¹²¹

2. Tek Renkli Olması

Salınan ışık tek bir renk ve dalga boyuna sahiptir. Basit bir özellik gibi görünse de, tek dalga boyundaki ışığın hedef alanı, bir mercekle tarafından odaklandığında çok küçük olabilir. Lazerin tıpta ve diş hekimliğinde kullanılan esas özelliği tek renkli olmasıdır. Bu özelliği sayesinde lazer ile hedeflenen dokulara etki edilirken, çevre dokulara hasar vermesi önlenir. Buna lazerin ‘doku seçici özelliği’ denilmektedir.¹²¹

3. Aynı Fazlı Olması:

Lazer ışığının aynı fazlı olması, fotonların iyi organize ve senkronize olup, uzun mesafeye dağılmadan aktarılabilmesi olarak açıklanır. Aynı fazda fotonlardan oluşması sayesinde lazerler halogram elde edilmesinde ve biyostimülasyon amacıyla kullanılabilir.¹²¹

4. Yüksek Güç Yoğunluğu ve Spektral Enerjiye Sahip Olması:

Lazer ışıklarının büyük bir elektromanyetik alan gücü ve enerji taşıma kapasitesi vardır. Küçük yüzeylere yoğun şekilde enerji aktarabilirler. Bu özellik lazerin rezonans boşluğuna, lazer ortamının büyüklüğüne ve geometrik şekline göre değiştirilebilir.¹²¹

2.11.4. Lazer Işığının Dokuya Etkileri

Dokunun optik özelliklerinden dolayı, lazer ışığı dokuları dört farklı şekilde etkileyebilir.¹²¹

- Yansıma
- Geçirgenlik

- Saçılma
- Soğurulma

Yansıma: Bir doku üzerine lazer ışığı uygulandığında, lazer enerjisi dokular tarafından yansıtılabilir. Yansıyan ışık, doku yüzeyinden sekerek dışarıya doğru dağılır. Yansımanın meydana gelmesi, enerjinin hedeflenen miktarda dokuya iletilemediği anlamına gelir. Doku tarafından soğurulamayan önemli miktarda ışık, lazer uygulaması sırasında dokudan yansır.^{121,134}

Geçirgenlik: Lazer ışığı doku içerisinde hiçbir etki göstermeden derinlere ilerleyip, dokuyu terk edebilir. ‘Geçme’ etkisi dalga boyuyla ilgili olarak lazer ışığının doku içerisinde geçerek ulaştığı maksimum penetrasyon derinliği olarak da tanımlanabilir.¹³⁴

Saçılma: Lazer ışığı doku içinde molekülden moleküle sekerek dağılması ya da sıçraması, ‘saçılma’ etkisi olarak bilinmektedir. Lazer enerjisinin hedeflenen noktadan farklı yönlere sapan kısmıdır. Saçılma, enerjinin dokuda daha geniş bir hacme dağılmasından sorumludur ancak lazer ışığının güç yoğunluğunu azaltır.¹²³

Soğurulma: Bir lazerin biyolojik bir etki gösterebilmesi için enerjisinin doku tarafından soğurulması gerekir. Dokudaki soğurulma miktarı, lazerin dalga boyu ve hedef dokunun optik özelliklerinden etkilenmektedir. Enerji dokuda bir miktar dağıldıktan sonra soğurulma meydana gelir. Doku içerisinde soğurulan lazer enerjisi dokuda çoğunlukla termal enerjiye dönüşüp, vaporizasyon (buharlaşma) ya da karbonizasyona (kömürleşme) neden olur. Lazerlerin ağız ve diş dokularında meydana getirdiği etkilerin çoğu ısı tarafından başlatılmaktadır. Bazen de soğurulan lazer ışığı sadece termal etki göstermeyip hücreler arası moleküler bağları kırarak etki gösterir.¹³⁴

2.11.5. Lazer Enerjisinin Malzeme Yüzeyine Etki Mekanizması

Lazer ışınları,

- a. Lazer ışınının dalga boyu
- b. Birim alana düşen güç yoğunluğu
- c. Madde yüzeyine aktarılan toplam enerji faktörlerine bağlı olarak etki eder.¹³⁵

a. Lazer Dalga Boyuna Bağlı Etkiler

Lazer dalga boyu, hedef alınan malzemenin lazer ışınlarını ne oranda geri yansıtacağı, ne oranda tesir edeceği ve tesir kalınlığı için belirleyicidir. Belirli bir lazer uygulaması için en uygun olan lazerin seçiminde en önemli faktör, gerçekleştirilmek istenen uygulamaya göre, hedef dokudan en fazla geçebilen veya hedef doku tarafından en fazla soğurulan dalga boyunu tespit etmektir.¹²³ Dokuda dağılan enerji miktarı matematiksel olarak hesaplanmış ve lazerlerin farklı dokulardaki biyolojik etkileri tarif edilmiştir.¹³⁶ Lazer ışınlarının dalga boyu küçüldükçe birim foton enerjisi doğru orantılı olarak artmaktadır.¹³⁵

b. Birim Alana Düşen Güç Yoğunluğu

Birim alana düşen güç yoğunluğu W/cm^2 cinsinden ölçülen anlık güçtür. Normal kipte çalışan lazer tiplerinden farklı olarak Q anahtarlama anlık güç çok yüksektir. Birim alana düşen güç yoğunluğu malzemeye molekül düzeyinde etki ederek, molekül bağlarının geçici ya da kalıcı olarak bozulmasına, bu etkiye bağlı olarak malzemede parçalanmaya ve mikro kırıklar oluşmasına yol açar.¹³⁵

c. Madde Yüzeyine Aktarılan Toplam Enerji

Madde yüzeyine aktarılan toplam enerji Joule cinsinden ölçülür. Bu değer, lazer ışınına maruz kalan malzeme alanı, birim alana düşen anlık güç ile lazer darbe süresinin çarpımına eşittir. Q-anahtarlama sistemlerinde bu değer genellikle çok düşüktür. Bu değer malzemeye aktarılan toplam ısı miktarını belirler. Madde yüzeyine aktarılan toplam enerji, malzeme üzerinde erime ve buharlaşma etkilerine yol açar.¹³⁵

2.11.6. Terimler:

Maksimum Atım Gücü (Pulse Peak Power): Tek bir lazer atımının sahip olduğu en yüksek güç olarak tanımlanır. (W/Pulse)

Atım Enerjisi (Pulse Energy): Tek bir lazer atımının sahip olduğu enerjidir. (J/Pulse)

Atım Süresi (Pulse Duration): Tek bir lazer atımının oluşturulduğu süredir. (sn)

Atım Aralığı (Pulse Pause): İki lazer atımı arasında geçen süreyi ifade eder. (sn)

Hizmet Süresi (Duty Cycle): Atımlı lazerlerde toplam atım süresinin makinenin çalıştığı toplam süreye oranı olarak tanımlanır.

Frekans: Bir saniyede tekrarlanan atım sayısı olarak tanımlanır (Hz). Saniyedeki atım sayısı 'Pulse per second' (Pps) de aynı anlamda kullanılmaktadır.

Ortalama Çıkış Gücü (Average Output Power): Atımlı lazerlerde atım gücünün atım esnasında maksimum düzeye çıkması ve atım aralıklarındaki bekleme sürelerinde sıfıra düşmesi sonucunda cihazdan dışarı verilen ortalama güçtür. (W)

Klinik veya araştırma amaçlı tüm lazer uygulamalarında bu teknik bilgiler mutlaka belirtilmelidir.¹³⁷

2.11.7. Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması

Tıp ve diş hekimliği uygulamalarında kullanılan lazerler farklı şekillerde sınıflandırılabilir.¹³⁸

Lazer aktif maddesine göre:

- a. Katı kristal ortam lazerleri (Er:YAG, Nd:YAG, Ho:YAG, Ruby, Alexandrite, ER,CR:YSGG)
- b. Gaz ortam lazerleri (CO₂, Argon, HeNe, Excimer (Excited Dimer), Ultraviyole (UV))
- c. Sıvı ortam lazerleri (Boya(dye)lazerleri)
- d. Yarı iletken ortam lazerleri (Diyot lazerler)

Lazerin çalışma yöntemine göre:

- a. Sürekli ışık veren lazerler (Continuous)
- b. Atımlı ışık veren lazerler (Pulsed)
- c. Kesikli ışık veren lazerler (Chopped)

Lazer ışığının dalga boyuna göre:

- a. Mor ötesi (ultraviolet-UV) lazerler(140-400nm)
- b. Görünür (visual-VIS) lazerler (400-700nm)
- c. Kızıl ötesi (infared –IR) lazerler (700nm ve üstü)

Lazer ışığının enerjisine göre:

- a. Yumuşak (soft, athermic) lazerler (HeNe, GaAs, GaAlAs)
- b. Sert (hard, thermic) lazerler (CO₂, Nd:YAG, Argon, Excimer, Ho:YAG, Er,Cr:YSGG, Er:YAG)

2.11.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazer Cihazları

A. Karbon Dioksit Lazerler

1060 nm dalga boyunda olan karbondioksit lazeri (CO₂) elde tutucu bir parça, kıvrılabilen bir kol veya frekans yönlendiricisinden oluşmaktadır. CO₂ lazer sistemi üreticileri, farklı durum ve vakaları odaklayabilmek için, farklı açılarda birçok tutucu parça geliştirmişlerdir.¹²¹

Su bazlı yumuşak dokulardaki mükemmel uyumluluğu nedeniyle CO₂ lazer, oral ve maksillofasiyal cerrahide en sık kullanılan lazerdir. Birçok yumuşak doku cerrahisinde ağız dışı veya ağız içi olarak kullanılabilir. ¹²¹

CO₂ lazer ışını elektromanyetik spektrumun kızılötesi bölgesinde yer alır ve görünmezdir. Işın demeti kırmızı indikatör ile kullanılabilir. Bu indikatör, cihaz çalışmadan önce hedef bölgeye tutulur. Dalga boyu 10,6 µm olan bu lazerler kesikli veya sürekli ışın yayabilirler.

Ağız içi yumuşak dokular %90-97 su içermektedir. CO₂ lazer enerjisi, diğer yumuşak doku lazerlerine göre su tarafından daha fazla absorbe edilir. CO₂ lazeri, yumuşak doku tarafından en iyi absorbe edildiği için en etkili lazer sistemidir.¹²¹

CO₂ lazeri, lazer aktive olduğu süre boyunca sürekli ışık yayan anlamına gelen ‘continuous’ modunda çalışmaktadır.¹²¹

B. Erbiyum Lazeri

Erbiyum yitrium alüminyum garnet (Er:YAG) lazerinin dalga boyu 2940 nm' dir. Er:YAG lazer, ilk kez Zharikov ve arkadaşları¹³⁹ tarafından 1975 yılında geliştirilmiş ve 1997 yılında FDA tarafından çürük temizlenmesi, kavite preparasyonlarının şekillendirilmesi, mine ve dentinin pürüzlendirilmesi için kullanımı onaylanmıştır.^{140,141}

Er:YAG lazerin enerjisi yüksek oranda radikal OH⁻ iyonları tarafından emilmektedir ve bu sayede sert dokuda etkili olabilmektedir. Erbiyum lazerleri yumuşak dokuyu da kesebilir ancak hemostatik kabiliyetleri yumuşak doku lazerleri kadar iyi değildir.¹²¹

Erbiyum lazerler, ileri derecede doku ısınmasına neden olur. Cerrahi lazerlerin birçoğu bu gruptadırlar ve termal lazerler olarak adlandırılırlar. Bu lazerlerin ışınları termal enerjiye dönüşür, protein denatürasyonuna, dokunun ayrışmasına, hücre suyunun mikropatlamasına ve yanığa neden olur. Er: YAG lazerlerden ortalama 20-30 Watt güç elde edilebilmesine rağmen FDA bu lazerlerin diş hekimliğinde 5-10 Watt güç ile kullanılmasını önermektedir.¹²¹

C. Neodmiyum Lazeri

Neodmiyum atomu katkılanmış yitrium alüminyum garnet kristali (Nd:YAG) lazeri 1064 nm temel lazer üretme dalga boyu ile sık kullanılan lazerlerden biridir.¹⁴²

Neodmiyum lazerinin ilk dental uygulaması Yamamoto ve Sato tarafından 1980 yılında gerçekleştirilmiştir. Araştırmacılar yaptıkları bir dizi in vivo ve in vitro deney sonucunda Nd:YAG lazerinin yeni başlayan çürüklerin önlenmesinde etkili bir araç

olduğunu keşfetmişlerdir.¹⁴³ Ancak Nd:YAG lazerinin dental sert dokular üzerindeki uygulamalarının kanıtlanması ve diş hekimliği alanında yaygın kullanımının başlaması süre almıştır.¹⁴²

Nd:YAG lazerler ‘free-running’ modunda çalışmakta ve birçok yumuşak doku işlemlerinde kullanılmaktadır. Diode ve CO₂ lazerler gibi kansız bir cerrahi saha, minimal şişlik, kısa cerrahi işlem süresi, mükemmel koagülasyon ve birçok vakada hiç ya da az postoperatif ağrı oluşturma gibi avantajları bulunmaktadır. En önemli dezavantajı, doku içerisine derin penetre olmasıdır. Bunun nedeni de, su tarafından çok az absorbe olmasıdır.¹²¹ Nd:YAG lazerin ışın kalitesi, yarı iletken lazerlere göre çok iyi, gaz lazerlere göre daha kötüdür. Ancak Nd:YAG lazerleri, kullanımı kolay, dayanıklı ve az bakım gerektiren ürünlerdir. Gaz lazerlerine göre düşük maliyetlidirler.¹³⁴

2.12. Zirkonyum Alt Yapılı Restorasyonlarda Klinik Başarı

Tam seramik restorasyonların mükemmel estetik, doğal görünüm, biyouyumluluk ve dayanıklılık gibi avantajları olmasına rağmen, halen klinik kullanımlarında bazı dezavantajları bulunmaktadır.⁶ Zirkonyum alt yapıli restorasyonlarda klinik başarıyı yakalayabilmek için öncelikle doğru endikasyon konulmalıdır. Her seramik materyalinin klinik olarak başarılı bulunduğu özel endikasyonları vardır. Bununla birlikte interoklüzal mesafenin az olduğu durumlarda, klinik kuren boyu kısa dişlerde, yetersiz overjet ile birlikte aşırı overbite varlığında, kanatlı köprülerde, periodontal problemlili dayanak dişlerde ve şiddetli brüksizm veya parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda tam seramik restorasyonlar uygulanmamalıdır. Restorasyonların başarısi, seramik materyalinin içeriğı, alt yapı- veneer bağlantı dayanıklılığı, restorasyonun tasarımı^{144,145} ve simantasyon¹⁴⁶ tekniğine bağlıdır. Estetik nitelikler tüm restorasyonun başarısinı etkileyeceğı için ayrıca değerlendirilmelidir.

2.12.1. Alt Yapı-Veneer Bağlantısı

Veneer porselen kırığı halen tam seramik kuron başarısızlığının ilk nedenidir.¹⁴⁷ Tam seramik restorasyonların en zayıf olduğu noktalardan birisi alt-yapı veneer ara yüzeyidir. Uzun dönem başarı için dayanıklı bir alt yapı-veneer bağlantısı sağlanmalıdır.¹⁴⁵ Alt yapı ve veneer porselenin ısısal genleşme katsayıları arasındaki farklılık, fırınlama aşamasında seramiğin büzülmesi, veneer porselenin alt yapıyı tam olarak ıslatamaması ve veneer porselen kusurlarına bağlı olarak başarısızlık gözlenebilir. Veneer porselenin sıkışma kuvvetleri, seramik alt yapının ise gerilme türü kuvvetler altında kalmasını sağlamak için bu tabakalar optimum kalınlıkta hazırlanmalıdır.¹⁴⁸ Seramik alt yapı kalınlığının artırılması istense de kuronda taşkın konturlara yol açılmamasına veya dişte aşırı preparasyon yapılmamasına dikkat edilmelidir.¹⁴⁹

Çok sayıda klinik araştırmada veneer porselende ufalanma sorunuyla karşılaşılmıştır. Ayrıca 1-2 yıllık klinik takip sonucunda veneer porselen fraktür oranının % 8 ile % 50 arasında değiştiği gösterilmiştir.⁵ Ufalanmanın nedeni tam olarak bilinmemekle birlikte çeşitli görüşler bulunmaktadır; alt yapının esnemesi, veneer porselenin alt yapı tarafından eşit bir şekilde desteklenmemesi ve bağlanma hatasından kaynaklanabileceği düşünülmüştür.¹⁵⁰ Taşkonak ve arkadaşları¹⁵¹ veneer tabakasında arta kalan sıkışma streslerinin restorasyonun esneme direncini arttırdığını, ufalanmanın asıl nedeninin ise bu tabakadaki gerilme stresleri olabileceğini ifade etmişlerdir.

Zirkonyum yüksek kırılma direncine sahip olmasına rağmen, restorasyon simante edildikten sonra fraktürler meydana gelmektedir. Kırılan restorasyon eğer fonksiyonunu devam ettirebiliyorsa ve restorasyonun yenilenmesi mümkün değilse, restorasyon tamiri yapılabilir. Bu durumda ağız içi tamir yöntemlerinden biri kullanılabilir.¹⁰

2.13. Ağız İçi Tamir Yöntemleri

Porselen tamir sistemlerinin klinik başarısı büyük oranda kompozit rezin ile porselen ve alt yapı materyali arasındaki bağlanmanın bütünlüğüne dayanmaktadır. Bu bütünlük kimyasal veya mekanik bağlanmanın başarısıdır.¹³ Porselen tamirine başlanmadan önce mutlaka kırılmanın nedeni belirlenmeli ve giderilmelidir. Eğer bu yapılmazsa, hatanın tekrarlanması kaçınılmaz olup tamir uygulaması da başarısızlıkla sonuçlanabilir.

2.13.1. Ağız içi tamirin önemi

Porselen kırığının tamiri hasta ve hekim için zorluk yaratan bir durumdur. Çünkü porselenin doğasından dolayı varolan restorasyona ağız içinde yeni porselen eklemek mümkün değildir.¹⁵² Seramik kırıklarında ideal olanı, restorasyonun yenilenmesidir ancak bazı durumlarda bu mümkün olmayabilir.¹⁵³ Seramik restorasyonun yeniden yapılması söz konusu olduğunda, artan maliyet, rahatsızlık, zaman ve laboratuvar gereksinimi gibi bazı zorluklar ortaya çıkacaktır.¹⁵⁴ Tam seramik kuren ve köprülerin sökülmesi zor olduğu için, seramik restorasyonlar ağız içinde tamir edilebilir.⁹ Konservatif bir yaklaşım olan ağız içi tamir yöntemi, restorasyonun ömrünün uzamasını sağlayacaktır.^{155,156} Ağız içi porselen tamiri kırılmış restorasyonun çıkarılmasına ve yeniden yapılmasına bir alternatif olarak uygulanması mümkün, düşük riskli ve yan etkisi olmayan bir tedavi seçeneğidir. Bu yöntemle klinik başarının sağlanmasında tutuculuk, yüzey bitirmesi, renk uyumu ve kontürler en önemli faktörlerdir.¹⁵⁷

2.13.2. Ağız içi tamirde yüzey işlemlerinin önemi

Ağız içi tamir uygulamaları için birçok farklı seramik tamir materyali ve tekniği geliştirilmiştir.^{153,158,159} Daha önceki porselen tamir sistemleri; tamir materyali ve pürüzlendirilen kırık yüzeyi arasındaki makromekanik bağlanmaya dayanmaktaydı.

Ancak günümüzde porselen tamir sistemleri, seramik yüzeyi ve tamir materyali arasındaki kimyasal ve mikromekanik bağlantıya ve yüzey işlemlerinin bağlantı gücüne dayanmaktadır.^{10,160}

Kumlama, asit uygulaması, lazerle pürüzlendirme ve silika kaplı partiküllerle kumlama gibi birçok metot, bağlanma kuvvetini arttırmak için seramik yüzeyler üzerine uygulanmaktadır.^{10,109,131} Bütün bu işlemler, mikromekanik bağlantıyı arttırmak için yüzey yapısını değiştirmektedir.⁹³

2.13.3. Tamir Materyali Olarak Kompozit Rezinler

Terminolojik olarak kompozit, materyallerin fiziksel karışımı anlamına gelir. Kompozitler dimetakrilat rezin monomerlerin oluşturduğu çapraz bağlı polimer matriks ve silan ile bu yapıya bağlanmış güçlendirici seramik dolduruculardan oluşan karmaşık bir yapıdır.¹⁶¹⁻¹⁶³

Kompozit rezinler porselen restorasyonların ağız içinde meydana gelen kırıklarının tamirinde sıklıkla kullanılmaktadır. Tamir materyali ve restorasyon arasındaki bağlantı, fonksiyonel kuvvetlere karşı koymak için dayanıklı olmak zorundadır. Bunu sağlayabilmek için de ısı genleşme katsayıları ve polimerizasyon büzölmeleri birbiriyle uyumlu olmalıdır. Kompozit rezinlerin tipleri de porselene yapışma direncinde etkilidir. Porselenin ara yüzünde büyük partiküllü kompozit rezinlerin veya hibrit tipi rezinlerin bağlanma direnci, mikrofil kompozit rezinlerin bağlanma direncinden daha büyüktür.¹⁶⁴ Hibrit kompozit rezinler, mikrofil rezinlere oranla daha dayanıklı ve daha az strese sahip bulunmuşlardır.⁹³ Yorucu kuvvetler söz konusu olduğu zamanlarda da hibrit tip kompozitlerin kullanılması önerilmektedir.^{158,165}

Kompozit rezin sistemlerin porselen tamirinde başarı ile kullanılması sadece yüksek kalitede bağlanma özelliği yaratmalarına değil, aynı zamanda döngüsel yüklemeler boyunca yorulmalara karşı kompozit rezinlerle bonding rezinler arasında dengenin korunmasına da bağlıdır.¹⁶⁶

2.13.4. Kompozit rezinlerin yapısı;

Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan kompozit rezinler üç ayrı fazdan oluşur.

1. *Organik polimer matriks faz:* Dental kompozitlerin organik fazı olarak da adlandırılan rezin matriks, kompozitin sertleşmesini sağlayan polimerler, kompozitin bozulmadan saklanabilmesini sağlayan stabilizatörler, polimerizasyonu tetikleyen initatörler, renk belirlenmesinde kullanılan pigmentler ve kompozitin son halini oluşturan birçok kimyasaldan oluşur.¹⁶⁷ Organik matriks kısmının en önemli parçasını polimer yapı oluşturur. Polimerler, monomer adı verilen çok daha küçük yapıların birbirleri ile bağlanması sonucu oluşan büyük moleküllerdir. Genellikle rezin matriks metakrilatlardan oluşmuş bir polimer yapıya sahiptir.¹⁶⁸

2. *İnorganik faz:* Matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, yitriyum cam ve baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur. Doldurucular dayanıklılığı ve radyoopaklığı arttırmak, estetiği ve işlenebilirliği geliştirmek, sıcaklık farklılıklarında boyutsal değişimleri ve büzülmeyi azaltmak için kullanılırlar. Genel olarak kompozitin fiziksel ve mekanik özellikleri eklenen doldurucu miktarı ile doğrudan ilişkilidir.¹⁶⁹

3. *Ara faz:* Kompozit materyalinin fiziksel özelliklerinin tam olarak ortaya çıkabilmesi için doldurucular ve rezin arasındaki bağlantının yeteri kadar

sağlanabilmesi şarttır. Rezin ile doldurucu partiküllerin birbirlerine bağlanabilmeleri kimyasal ve/veya mekanik bir bağlantı oluşturabilmeleri için monomer yapının doldurucu partikülleri ıslatması gerekir. Bu yüzden iki ana bileşeni birbirine bağlayacak olan ara fazın hem rezinin hem de doldurucuların özelliklerini taşıyabilmesi gerekir. Coupling ajan veya bağlayıcı ajan olarak bilinen silan bu bağlantının oluşabilmesini sağlar. Silanın bir ucu SiOH gruplarına sahipken diğer ucu rezin ile kovalent bağ oluşturabilen metakrilat grupları içerir. Silan bir taraftan doldurucularla silisyum-oksijen gruplarıyla, diğer taraftan rezinle de metakrilat grupları ile kovalent bağlar oluşturur.^{169,170}

2.13.5. Kompozitlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler birçok şekilde sınıflandırılabilirler. Ancak günümüzde geçerliliğini koruyan ve en sık kullanılan sınıflama şekli inorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere dayanan sınıflamadır (Tablo 2.1.).¹⁷¹ Bunun yanında polimerizasyon şekilleri ve akıcılıklarına göre de sınıflandırılma yapılmaktadır.

Tablo 2.1. Kompozitlerin Sınıflandırılması

İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğü ve Yüzdelere Göre;		
Rezin	Partikül Büyüklüğü (μm)	Partikül Yüzdesi (% ağı.)
Megafil	50-100 μm	
Makrofil	10-100 μm	%70-80
Midifil	1-10 μm	%70-80
Minifil	0,1-1 μm	% 75-85
Mikrofil	0,01-0,1 μm	% 35-60
Hibrit	0,04-1 μm	% 75-80
Nanofil	0,005-0,01 μm	
Polimerizasyon Yöntemlerine Göre;		
1. Kendi kendine kimyasal yolla polimerize olan kompozitler (Chemical-cured)		
2. Işık aktivasyonu ile polimerize olan kompozitler (Light-cured)		
3. Kimyasal ve ışık aktivasyonu yolu ile polimerize olan kompozitler (Dual-cured)		
Akıcılıklarına Göre;		
1. Akışkan kompozitler (Flowable)		
2. Kondanse edilebilen kompozitler (Condansable-Packable)		

2.14. Bağlantı Direnci ve Test Yöntemleri

2.14.1. Bağlantı Direnci

Bağlantı direnci, adeziv-aderent ara yüzeyinde veya yakınındaki birim alanda bağlantıyı bozarak başarısızlığa neden olan minimum kuvvet değeridir. Bu nedenle bağlantı direnci testleri aynı zamanda ayrılma testleri olarak da adlandırılabilir. Bağlantı direnci; bağlantı sahasının genişliğine, sahanın tamamının kontrolüne ve bağlantı direncinin hesaplanabilmesi için de alanın boyutlarının bilinmesine bağlıdır. Aynı ürünün bağlantı direncinin belirlenmesinde kullanılan farklı metotlar veya modifikasyonlar sonuçları değiştirebilir.¹⁷²

2.14.2. Standardizasyon

Adezivlerin değerlendirilmesinde kullanılan test metotları laboratuvarlardan laboratuvara farklılık göstermektedir. Bu durumda farklı araştırmacı ve üreticilerin sunduğu sonuçların karşılaştırılması tam olarak mümkün olmamaktadır.

Bu amaçla; Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu olan ISO, ‘‘kısım CD TR 11405 başlıklı dental materyaller-diş dokusu ve dental materyal arasındaki bağlantının etkinliğinin ve kalitesinin tahkikatında kullanılan farklı metotların standardizasyonu amacıyla düzenlenmiş diş dokusuna adezyonun test klavuzu’’ adlı dokümanı teknik bir rapor olarak yayınlamıştır. Üreticilerin ve araştırmacıların bu dokümanda belirtilen prosedürleri takip etmesi sonucunda farklı laboratuvarlardan elde edilen verilerin, klinik sonuçlarla kıyaslanıp ilişkilendirilmesi mümkün olacaktır.¹⁷³ Bağlantı direncini değerlendirirken; kuvvet değerlerinin yanı sıra aderent-adeziv ara yüzünde meydana gelen ayrılma tipi belirtilerek test sonuçlarını standardize edilebilir.¹¹⁴

2.14.3. Örneklerin Saklama Koşulları

Bağlantı direncinin değerlendirildiği in vitro testlerde, oral ortamın termik, biyolojik ve fizyolojik durumunu taklit etmek ve bağlantının yaşlandırılması açısından, örnekler 23 (± 2)° lik oda ısısında hazırlandıktan sonra test öncesi suda ya da yapay tükürükte bekletilebilir ve/veya ısıl çevirim işlemine tabi tutulabilirler.

Bağlantı direncinin azalmasındaki en önemli sebep, rezin-seramik bağlantı ara yüzünde hidrolitik çözülme meydana gelmesidir. Su, rezinin doldurucu-matriks yapısı arasındaki kısımlarına etkiyerek doldurucu ile matriks arasında ayrılmalara ve matriksin direncinin azalmasına neden olur. Suda bekletme süresi arttıkça bağlantı dayanıklılık değerlerinin düştüğü belirtilmektedir.

Zirkonyumun bağlantı direncinin ölçüldüğü bazı çalışmalarda, örnekler simantasyon sonrası 24 saat^{114,174}, 48 saat¹⁷⁵⁻¹⁷⁷, 7 gün^{106,178,179} ve 150 gün distile suda¹⁰¹ bekletilmiştir.

2.14.4. Test Metotları

ISO 11405 (2003) bağlantı direncinin ölçülmesinde; kullanılan test metotları olarak çekme ve makaslama testlerini göstermiştir. Adeziv sistemlerin çekme ve makaslama direncinin ölçümünde birçok cihaz kullanılmaktadır. Çekme testleri için; yavaş çekme kuvveti uygulamak ve kuvvet uygulanışı esnasında gerilim dağılımının engellenmesi amacıyla örneğin belli bir hizaya getirilmesi, makaslama testleri için ise; kuvvetin örnekler üzerinden belirtilen sahaya hep aynı pozisyonda uygulanması, yüklemde kırılma meydana gelene kadar örneğin konumunun korunması ve yük uygulayanın (ayırıcı bıçağın) hareketi esnasında minimum sarsılmaya izin vermesine dikkat etmek gerekmektedir.¹⁸⁰

A. Çekme Testleri

Çekme testlerinde bağlantı, dış dokusuna 90° lik bir açı ile seyreden bir kuvvet yardımı ile test edilir. Tek sorun gerek test sırasında gerekse bağlanma işlemi sağlanırken uygulanacak sabitleme işleminin farklı bir ara yüz geometrisi oluşturacak stres konsantrasyonuna yol açmamasını sağlamaktadır. ISO dokümanlarında hem test işlemi hem de bağlanma işlemi esnasında sabitlemeyi güvenle sağlayacak özel enstrümanlar tanımlanmıştır.^{172,180}

B. Makaslama Testleri (Shear tests)

Makaslama testlerinde bağlantı dış dokusuna paralel olan bir kuvvet yardımı ile bozulmaktadır. ISO 11405 (2003) dokümanterinde, makaslama testinde kullanılacak test

cihazı; örneğin sabitlenebilmesi için sert bir blok ve buna bağlı 0,5 mm' lik künt bir uca sahip olan ayırıcı yüzey olarak tanımlanmaktadır.¹⁷²

1994 yılında yayınlanan ISO 11405 dokümanterinde; makaslama testlerindeki ideal çapraz kafa hız aralığı 0,45-1,05 mm/dk denilirken; ISO 11405 (2003) dokümanterinde ise, test için gerilimi oluşturacak önerilen standart yaklaşma hızı çekme testlerin de olduğu gibi $0,75 \pm 0,30$ mm/dk (kuvvet oranı: 50 ± 2 N) olarak belirtilmiştir.¹⁷²

Bu değerin üzerindeki hızların, anormal stres dağılımına yol açarak test sırasında substrat ya da adeziv materyal içerisinde koheziv kırıklara neden olduğu ifade edilmiştir. Yüksek hızlarda, yüksek bağlantı direnci ve düşük adeziv başarısızlık verileri makaslama testlerini adeziv bağlantı yüzeyinin değerlendirilmesinde düşük hassasiyete bağlı bir test metodu haline getirmektedir.¹⁸¹ Hara ve arkadaşları¹⁸² makaslama testlerinde çapraz kafa hızının 0,50 ve 0,75 mm/dk olması halinde adeziv başarısızlığın belirlenebileceğini, üzerindeki değerlerde ise ya adeziv materyal ya da substrat içerisinde koheziv kırık oluşturarak adeziv bağlantı direnci için yüksek sonuçlar elde edilebileceğini ifade etmişlerdir.

2.15. Yüzey İşlemlerinin İncelenmesi

2.15.1. SEM (Tarama Elektron Mikroskobu) analizi

Görüntü iletimini sağlayan ışık yollarını merceklerle değiştirerek daha küçük ayrıntıların görülmesini sağlayan aygıtlar geliştirilmiştir. Ayırım gücü, odak derinliği ve de görüntü ve analizi birleştirme özelliğinden dolayı tarama elektron mikroskobu [Scanning Electron Microscope-SEM] araştırmalarda kullanılır.¹⁸³

SEM'de temel prensip primer bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. Tarama işleminden önce örneklerin belirli bir protokole göre hazırlanması gerekir.

Örnekler kakodilat buffer solüsyonunda % 2,5 gluteraldehit içinde sabitlenir. Daha sonra konsantrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde dehidratasyona tabi tutulur ve kimyasal kurutma yapılır. Alüminyum kalıplara oturtulan örnekler [Polaron SC7610, Sputter Coater] vakum altında ince bir altın-palladyum tabakası ile kaplanır (Şekil 2.2).^{179,184} Tarama işlemi esnasında primer elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girerek bu elektronların etrafa dağılmasına neden olur. Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan ikincil elektronların algılayıcılar tarafından tespit edilip toplanmasıyla yüzeyin topografisi, yüzey bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi sahibi olunabilir. Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise bölge görüntüsü karanlık alınır. Bu şekilde örnek yüzeyinin gri tonlarında görüntüsü elde edilir.¹⁸⁵



Şekil 2.2. Altın-palladyum kaplama ünitesi

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmada farklı yüzey işlemleri uygulanan zirkonya, porselen ve zirkonya-porselen örneklerin kompozit rezin ile bağlantı dirençleri karşılaştırıldı. Örnek yüzeyleri üzerine, HF asit, alüminyum oksit tozu ile kumlama, silika kaplı alüminyum oksit tozu ile kumlama, CO₂, Er:YAG ve Nd:YAG lazerle pürüzlendirme işlemi uygulandı.

3.1.Örneklerin Hazırlanması

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin üretici firmaları ve lot numaraları

Materyal	Üretici firma	Lot numarası
Zirkonya	Zirkonzahn-Steger Ahrntal Italy	ZB0060912
Veneer Porselen	Noritake -Japan	024553/025931
Zirkonya - Porselen	Zirkonzahn-Noritake	
Hidroksiapatit tozu	Bionnovation Biomedical/Brazil	013642
Co-jet tozu	3M ESPE/Germany	412272
Porcelain Etchant	Bisco/USA	0900000380
Clearfil Tamir Seti	Kuraray/Japan	041290
Clearfil SE Bond Primer	Kuraray/Japan	00978A
Clearfil Porcelain Bond Activator	Kuraray/Japan	00245A
Clearfil SE BOND Bond	Kuraray/Japan	01453A
Clearfil AP-X	Kuraray/Japan	01068A

Bu çalışma için, 10 mm çapında ve 2 mm kalınlığında toplam 144 adet örnek hazırlandı (Şekil 3.1.). Tablo 3.1.' de çalışmada kullanılan materyallerin üretici firmaları ve lot numaraları verilmiştir. Örneklerin ağız içinde oluşması muhtemel zirkonya alt yapılı porselen kuron kırıklarını taklit etmek amacıyla; 48 tanesi zirkonya, 48 tanesi porselen ve 48 tanesi de yarısı zirkonya yarısı da porselen yüzeyli olarak oluşturuldu (Şekil 3.2.).



Şekil 3.1. Örneklerin dijital kumpasla ölçülmesi

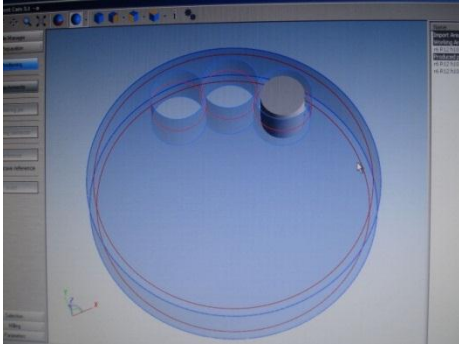


Şekil 3.2. Tamir uygulamasından önce; porselen, zirkonya-porselen ve zirkonya örnekler

Zirkonya örnekler, presinterlenmiş Zirkonzahn bloklardan, CAD/CAM M5 sistemi kullanılarak, profesyonel bir diş laboratuvarında (By Dental-İzmir) hazırlandı. Üretilen örnekler için bir ana model hazırlanarak, optik olarak Optical Scanner S 600' de tarandı ve bilgisayar yazılımıyla tasarımı yapıldı (Şekil 3.3. ve 3.4.). Analog modelin % 25 daha büyük boyutlusu elde edildi (Şekil 3.5.). Elde edilen zirkonya altyapı firmanın sinterleme fırınında 1500 °C 'de 20 dakika sinterlenerek [Zirkonzahn Keramikofen 1500, Steger, Italy] oluşan sinterleme büzülmesini takiben (%25) hedef boyuta ulaşıldı (Şekil 3.6.).



Şekil 3.3. CAD/ CAM ünitesi



Şekil 3.4. Örneklerin bilgisayarda dizayn edilmesi

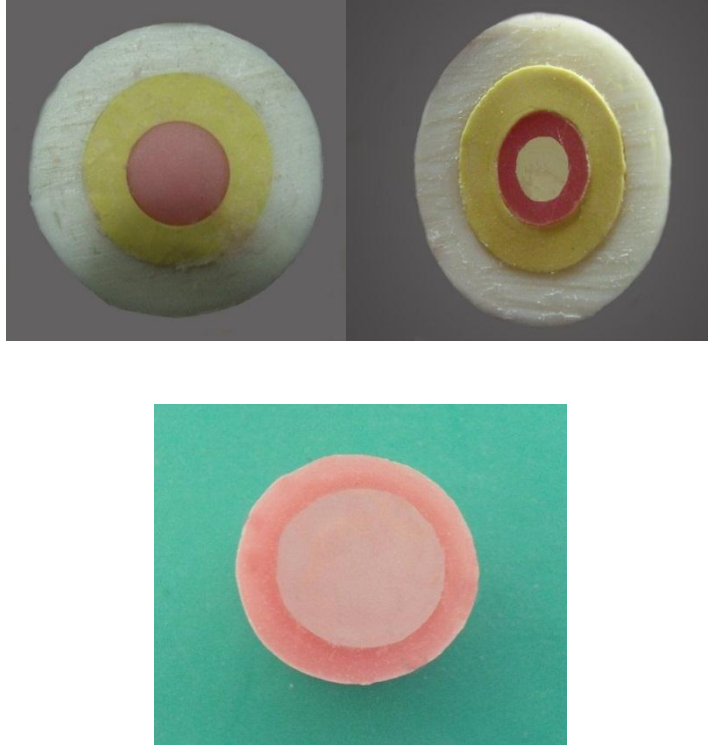


Şekil 3.5. Örneklerin üretilmesi



Şekil 3.6. Örneklerin Zirkonzahn Keramikofen 1500 sinterleme fırınında sinterlenmesi

Örneklerin tümü deneyin gerçekleştirildiği test cihazına uygun olarak, 15 mm çapında ve 20 mm yüksekliğinde elde edilen silikon örnekler içerisinde otopolimerizan akriliğe [Imicryl, Konya, Türkiye] gömüldü ve silikondan çıkarıldı. İçerisine örneklerin yerleştirildiği akriliklere tesviye yapılarak yüzey uygulamaları için hazır hale getirildi (Şekil 3.7.).



Şekil 3.7. Örneklerin akrilik blok içerisine gömülmesi

Örneklerin yüzeylerinin tamamen düzgün ve pürüzsüz olmasını sağlamak amacı ile sırasıyla polisaj ve bitirme diskleri [3M- Espe Sof-Lex™ Finishing and Polishing System] kullanıldı. Daha sonra yüzeylere porselen polisaj lastiği uygulandı.

3.2. HF Asit Uygulaması

24 adet örnek (her birinden 8 tane olmak üzere zirkonya, porselen ve zirkonya-porselen) üzerine, % 9,5' lik asit [Bisco, Porcelain Etchant, USA] 120 sn uygulandı

(Şekil 3.8.). Örnekler üzerindeki asiti uzaklaştırmak amacıyla 20 sn basınçlı suyla yıkama yapıldı ve sonra kurutuldu.



Şekil 3.8. HF asit uygulaması

3.3. Kumlama İşlemi

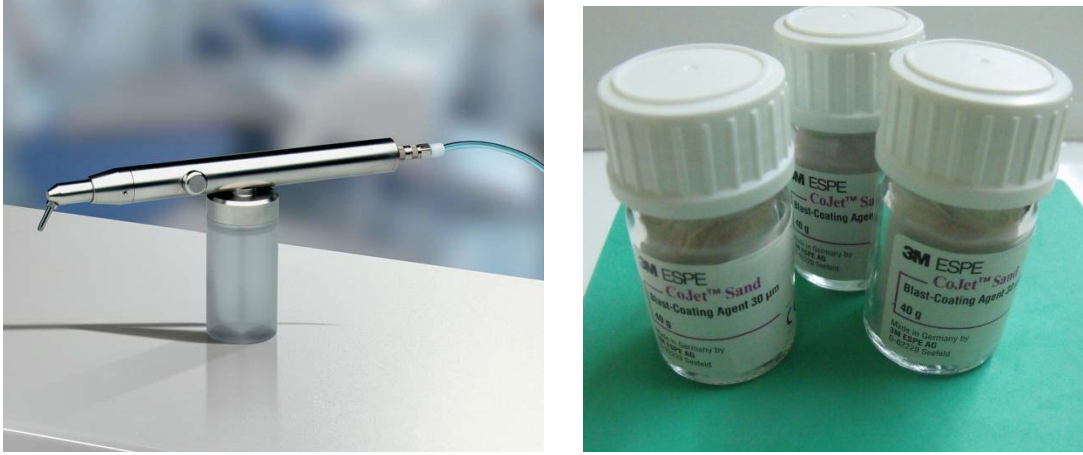
24 adet örnek (her birinden 8 tane olmak üzere zirkonya, porselen ve zirkonya-porselen) hazırlandı. Örnekler üzerine, ince kalem uçlu kumlama cihazıyla [Macro Cab, Great Lakes Dental Products, USA] partikül büyüklüğü 50 μ olan Al_2O_3 kum, 2.8 atmosfer hava basıncı altında yaklaşık 1 cm mesafeden 15 saniye süreyle uygulandı. Kumlama işlemi aynı kişi tarafından farklı yönlerde tüm yüzey taranacak şekilde yapıldı (Şekil 3.9.). Kumlama işlemini takiben, örnek yüzeyleri Al_2O_3 tozunu uzaklaştırmak amacıyla 3 dk %96 'lık isopropanolle ultrasonik olarak temizlendi.



Şekil 3.9. Kumlama cihazı

3.4. Silika Kaplı Alüminyum Oksit Tozu ile Kumlama İşlemi

24 adet örnek (her birinden 8 tane olmak üzere zirkonya, porselen ve zirkonya-porselen) üzerine, 30 μm partikül büyüklüğüne sahip silanize edilmiş Al_2O_3 kumu [3M ESPE, Dental Products, Seefeld, Germany] (Şekil 3.24.) intraoral air abrazyon cihazı ile 30 psi' lik kumlama basıncıyla, 10 mm mesafeden, 15 sn süreyle uygulandı (Şekil 3.10.). Kumlama işlemi aynı kişi tarafından farklı yönlerde tüm yüzey taranacak şekilde yapıldı. Uygulama sonrası silanizasyonu bozmamak amacıyla, yüzey üzerine herhangi bir temizleme işlemi uygulanmadı.¹⁸⁶



Şekil 3.10. Co-jet cihazı ve kumu

Lazer uygulamalarından önce iki aşamada gerçekleştirilen pilot çalışma uygulandı.

3.5. Pilot Çalışma

Pilot çalışmalar, 13 adet zirkonya, 19 adet porselen ve 10 adet zirkonya-porselen örnek üzerinde iki aşamada gerçekleştirildi. Birinci aşamada, lazer uygulamasında lazer enerjisinin emilimini arttırdığı düşünülen grafit tozu ve hidroksiapatit tozunun etkinliği değerlendirildi. İkinci aşamada ise ilk aşamadaki değerlendirme sonuçları dikkate alınarak lazer parametreleri belirlendi.

3.5.1. Birinci Aşama

Birinci aşamada lazer enerjisinin emilimini arttırdığı gerekçesiyle^{96,98} örnekler üzerine hidroksiapatit tozu ve grafit tozu uygulandı. Tozların etkinliğinin değerlendirilmesi amacıyla 3 farklı tip lazer cihazı kullanılarak lazer uygulaması yapıldı ve ardından örneklerin 1000x büyütmesinde SEM [Scanning Electron Microscope, Jeol JSM-400 SEM, JEOL Ltd.] görüntülerinin analizleri yapılarak, değerlendirildi.

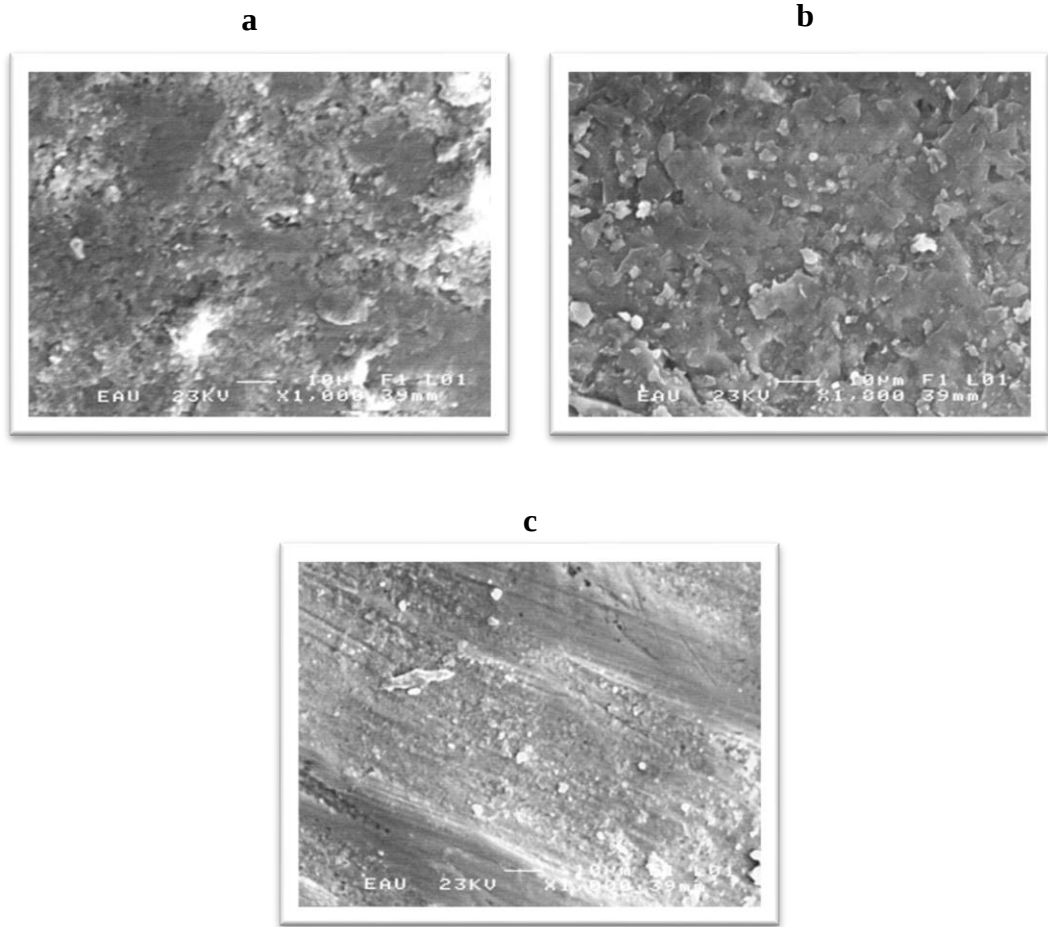
Porselen örnekler üç gruba ayrıldı. Birinci gruba hidroksiapatit tozu, ikinci gruba grafit tozu sürüldü. Üçüncü gruba ise herhangi bir işlem uygulamadan 3 farklı tip lazer cihazıyla (Nd: YAG, Er:YAG, CO₂) lazer uygulaması yapıldı.

Lazerin uygulanması esnasında su soğutması kullanılması hidroksiapatit tozunun uzaklaştırılmasına ve etkisinin kaybolmasına neden olmaktadır.⁹⁶ Su soğutması kullanılmamasının, zirkonya örnekler üzerinde faz değişimine neden olduğu bilinmektedir.^{98,187} Bu nedenle, zirkonya içeren örnekler üzerine hidroksiapatit tozu su soğutması kullanılamayacağı için uygulanmadı. Her iki örnek grubuna da lazer uygulamasından önce grafit tozu sürüldü.

Porselen örnekler üzerine, lazer enerjisinin emilimini arttırmak üzere hidroksiapatit tozu [Bionnovation Biomedical, Bionnovation Produtos Biomedicos S.A, Sao Paulo, Brazil/Anvisa] distile su ile karıştırılarak (0,5gr) uygulandı. Örnek yüzeyleri üzerinde 7 mm çapında (38,46 mm²) lik bir alan, yapışkan bant yardımıyla belirlendi ve lazer uygulaması için ayrıldı. Lazer ucu yaklaşık olarak 1 mm mesafeden tutularak uygulandı.^{98,187} Uygulama sonrasında elde edilen SEM görüntüleri analiz edildi. Değerlendirmeler sonucunda yüzey uygulaması yapılmayan kontrol örneklerinde, hem grafit tozu hem de hidroksiapatit tozu uygulanan örneklerle göre daha az yüzey değişikliği gösterdiği, tüm örnekler karşılaştırıldığında ise grafit tozu uygulanan örneklerde daha fazla yüzey değişikliğinin elde edildiği tespit edildi.

CO₂ Lazer

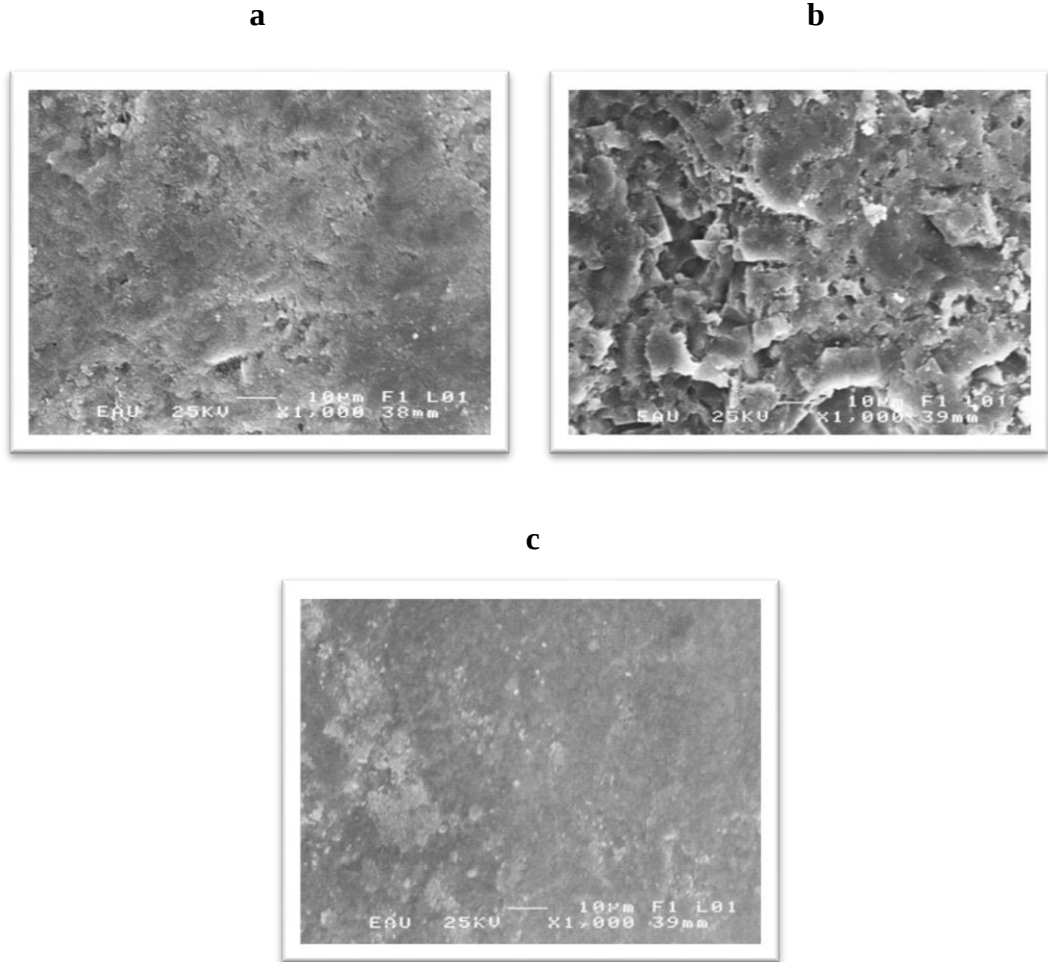
CO₂ lazer uygulamasının (2W) ardından porselen örneklerin SEM görüntüleri Şekil 3.11.'de verilmiştir.



Şekil 3.11. a) Hidroksiapatit pastası sürülmüş porselen yüzeyi b) Grafit tozu sürülmüş porselen yüzeyi c) Herhangi bir işlem yapılmamış porselen yüzeyi

Er: YAG Lazer

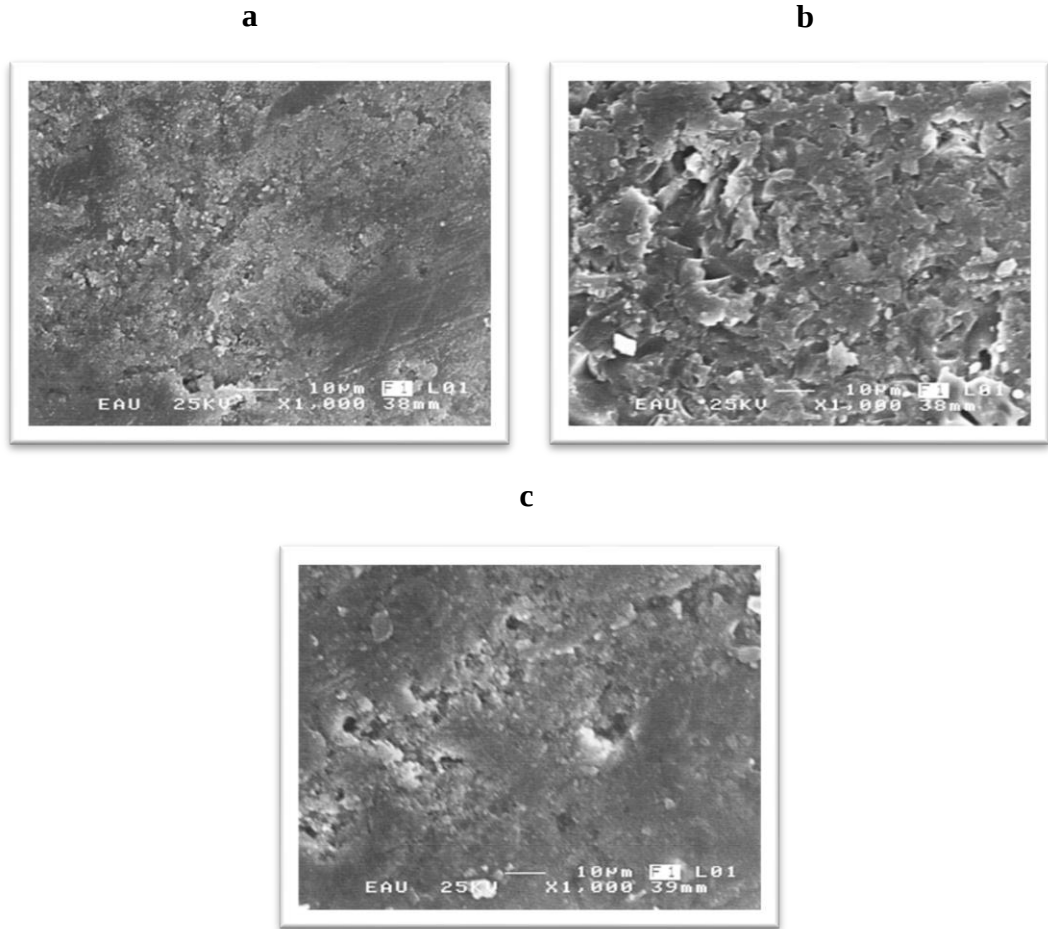
Er: YAG lazer uygulamasının (2W, 200 mJ, 10 Hz) ardından porselen örneklerin SEM görüntüleri Şekil 3.12.' de verilmiştir.



Şekil 3.12. a) Hidroksiapatit pastası sürülmüş porselen yüzeyi b) Grafit tozu sürülmüş porselen yüzeyi c) Herhangi bir işlem yapılmamış porselen yüzeyi

Nd:YAG Lazer

Nd:YAG lazer uygulamasının (1 W/ 50 mJ/ 20 Hz) ardından porselen örneklerin SEM görüntüleri Şekil 3.13.' de verilmiştir.



Şekil 3.13.a) Hidroksiapatit pastası sürülmüş porselen yüzeyi b) Grafüt tozu sürülmüş porselen yüzeyi c) Herhangi bir işlem yapılmamış porselen yüzeyi

SEM analizleri sonrasında her üç lazer cihazıyla yapılan uygulamalarda, grafit tozunun lazer emilimini önemli ölçüde arttırdığı, hidroksiapatit pastasının sürüldüğü ve herhangi bir işlem yapılmamış örnekler göre daha fazla pürüzlendirme sağladığı gözlemlendi. Bu nedenle pilot çalışmada 2. aşamada kullanılacak örneklerin tümüne lazer emilimini arttırmak amacıyla grafit tozu sürülmesine karar verildi.

3.5.2. İkinci Aşama

Pilot çalışmanın ikinci aşamasında, uygulanacak her üç lazere ait en uygun parametrenin belirlenmesi amaçlandı. Lazer uygulamaları öncesinde pilot çalışmanın birinci aşamasında elde edilmiş sonuçlar ışığında tüm örnek yüzeyleri üzerine grafit tozu sürüldü. Tablo 3.2.' de pilot çalışmada değerlendirilen lazer parametreleri verilmiştir. Lazer uygulamasının ardından her örneğe ait SEM görüntüsü alındı. Görüntü analizinde en iyi pürüzlendirmenin belirlendiği parametreler, çalışmamızda kullanacağımız örnekler üzerinde uygulandı.

Tablo 3.2. Pilot çalışmada değerlendirilen lazer parametreleri

Lazer Tipi	Örnekler	Çıkış gücü (W) /Enerji (mJ)	Frekans (Hz)
Nd:YAG	Zirkonya	1/50, 2/100, 3/150	20
	Porselen	1/50, 2/100, 3/150	20
	Zirkonya- Porselen	1/50, 2/100, 3/150	20
Er:YAG	Zirkonya	1/100, 2/100, 3/300, 4/400	10
	Porselen	1/100, 2/100, 3/300, 4/400	10
	Zirkonya- Porselen	1/100, 2/100, 3/300, 4/400	10
CO ₂	Zirkonya	2/ 2,5/3/ 3,4/ 4/ 4,5	-
	Porselen	1,3/ 2/ 3	-
	Zirkonya- Porselen	2/ 2,5/ 3	-

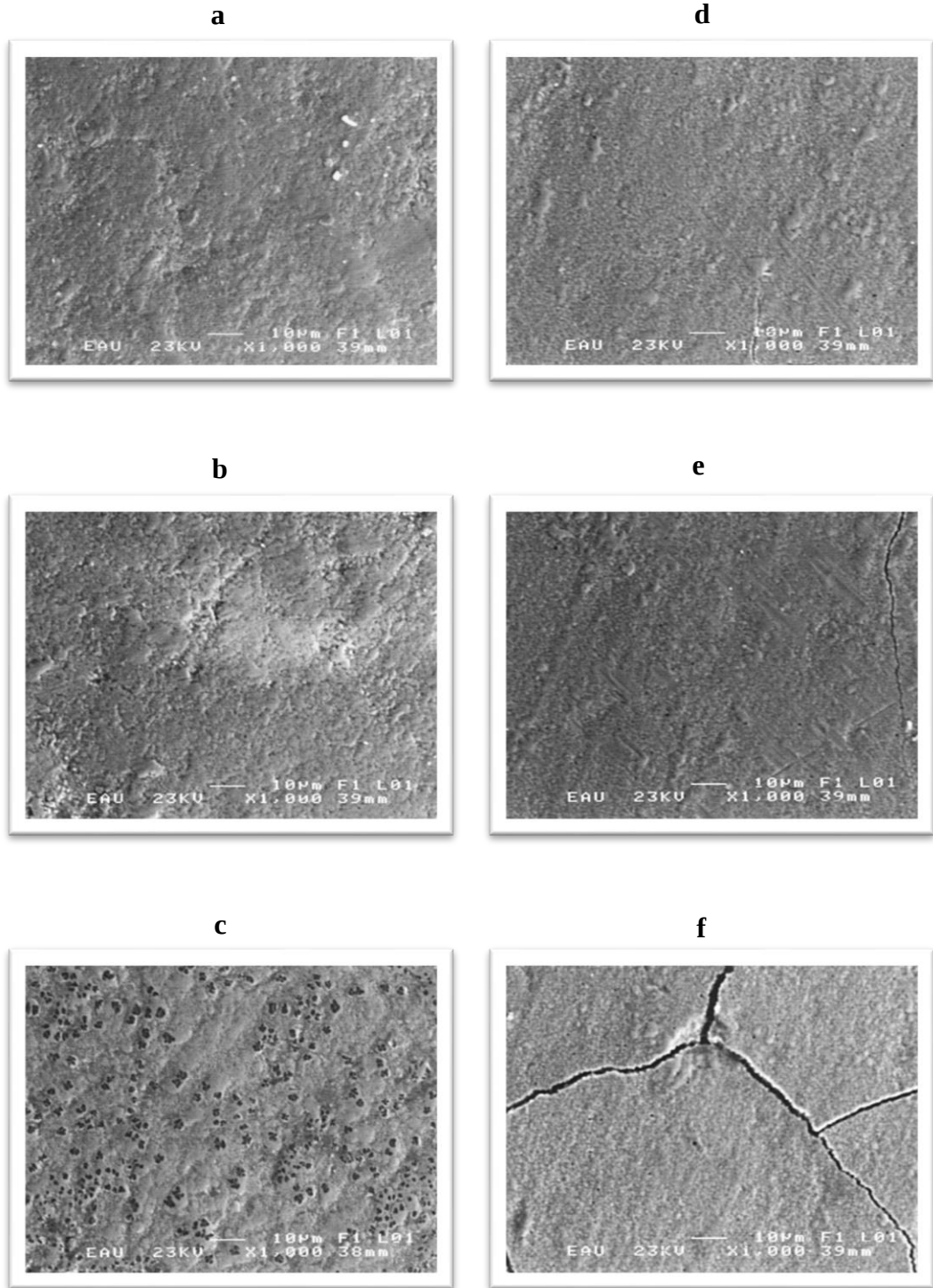
A. CO₂ Lazer Uygulaması

Pilot çalışma kapsamında 6 tane zirkonya, 3 tane zirkonya-porselen ve 3 tane porselen örnek üzerine (Smart US-20 D DEKA, Florence, Italy) Seri No:US8A4101 CO₂ lazer ünitesinde (Şekil 3.14.),1060 nm dalga boyunda, sürekli (continuous) modunda, su soğutmalı olarak lazer uygulandı. Bütün lazer uygulamaları (CO₂, Er:YAG, Nd:YAG) yaklaşık 1 mm mesafede, 40 sn süreyle gerçekleştirildi. Uygulamalar, örnek yüzeyleri üzerinde yapışkan bir bant ile izole edilen 7 mm çapındaki grafit tozu sürülmüş alanda gerçekleştirildi.



Şekil 3.14. CO₂ lazer ünitesi

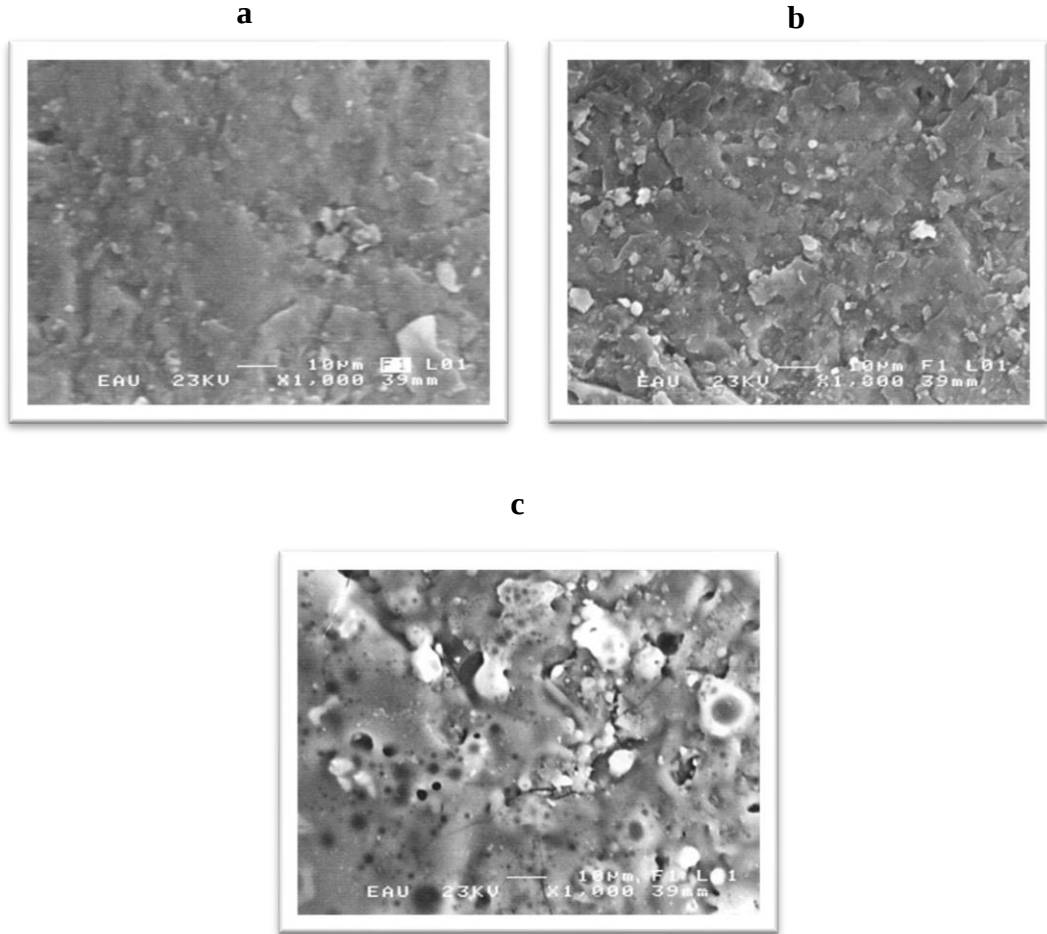
CO₂ lazer uygulamasının ardından zirkonya örneklerin SEM görüntüleri Şekil 3.15.' de verilmiştir.



Şekil 3.15. a) 2W çıkış gücünde CO₂ lazer uygulanmış zirkonya yüzeyi b) 2.5 W çıkış gücünde CO₂ lazer uygulanmış zirkonya yüzeyi c) 3 W çıkış gücünde CO₂ lazer uygulanmış zirkonya yüzeyi d) 3.4 W çıkış gücünde CO₂ lazer uygulanmış zirkonya yüzeyi e) 4 W çıkış gücünde CO₂ lazer uygulanmış zirkonya yüzeyi f) 4.5 W çıkış gücünde CO₂ lazer uygulanmış zirkonya yüzeyi

SEM görüntü analizleri sonrasında zirkonya örnekler üzerinde 2 W güçte yapılan lazer uygulamasının yeterli pürüzlendirme sağlamadığı; 3,4 W, 4 W ve 4,5 W güçte yapılan lazer uygulamasının ise yüzeyde makroçatlaklara neden olduğu gözlemlendi. 3 W güçte lazer uygulamasının yüzeyde deformasyon oluşturduğuna rastlandı. 2,5 W güçte lazer uygulamasının yeterli pürüzlendirme sağladığı gözlemlendi.

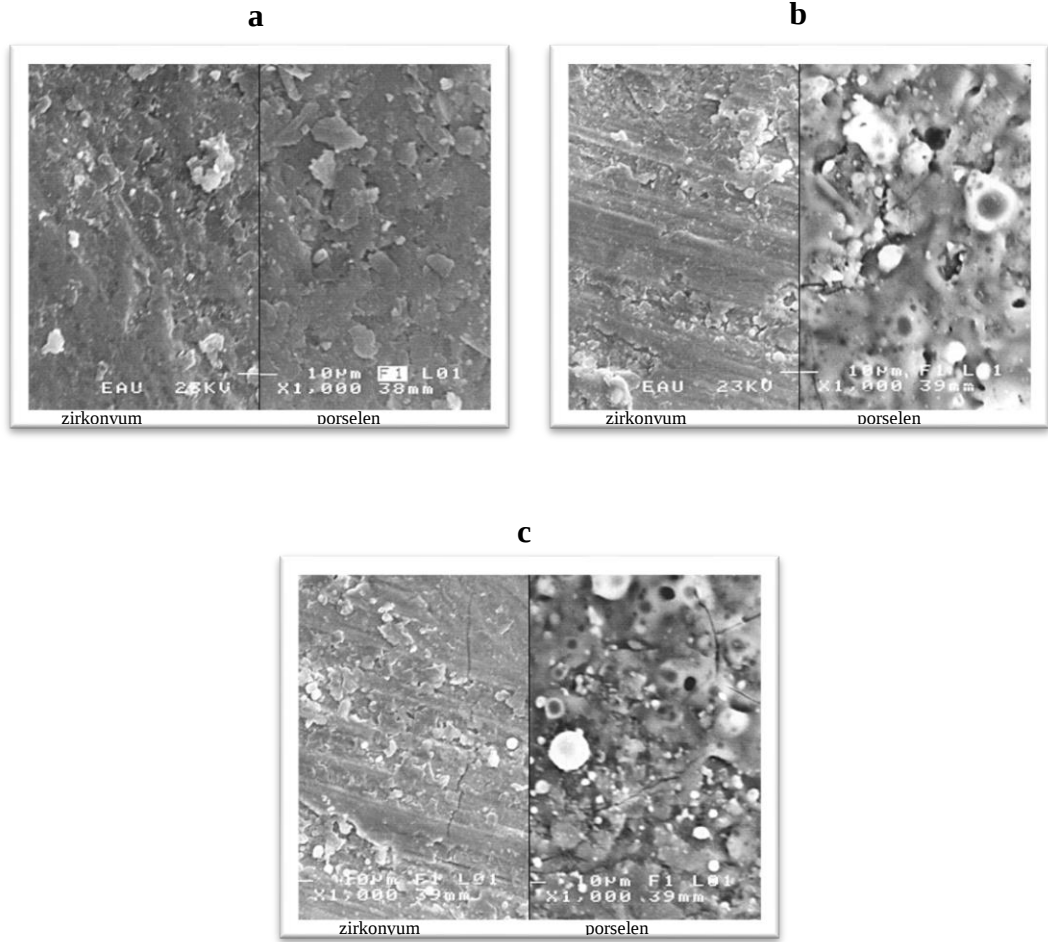
CO₂ lazer uygulamasının ardından porselen örneklerin SEM görüntüleri Şekil 3.16.'da verilmiştir.



Şekil 3.16.a) 1.3 W çıkış gücünde CO₂ lazer uygulanmış porselen yüzeyi b) 2 W çıkış gücünde CO₂ lazer uygulanmış porselen yüzeyi c) 3 W çıkış gücünde CO₂ lazer uygulanmış porselen yüzeyi

SEM analizleri sonrasında porselen örnekler üzerinde 3 W güçte yapılan lazer uygulamasının porselen yüzeyinde erimeye neden olduğu, 2 W güçte lazer uygulamasının yeterli pürüzlendirme sağladığı gözlemlendi. 1,3 W güçte yapılan lazer uygulamasında ise daha az yüzey değişikliği belirlendi.

CO₂ lazer uygulamasının ardından zirkonya-porselen örneklerin SEM görüntüleri Şekil 3.17.' de verilmiştir.



Şekil 3.17. a) 2 W çıkış gücünde CO₂ lazer uygulanmış zirkonya-porselen yüzeyi b) 2.5 W çıkış gücünde CO₂ lazer uygulanmış zirkonya-porselen yüzeyi c) 3 W çıkış gücünde CO₂ lazer uygulanmış zirkonya-porselen yüzeyi

SEM analizleri sonrasında zirkonya-porselen örnekler üzerinde 2,5 W ve 3 W güçte yapılan lazer uygulamasının porselen olan yüzeyinde erimeye neden olduğu, 2 W güçte lazer uygulamasının yeterli pürüzlendirme sağladığı gözlemlendi. Zirkonya örneklerde 2,5 W güçte CO₂ lazer uygulamasını tercih edilmektedir. Ancak bu değerin porselen yüzeylerinde erimeye neden olmasından dolayı porselen için erimeye neden olmayan 2 W güç değerinin, zirkonya-porselen örneklerde yeterli pürüzlendirme sağladığı belirlendi.

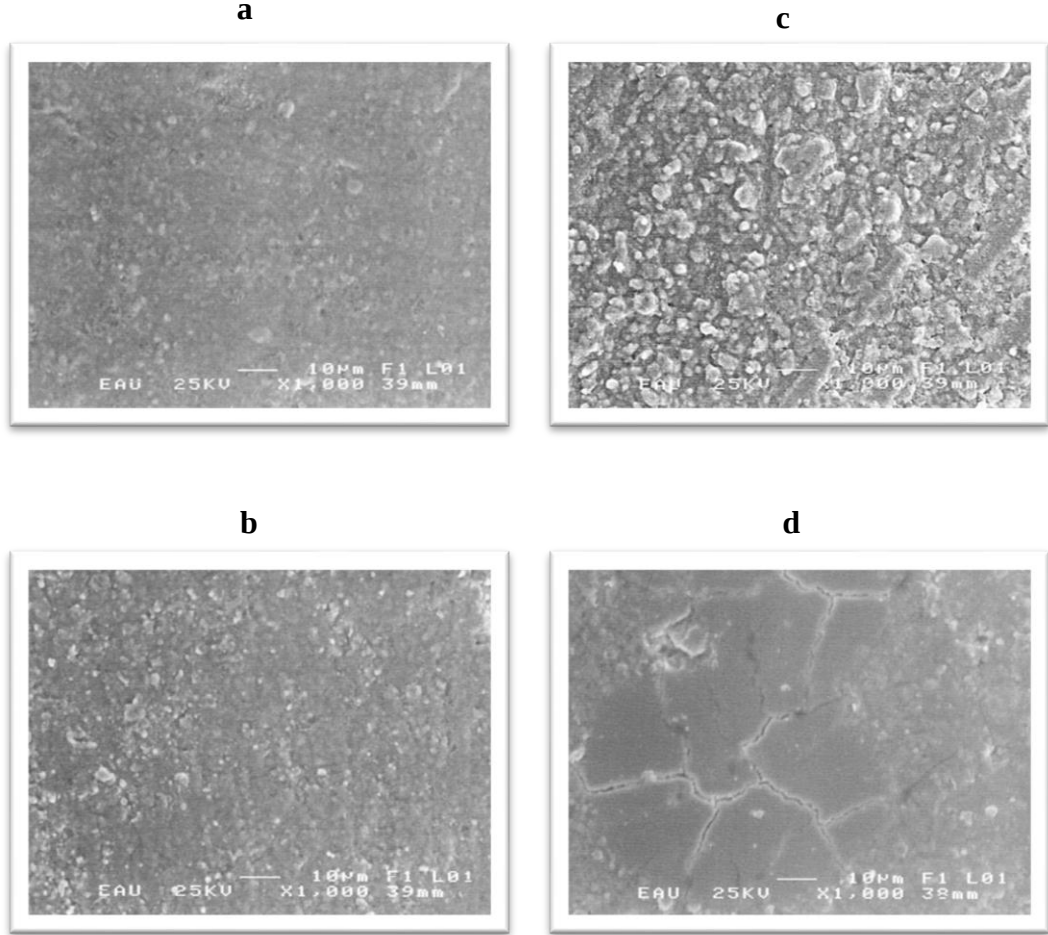
B. Er-YAG Lazer Uygulaması

Pilot çalışma kapsamında, her birinden 4 adet olmak üzere zirkonya, zirkonya-porselen ve porselen örnekler hazırlandı. Örnekler üzerine (Smartfile 2940D PLUS, DEKA, Florence, Italy) Seri No:FA9A41041AQ Er-YAG lazer ünitesinde,(Şekil 3.18.) 2940 nm dalga boyunda, short pulse modunda, su soğutmalı olarak lazer uygulandı.



Şekil 3.18. Er: YAG Lazer Ünitesi

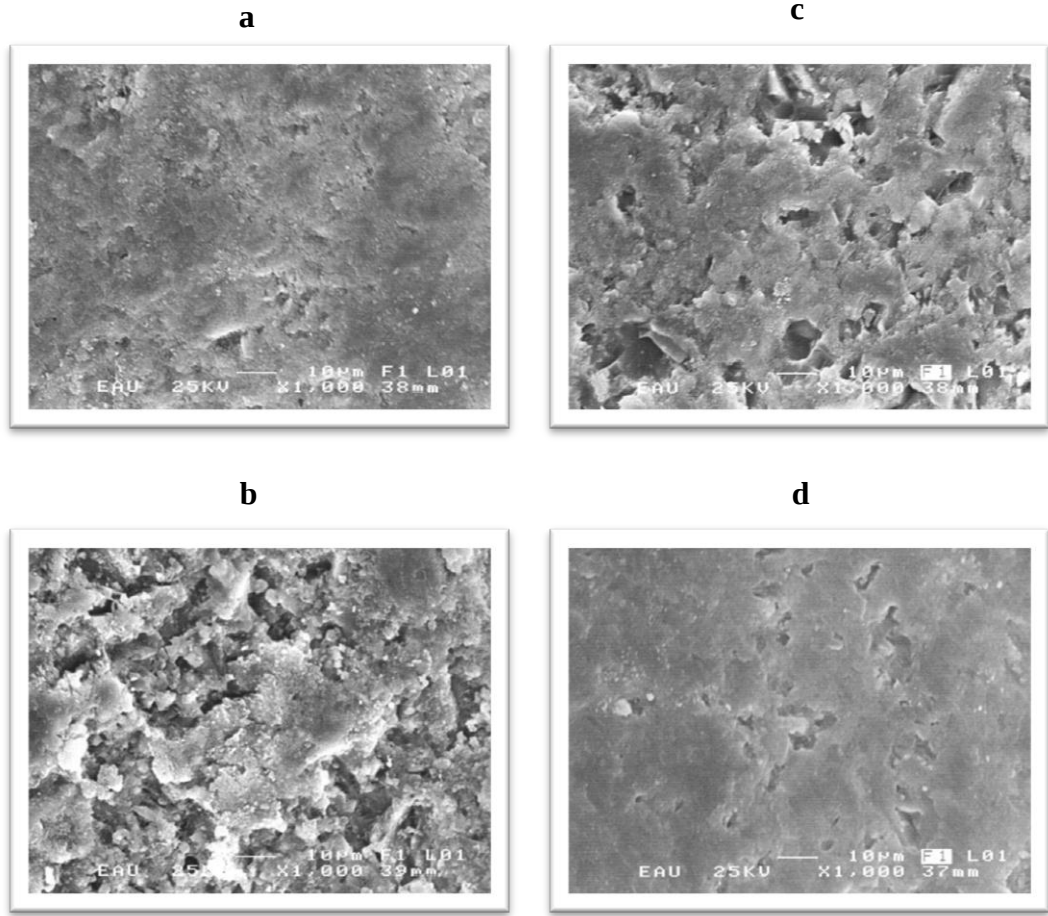
Er:YAG lazer uygulamasının ardından zirkonya örneklerin SEM görüntüleri Şekil 3.19.' da verilmiştir.



Şekil 3.19. a) 1 W çıkış gücünde Er:YAG lazer uygulanmış zirkonya yüzeyi b) 2 W çıkış gücünde Er:YAG lazer uygulanmış zirkonya yüzeyi c) 3 W çıkış gücünde Er:YAG lazer uygulanmış zirkonya yüzeyi d) 4 W çıkış gücünde Er:YAG lazer uygulanmış zirkonya yüzeyi

SEM analizleri sonrasında zirkonya örnekler üzerinde 1 W ve 2 W güçte yapılan Er:YAG lazer uygulamasının yeterli pürüzlendirme sağlamadığı, 4 W güçte yapılan lazer uygulamasının ise yüzeyde makro çatlaklara neden olduğu gözlemlendi. 3 W güçte lazer uygulamasının yeterli pürüzlendirme sağladığı belirlendi.

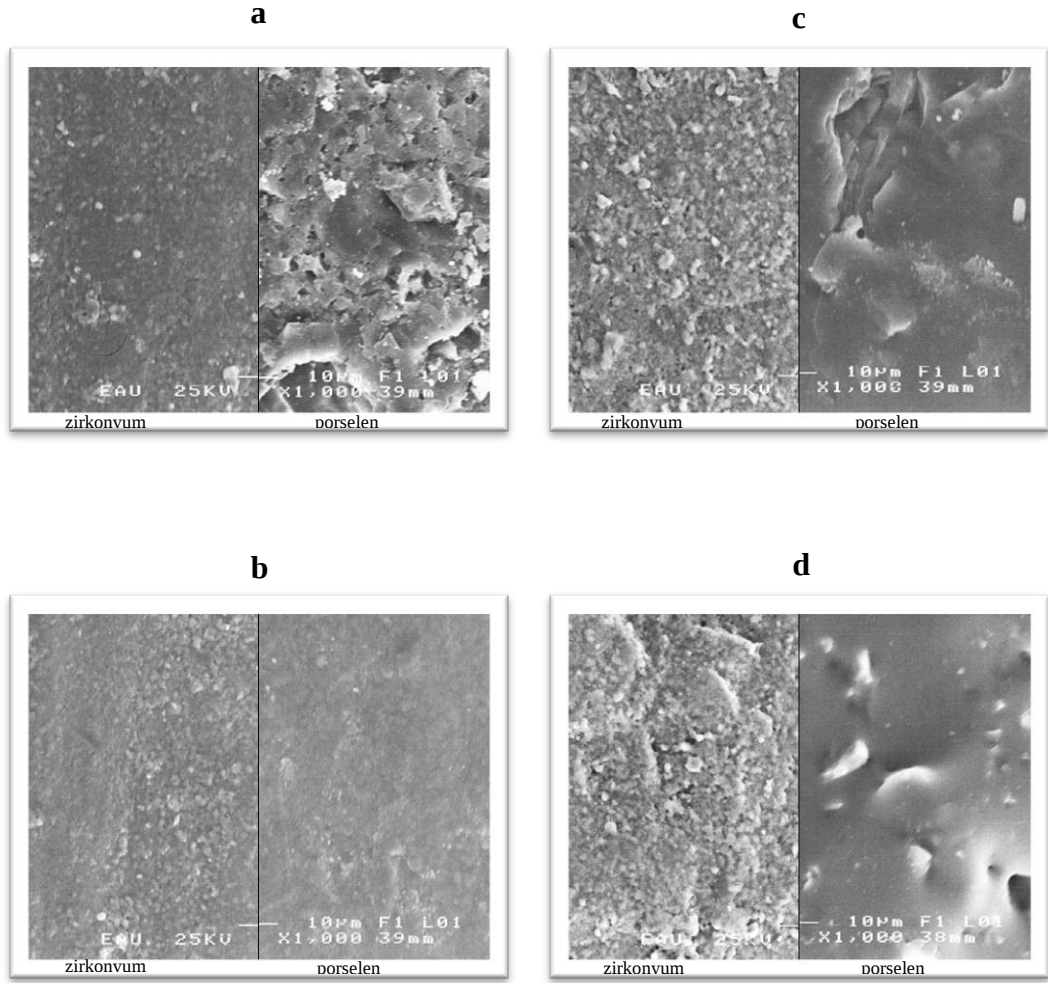
Er:YAG lazer uygulamasının ardından porselen örneklerin SEM görüntüleri Şekil 3.20. 'de verilmiştir.



Şekil 3.20. a) 1 W çıkış gücünde Er:YAG lazer uygulanmış porselen yüzeyi b) 2 W çıkış gücünde Er:YAG lazer uygulanmış porselen yüzeyi c) 3 W çıkış gücünde Er:YAG lazer uygulanmış porselen yüzeyi d) 4 W çıkış gücünde Er:YAG lazer uygulanmış porselen yüzeyi

SEM analizleri sonrasında porselen örnekler üzerinde 2 W ve 3 W güçte yapılan Er:YAG lazer uygulamasının porselen yüzeyinde erimeye neden olduğu, 4 W güçte yapılan lazer uygulamasının ise yüzeyde erime sonrası pürüzsüz bir yüzey oluşturduğu gözlemlendi. 1 W güçte lazer uygulamasının yeterli pürüzlendirme sağladığı belirlendi.

Er:YAG lazer uygulamasının ardından zirkonya-porselen örneklerin SEM görüntüleri Şekil 3.21. 'de verilmiştir.



Şekil 3.21. a) 1 W çıkış gücünde Er:YAG lazer uygulanmış zirkonya-porselen yüzeyi b) 2 W çıkış gücünde Er:YAG lazer uygulanmış zirkonya-porselen yüzeyi c) 3 W çıkış gücünde Er:YAG lazer uygulanmış zirkonya-porselen yüzeyi d) 4 W çıkış gücünde Er:YAG lazer uygulanmış zirkonya-porselen yüzeyi

SEM analizleri sonrasında zirkonya-porselen örnekler üzerinde 2 W, 3 W ve 4W güçte yapılan Er:YAG lazer uygulamasının porselen olan yüzeyinde erimeye neden olduğu, 1 W güçte lazer uygulamasının ise yeterli pürüzlendirme sağladığı gözlemlendi. Zirkonya örneklerde 3W güçte lazer uygulaması tercih edilmektedir. Ancak bu değer porselen yüzeylerinde erimeye neden olmasından dolayı porselen için erimeye neden

olmayan 1W güç değerinin, zirkonya-porselen olan örneklerde yeterli pürüzlendirme sağlayacağı belirlendi.

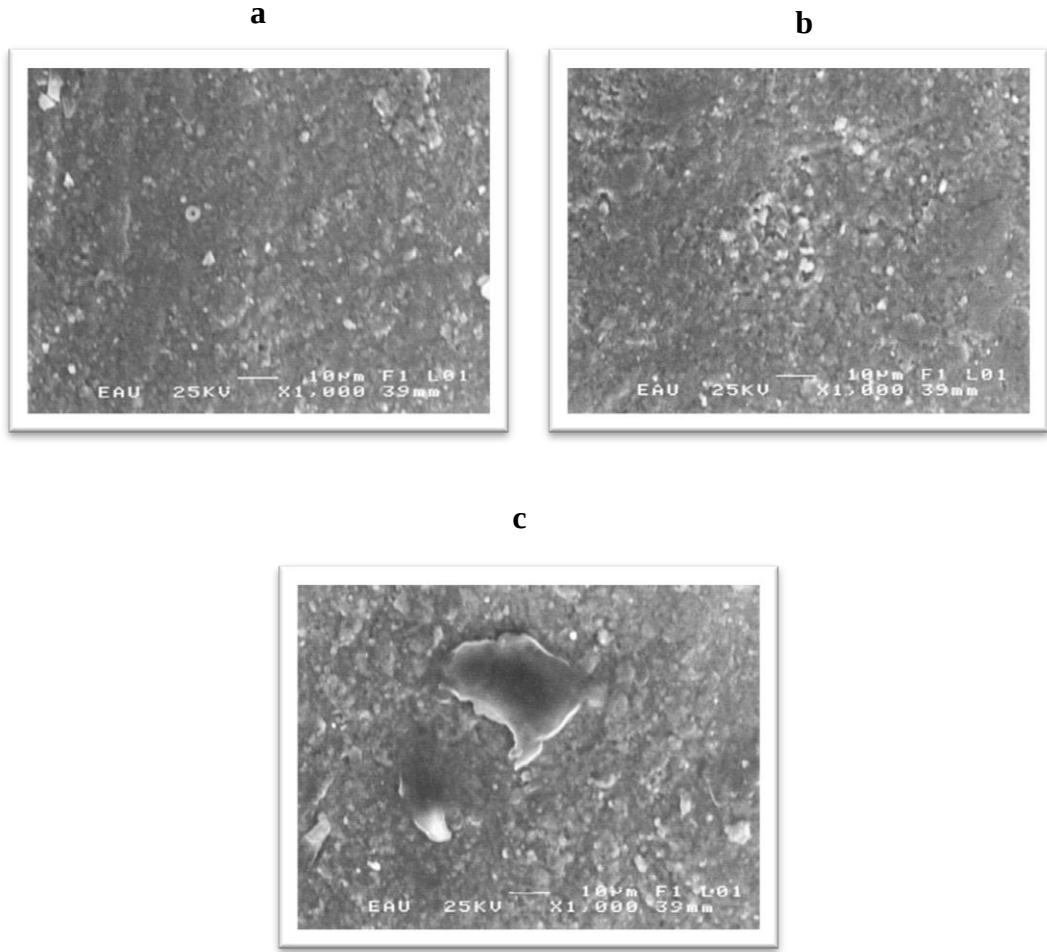
C. Nd-YAG Lazer Uygulaması

Pilot çalışma kapsamında herbirinden 3 adet olmak üzere zirkonya, zirkonya-porselen ve porselen örnekler hazırlandı. Örnekler üzerine (Smartfile, DEKA, Florence, Italy) Seri No:FA9A41041AQ Nd-YAG lazer ünitesinde (Şekil 3.22.), 1064 nm dalga boyunda, kanal sterilizasyon modunda, su soğutmalı olarak lazer uygulandı.



Şekil 3.22. Nd:YAG lazer ünitesi

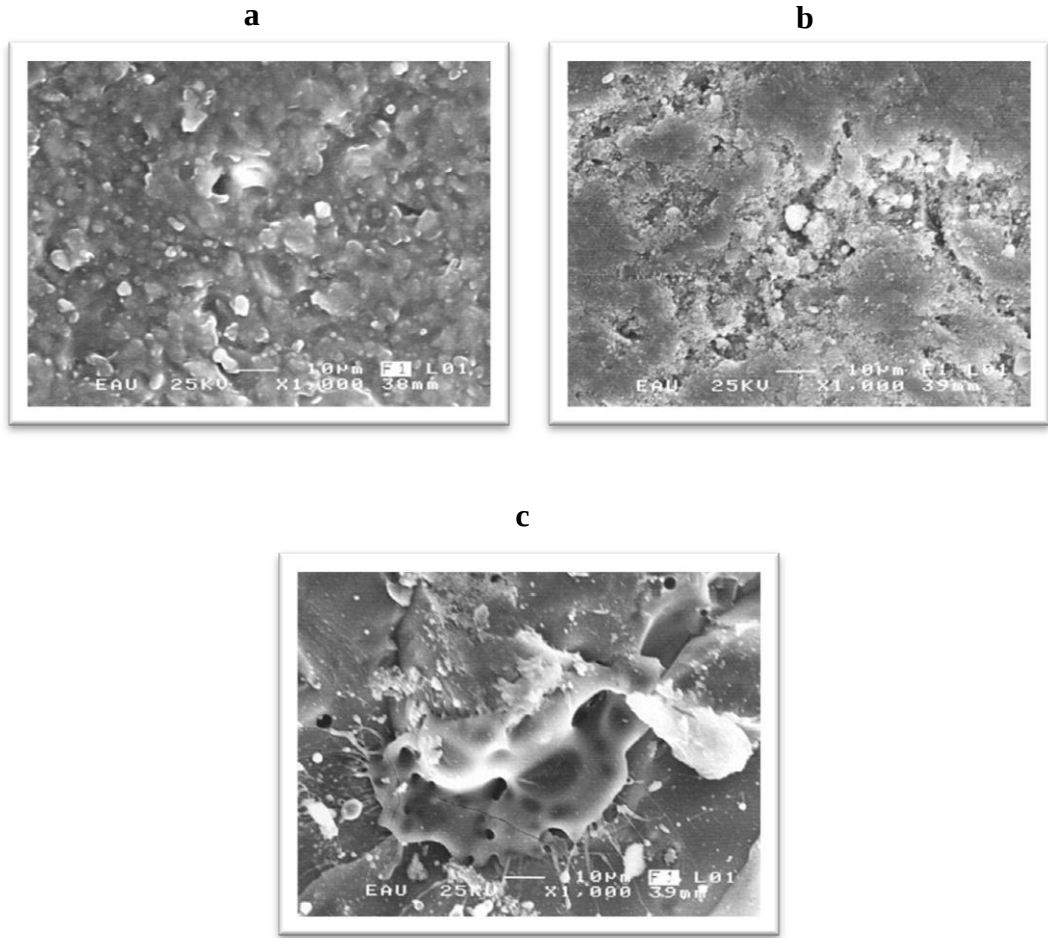
Nd:YAG lazer uygulamasının ardından zirkonya örneklerin SEM görüntüleri Şekil 3.23.' de verilmiştir.



Şekil 3.23. a) 1 W çıkış gücünde Nd:YAG lazer uygulanmış zirkonya yüzeyi b) 2 W çıkış gücünde Nd:YAG lazer uygulanmış zirkonya yüzeyi c) 3 W çıkış gücünde Nd:YAG lazer uygulanmış zirkonya yüzeyi

SEM analizleri sonrasında zirkonya örnekler üzerinde 1 W güçte yapılan lazer uygulamasının yeterli pürüzlendirme sağlamadığı, 3 W güçte yapılan lazer uygulamasının ise yüzeyde erimelere neden olduğu gözlemlendi. 2 W güçte lazer uygulamasının yeterli pürüzlendirme sağladığı belirlendi.

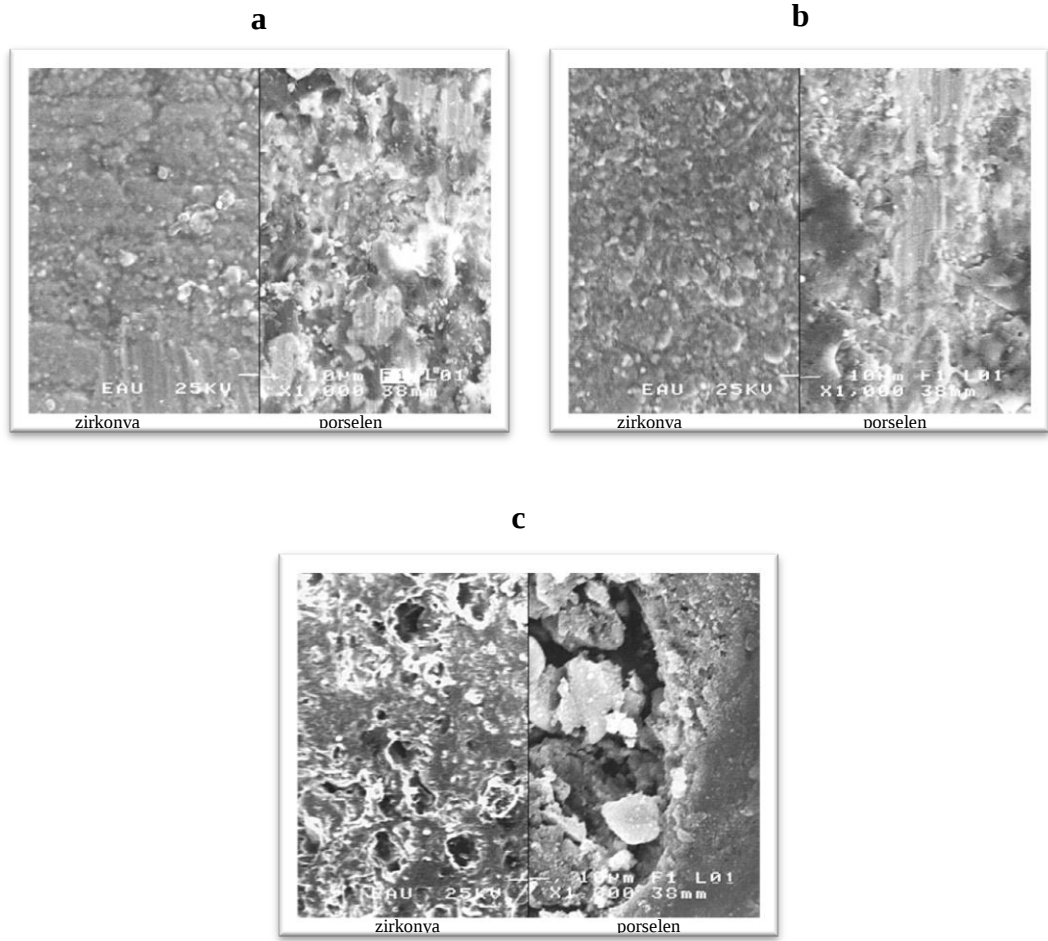
Nd:YAG lazer uygulamasının ardından porselen örneklerin SEM görüntüleri Şekil 3.24.' de verilmiştir.



Şekil 3.24. a) 1 W çıkış gücünde Nd:YAG lazer uygulanmış porselen yüzeyi b) 2 W çıkış gücünde Nd:YAG lazer uygulanmış porselen yüzeyi c) 3 W çıkış gücünde Nd:YAG lazer uygulanmış porselen yüzeyi

SEM analizleri sonrasında porselen örnekler üzerinde 3 W güçte yapılan lazer uygulamasının porselen yüzeyinde erimeye neden olduğu gözlemlendi. 2 W güçte lazer uygulamasının mikro çatlaklara neden olduğu 1 W güçte lazer uygulamasının ise yeterli pürüzlendirme sağladığı belirlendi.

Nd:YAG lazer uygulamasının ardından zirkonya-porselen örneklerin SEM görüntüleri Şekil 3.25.' de verilmiştir.



Şekil 3.25.a) 1 W çıkış gücünde Nd:YAG lazer uygulanmış zirkonya-porselen yüzeyi b) 2 W çıkış gücünde Nd:YAG lazer uygulanmış zirkonya-porselen yüzeyi c) 3 W çıkış gücünde Nd:YAG lazer uygulanmış zirkonya-porselen yüzeyi

SEM analizleri sonrasında zirkonya-porselen örnekler üzerinde 2 W ve 3 W güçte yapılan Nd:YAG lazer uygulamasının porselen olan yüzeyde erimeye neden olduğu, 1 W güçte lazer uygulamasının yeterli pürüzlendirme sağladığı gözlemlendi. Zirkonya örneklerde 2W güçte lazer uygulaması tercih edilmektedir. Ancak bu değer porselen yüzeylerinde erimeye neden olmasından dolayı porselen için erimeye neden olmayan 1W güç değerinin, zirkonya-porselen olan örneklerde yeterli pürüzlendirme sağladığı belirlendi.

Pilot çalışma neticesinde SEM görüntü analizleri ile belirlenen lazer parametreleri Tablo 3.3.' de verilmiştir. 18 adet zirkonya, porselen ve zirkonya-porselen örnek üzerine belirlenen parametrelerde lazer uygulaması yapıldı.

Tablo 3.3. Pilot çalışma sonucu belirlenen etkili lazer parametreleri

Lazer Tipi	Örnekler	Güç(W) /Enerji (mJ)	Frekans (Hz)	Enerji yoğunluğu (J/cm ²)
Nd:YAG	Zirkonya	2 W/ 100 mJ	20	0,26
	Porselen	1 W/ 50 mJ	20	0,13
	Zirkonya- Porselen	1 W/ 50 mJ	20	0,13
Er:YAG	Zirkonya	3 W/ 300 mJ	10	0,78
	Porselen	1 W/ 100 mJ	10	0,26
	Zirkonya- Porselen	1 W/ 100 mJ	10	0,26
CO ₂	Zirkonya	2.5 W	-	
	Porselen	2 W	-	
	Zirkonya- Porselen	2 W	-	

3.6. Kompozit Örneklerin Hazırlanması

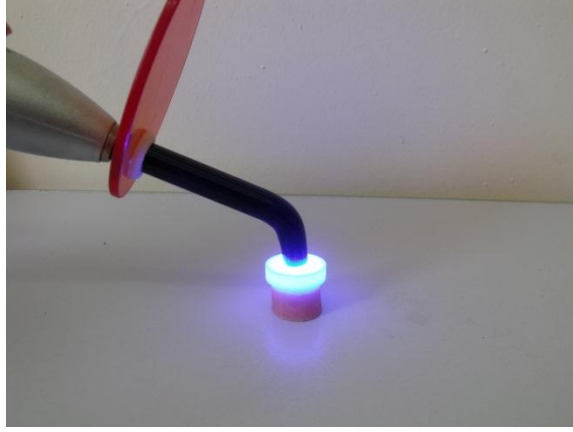
Yüzey işlemlerinin tamamlanmasından sonra, örnek yüzeyleri üzerine Clearfil Repair kit ve Clearfil AP-X kompozit kullanılarak kompozit silindirler hazırlandı. İlk olarak silanizasyon için örnek yüzeylerine, Clearfil SE Bond Primer ve Clearfil Porcelain Bond Activator üretici firmanın doğrultusunda eşit miktarda karıştırılarak uygulandı, 10 sn bekletildi ve hava spreyiyle 5 sn kurutuldu. Silan uygulanan yüzeylere üretici firmanın doğrultusunda Clearfil SE BOND Bond, uygulandı. Hava spreyi kullanılarak ince bir film tabakası oluşturuldu ve ardından 10 sn ışık cihazıyla [3 M

ESPE, Elipar™ FreeLight 2 LED Curing Light ,Seefeld,Germany] polimerize edildi (Şekil 3.26. ve Şekil 3.27.).

5 mm çapında ve 5 mm yüksekliğinde hazırlanmış olan teflon kalıp, örnekler üzerine yerleştirilerek, içerisine Clearfil AP-X hibrit kompozit iki tabaka halinde ağız spatülü yardımıyla yerleştirildi. Her tabaka 20 sn ışınlanarak toplam 40 sn ışıkla polimerize edildi (Şekil 3.28.).



Şekil 3.26. 3M ESPE ışık cihazı



Şekil 3.27. Kompozit örneklerin polimerizasyonu

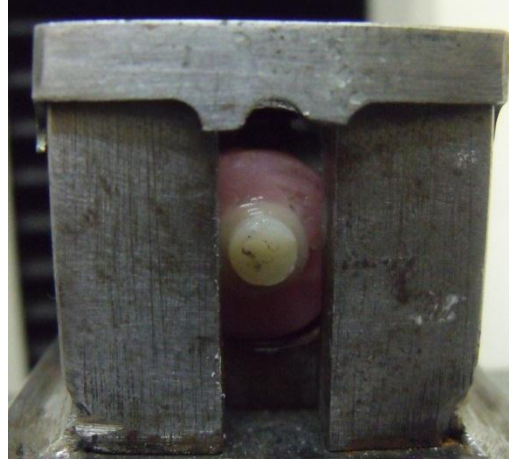


Şekil 3.28. Kompozit bağlanan akrilik örnek

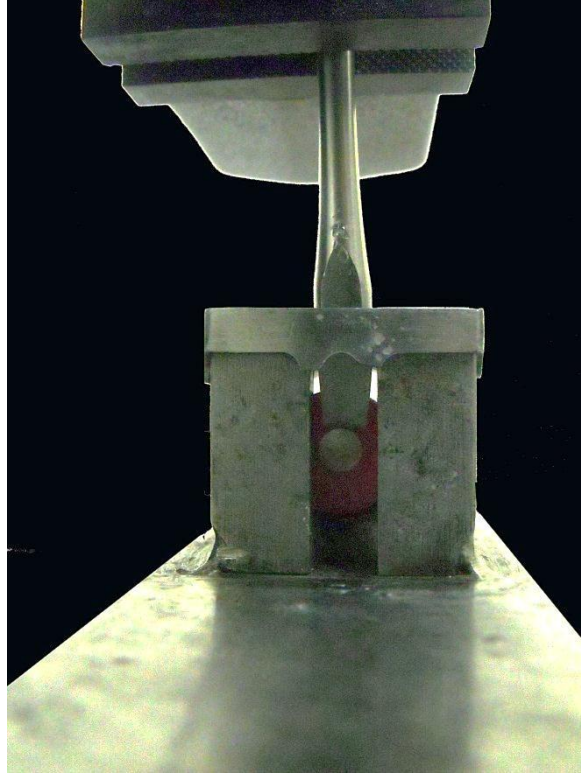
Teflon kalıp içerisinde spatül yardımıyla kompozit çıkarıldı ve 20 sn ilave polimerizasyon yapıldı. Örnekler 37°C'de etüvde, distile su içerisinde, 48 saat bekletildi. Ardından test işlemine geçildi.

3.7. Bağlanma Dayanımının Ölçölmesi

Bağlanma dayanımının ölçölmesi işlemi, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Faköltesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında bulunan universal test cihazı (Instron, Model 2710-003, Instron Corp.USA) kullanılarak yapıldı. Örnekler ölçüm öncesinde özel hazırlanan akril bloklarda sabitlendi ve bu akril blok yardımıyla test cihazının bir ucuna yerleştirildi (Şekil 3.29.). Test cihazının diğer ucuna da bıçak sırtı (knife-edge) şeklinde sonlanan bir uç yerleştirildi. Başlık hızı dakikada 0.5 mm olacak şekilde kompozit bağlanma yüzeyine kesme kuvveti uygulandı (Şekil 3.30.). Ayrılmanın gerçekleştiği noktadaki kuvvet değeri megapascal (MPa) cinsinden kaydedildi.



Şekil 3.29. Akrilik örneğin test cihazına yerleştirilmesi



Şekil 3.30. Kompozit zirkonya ara yüzüne makaslama testi (shear) uygulaması

3.8. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

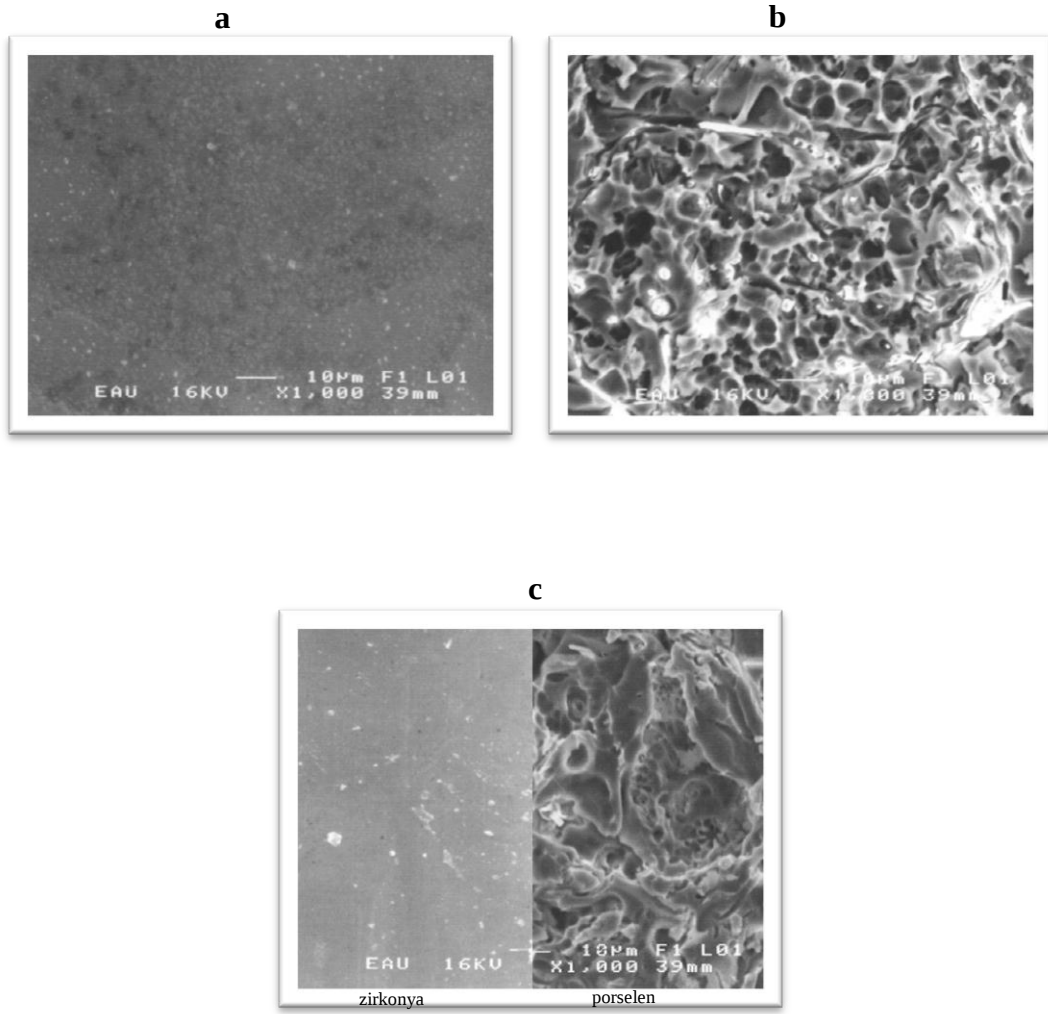
Tüm deney grupları için kompozit bağlantı dirençleri ortalama ve standart sapma değerleri SPSS programı (SPSS 18 for Windows) kullanılarak değerlendirildi.

Her bir grup örneğin, farklı yüzey işlemleri sonrasında kompozit bağlantı dirençlerinin karşılaştırılması amacıyla tek yönlü varyans analizi (ANOVA), çoklu karşılaştırmalar için Tukey (0.05) testi kullanıldı.

4. BULGULAR

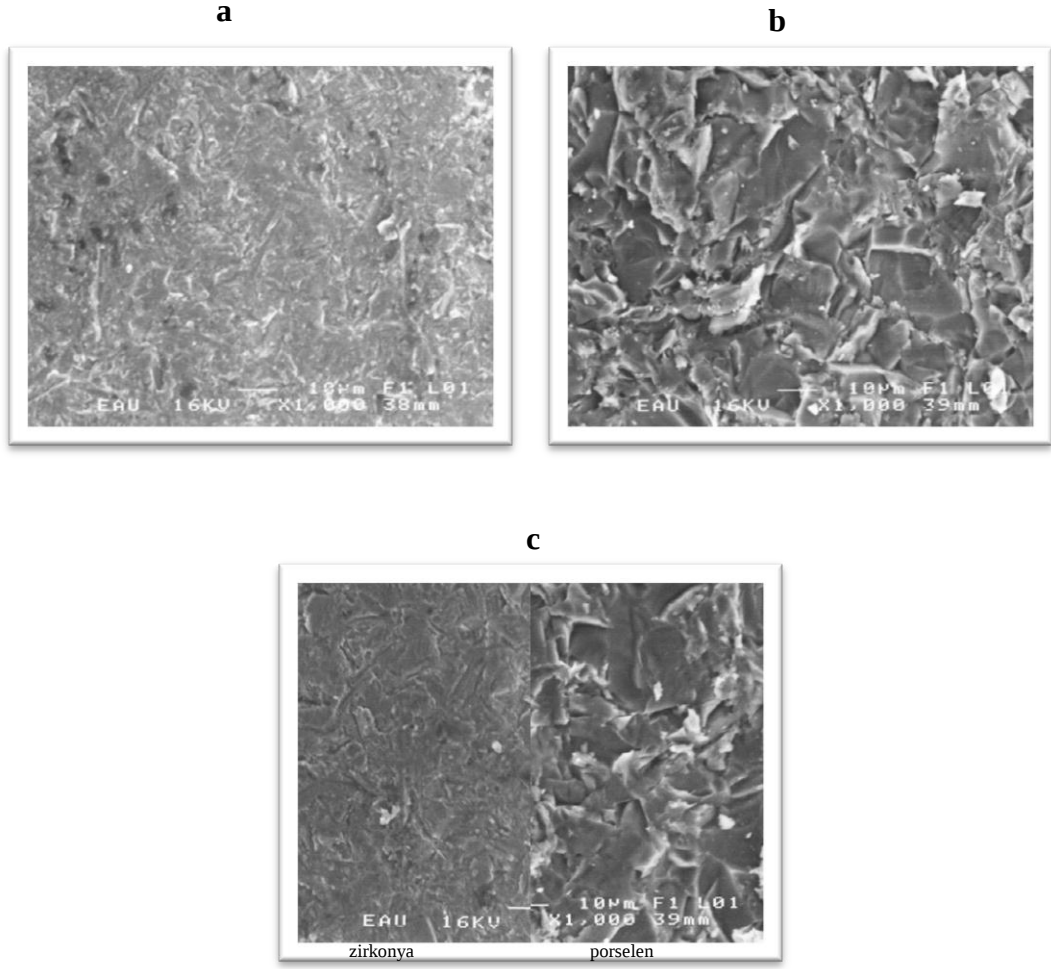
4.1. Örneklerin SEM görüntüleri

Araştırma kapsamında örnek yüzeylerine uygulanacak olan lazer parametreleri pilot çalışma aracılığıyla SEM görüntüleri esas alınarak belirlendi. HF asit uygulanan üç farklı örneğin SEM görüntüleri Şekil.4.1.' de, alüminyum oksit tozu ile kumlama işlemi uygulanan örneklerin SEM görüntüleri Şekil 4.2.' de, Co-jet cihazı ile silika kaplı partiküllerle kumlama uygulanan örneklerin SEM görüntüleri Şekil 4.3.' de, CO₂ lazer uygulanan örneklerin SEM görüntüleri Şekil 4.4.'de, Er:YAG lazer uygulanan örneklerin SEM görüntüleri Şekil 4.5.'de ve Nd:YAG lazer uygulanan örneklerin SEM görüntüleri Şekil 4.6.'da gösterilmiştir.



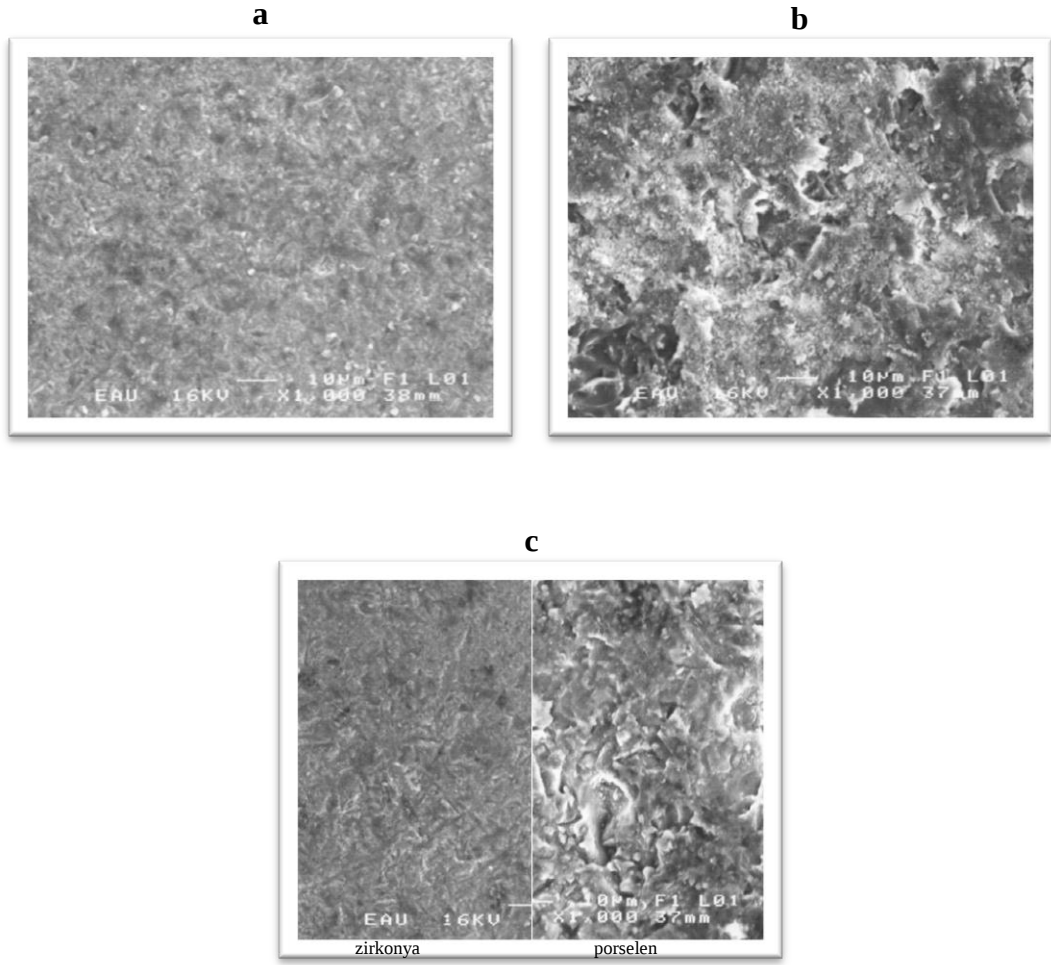
Şekil 4.1. a) HF asit uygulanmış zirkonya yüzeyi b) HF asit uygulanmış porselen yüzeyi c) HF asit uygulanmış zirkonya-porselen yüzeyi

SEM görüntü analizleri sonrasında HF asit uygulanan zirkonya yüzeylerinde yeterli pürüzlendirme gözlenirken, porselen yüzeylerinde cam kristallerinin çözünmesine bağlı olarak belirgin andırkatlar tespit edildi. Zirkonya-porselen yüzeylerinde de HF asit uygulamasına bağlı benzer pürüzlendirmeler gözlemlendi.



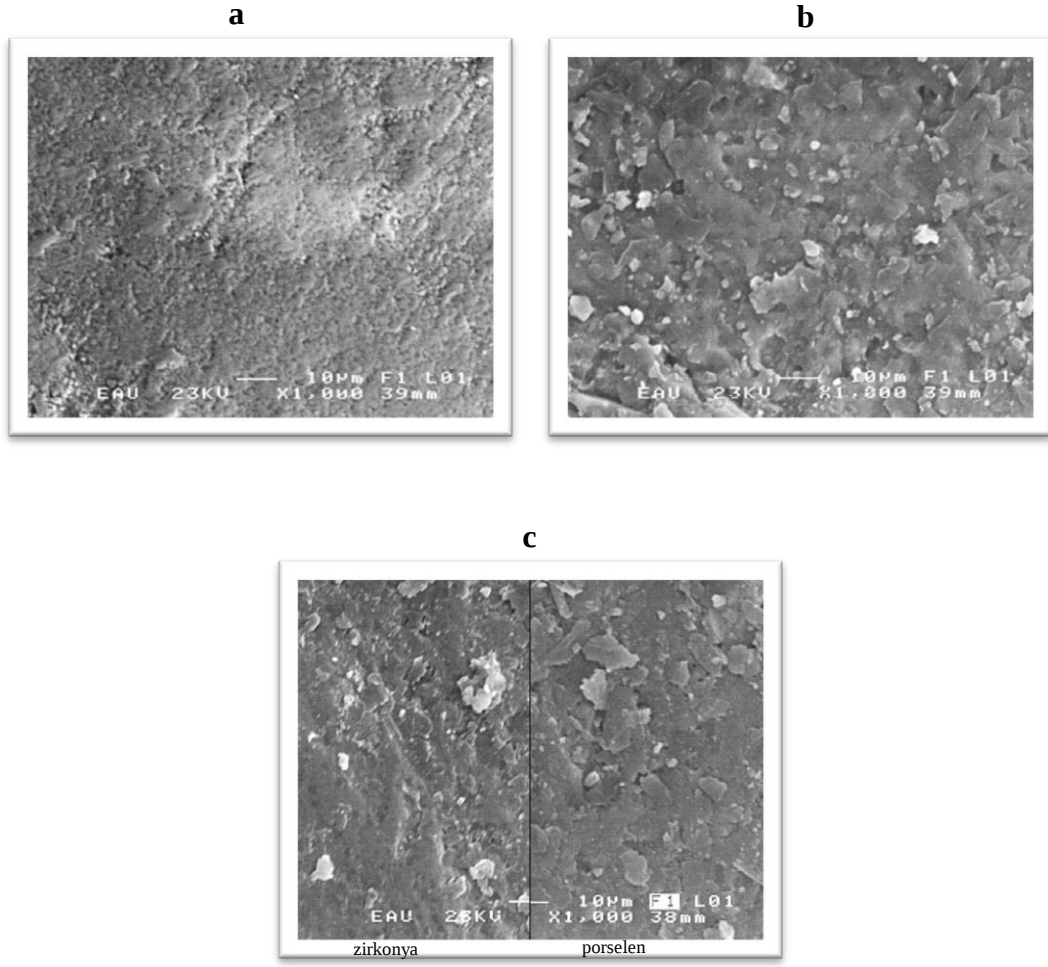
Şekil 4.2. a) Kumlama uygulanmış zirkonya yüzeyi b) Kumlama uygulanmış porselen yüzeyi c)Kumlama uygulanmış zirkonya-porselen yüzeyi

SEM görüntü analizleri sonrasında kumlama uygulanan her üç örnekte de belirgin olarak pürüzlenmiş yüzey tespit edildi.



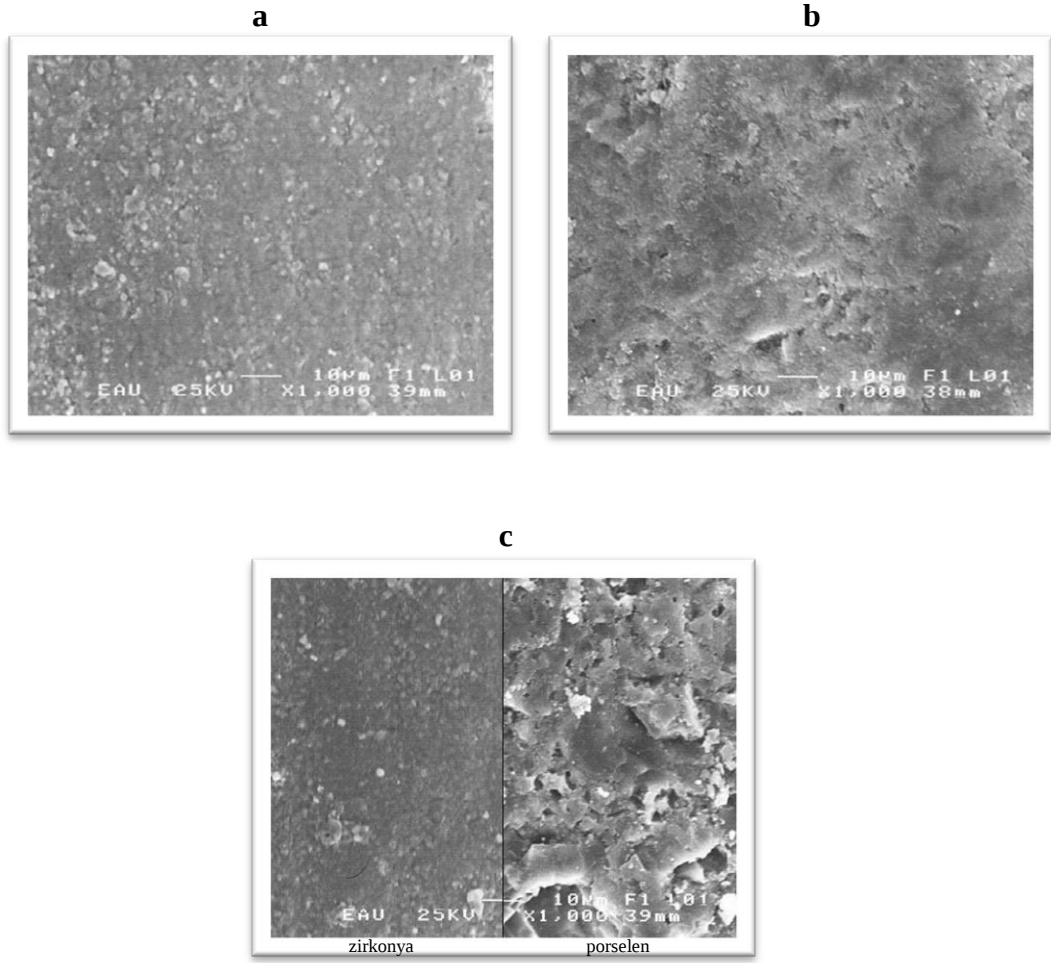
Şekil 4.3. a) Co-jet uygulanmış zirkonya yüzeyi b) Co-jet uygulanmış porselen yüzeyi c) Co-jet uygulanmış zirkonya-porselen yüzeyi

SEM görüntü analizleri sonrasında hem zirkonya yüzeyinde hem de porselen yüzeylerde mikromekanik retansiyon sağlayan sığ çukurlara rastlandı. Zirkonya porselen örnek yüzeylerinde de belirgin pürüzlendirme gözlemlendi.



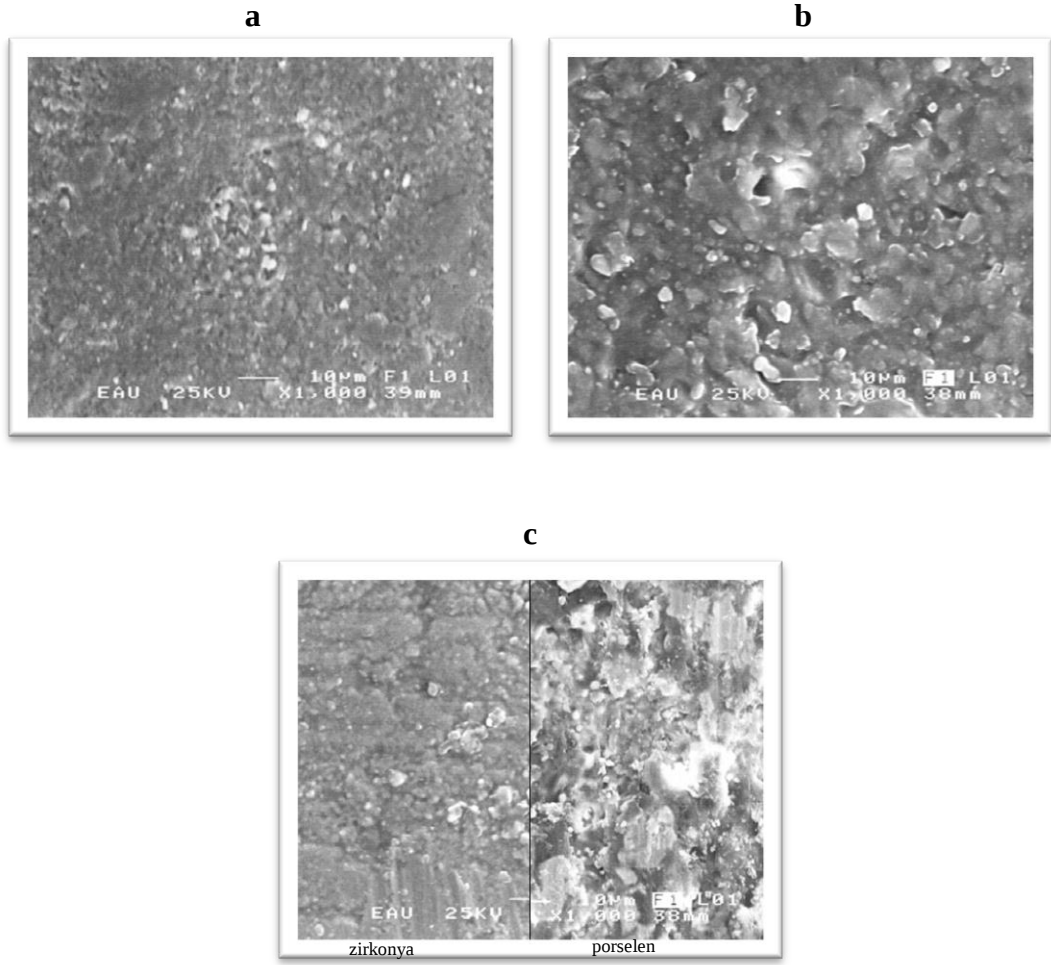
Şekil 4.4. a) CO₂ lazer uygulanmış zirkonya yüzeyi b) CO₂ lazer uygulanmış porselen yüzeyi c) CO₂ lazer uygulanmış zirkonya-porselen yüzeyi

SEM görüntü analizleri sonrasında CO₂ lazer uygulanan zirkonya yüzeyinde 2.5 W, porselen yüzeyinde 2 W ve zirkonya porselen yüzeyinde ise 2 W çıkış gücünün yeterli pürüzlendirme sağladığı gözlemlendi.



Şekil 4.5. a) Er:YAG lazer uygulanmış zirkonya yüzeyi b) Er:YAG lazer uygulanmış porselen yüzeyi c) Er:YAG lazer uygulanmış zirkonya-porselen yüzeyi

SEM görüntü analizleri sonrasında Er:YAG lazer uygulanan zirkonya yüzeyinde 3 W, porselen yüzeyinde 1 W ve zirkonya porselen yüzeyinde ise 1 W çıkış gücünün yeterli pürüzlendirme sağladığı gözlemlendi.



Şekil 4.6. a) Nd:YAG lazer uygulanmış zirkonya yüzeyi b) Nd:YAG lazer uygulanmış porselen yüzeyi c) Nd:YAG lazer uygulanmış zirkonya-porselen yüzeyi

SEM görüntü analizleri sonrasında Nd:YAG lazer uygulanan zirkonya yüzeyinde 2W, porselen yüzeyinde 1 W ve zirkonya porselen yüzeyinde ise 1 W çıkış gücünün yeterli pürüzlendirme sağladığı gözlemlendi.

4.2. Bağlantı Direncinin Değerlendirilmesi

Makaslama testi sonuçlarına ait minimum, maksimum, ortalama, standart sapma değerleri ve Tukey testi sonuçları Tablo 4.1.' de verilmiştir.

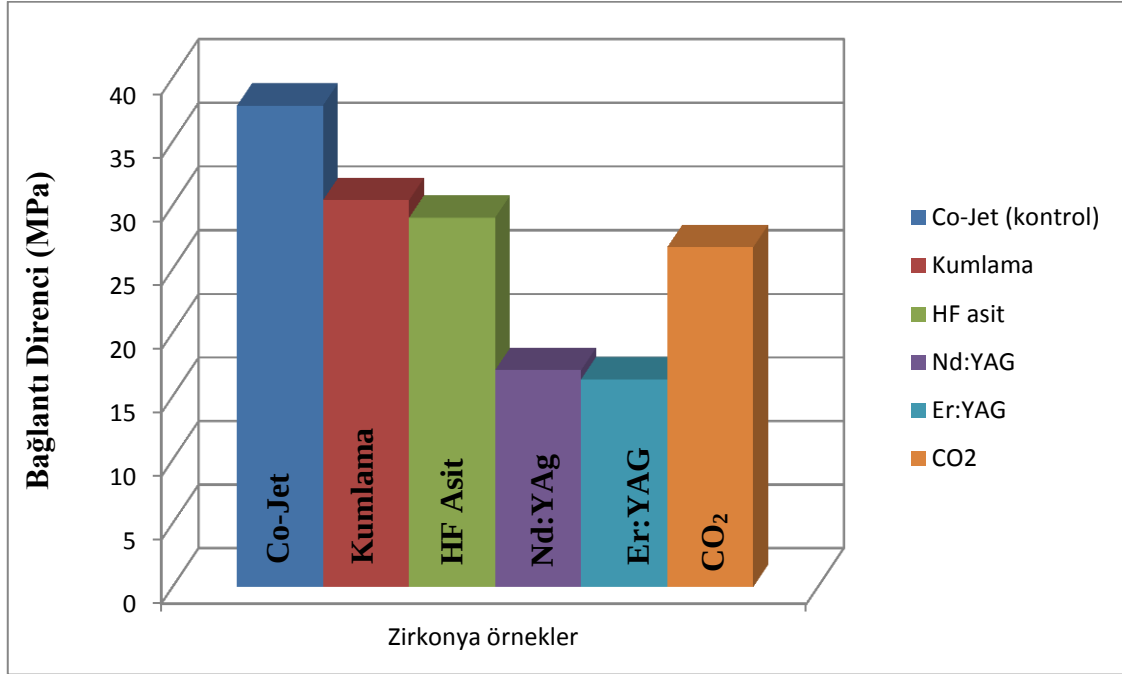
Tablo 4.1. Grupların kırılma dirençlerine ait minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (n:8) (MPa)

Örnekler	Yüzey İşlemleri	Minimum Değer (MPa)	Maksimum Değer (MPa)	Ortalama*	Standart sapma
Zirkonya Örnekler	Co-Jet	21.68	49.64	37.84 ^c	8.85
	Kumlama	17.87	37.57	30.41 ^{bc}	6.19
	HF asit	17.09	44.63	29.04 ^{bc}	8.22
	Nd:YAG	11.13	27.18	17.07 ^a	5.91
	Er:YAG	7.60	24.04	16.36 ^a	5.64
	CO ₂	14.84	36.75	26.72 ^{ab}	7.90
Porselen Örnekler	Co-Jet	29.11	36.85	31.95 ^c	2.48
	Kumlama	19.97	38.68	29.71 ^{bc}	7.86
	HF asit	18.39	40.88	29.80 ^{bc}	8.79
	Nd:YAG	13.89	26.26	20.63 ^a	3.92
	Er:YAG	15.11	28.24	20.05 ^a	4.60
	CO ₂	13.88	28.02	21.28 ^{ab}	5.05
Zirkonya-Porselen Örnekler	Co-Jet	18.08	47.65	36.77 ^b	9.44
	Kumlama	17.72	41.93	28.69 ^{ab}	7.75
	HF asit	18.08	41.91	26.52 ^{ab}	7.83
	Nd:YAG	13.96	35.46	25.56 ^a	6.28
	Er:YAG	14.93	35.29	24.74 ^a	8.34
	CO ₂	19.09	28.61	23.45 ^a	3.48

* Farklı harflerle gösterilen değerler istatistiksel olarak birbirinden farklıdır. (p<0.05)

(Tukey Post-Hoc test)

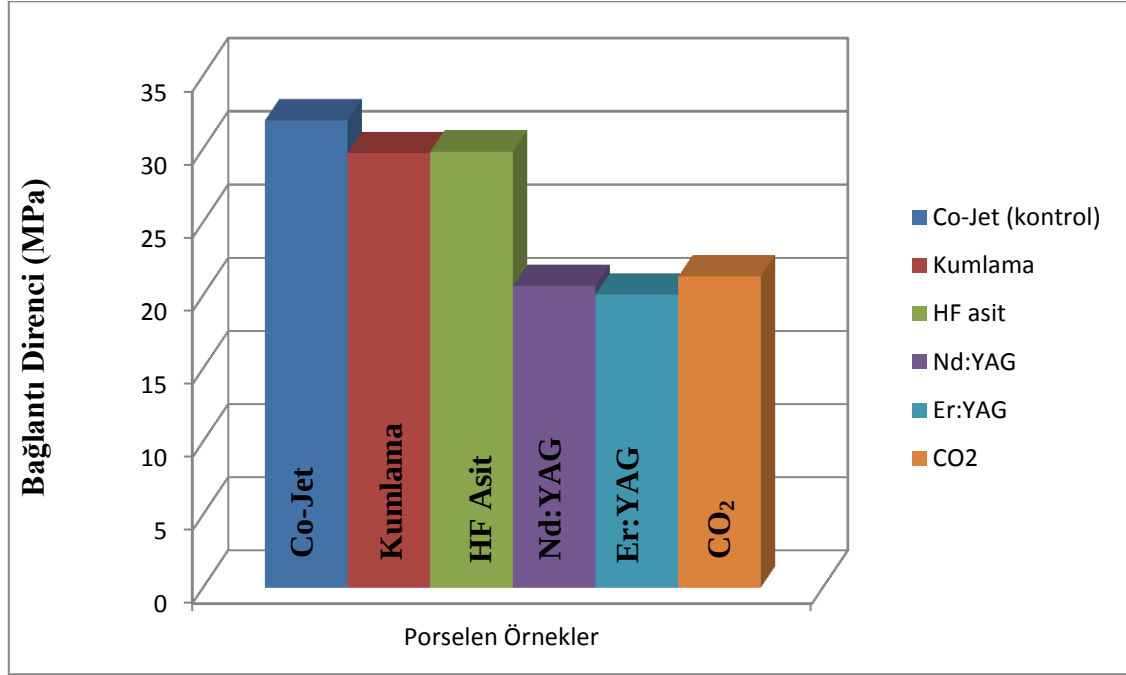
Zirkonya, porselen ve zirkonya-porselen örneklerin bağlantı dirençlerinin dağılımı Şekil 4.7., Şekil 4.8. ve Şekil 4.9' da verilmiştir.



Şekil 4.7. Farklı yüzey işlemlerine göre zirkonya örneklerin ortalama bağlantı direncinin karşılaştırılması

Zirkonya örnekler için en yüksek bağlantı direnci, (37.84 ± 8.85 MPa) Co-Jet kontrol grubunda elde edilirken, en düşük bağlantı direnci ise (16.36 ± 5.64 MPa) Er:YAG lazer grubunda tespit edilmiştir. Zirkonya örnekler için, Co-Jet uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerleri, kumlama (30.41 ± 6.19 MPa) ve HF asit (29.04 ± 8.22 MPa) uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerlerinden yüksektir ancak aralarında istatistiksel olarak fark bulunamamıştır ($p > 0.05$). Co-Jet uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerleri, Nd:YAG (17.07 ± 5.91 MPa) ($p < 0.01$), Er:YAG (16.36 ± 5.64 MPa) ($p < 0.01$) ve CO₂ lazerin (26.72 ± 7.90 MPa) ($p < 0.05$) uygulandığı örneklerin bağlantı direnci değerlerinden yüksek ve istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. CO₂ lazer uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerleri, Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulanan örneklerin bağlantı

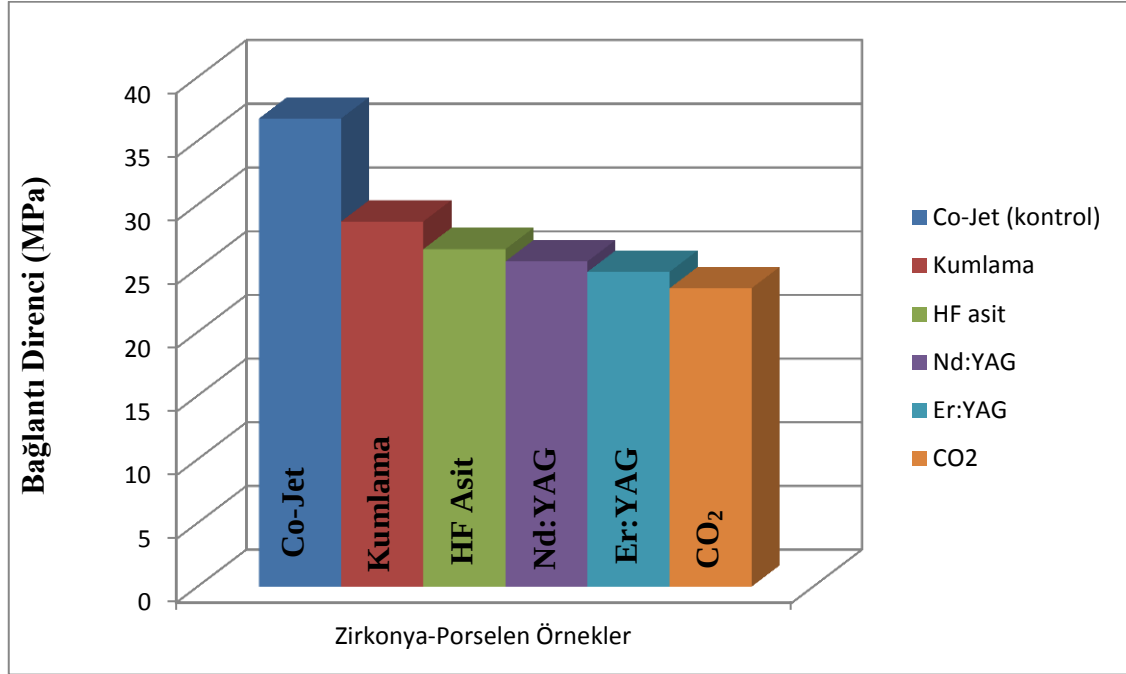
direnci değerlerinden daha fazla olarak tespit edilmiştir. Ancak istatistiksel olarak bu fark önemli değildir ($p>0.05$). Kumlama, HF asit ve CO₂ lazer uygulanan örneklerin bağlantı dirençleri arasında istatistiksel olarak farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).



Şekil 4.8. Farklı yüzey işlemlerine göre porselen örneklerin ortalama bağlantı direncinin karşılaştırılması

Porselen örnekler için en yüksek bağlantı direnci, Co-Jet kontrol (31.95 ± 2.48 MPa) grubunda elde edilirken, en düşük bağlantı direnci Er:YAG lazer (20.05 ± 4.60 MPa) grubunda tespit edilmiştir. Porselen örnekler için, Co-Jet uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerleri, kumlama (29.71 ± 7.86 MPa) ve HF asit (29.80 ± 8.79 MPa) uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerlerinden yüksektir ancak aralarında istatistiksel olarak fark bulunamamıştır ($p>0.05$). Co-Jet uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerleri, Nd:YAG (20.63 ± 3.92 MPa), Er:YAG (20.05 ± 4.60) ve CO₂ lazerin (21.28 ± 5.05 MPa) uygulandığı örneklerin bağlantı direnci değerlerinden yüksektir ve istatistiksel olarak

önemli derecede farklılık vardır ($p<0.01$). Kumlama ve HF asit uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerleri arasında ise istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ($p>0.05$).



Şekil 4.9. Farklı yüzey işlemlerine göre zirkonya-porselen örneklerin ortalama bağlantı direncinin karşılaştırılması

Zirkonya-porselen örnekler için en yüksek bağlantı direnci, Co-Jet kontrol (36.77 ± 9.44 MPa) grubunda elde edilirken, en düşük bağlantı direnci (23.45 ± 3.48 MPa) CO₂ lazer grubunda tespit edilmiştir. Co-Jet uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerleri, kumlama (28.69 ± 7.77 MPa) ve HF asit (26.52 ± 7.83 MPa) uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerlerinden yüksektir ancak istatistiksel olarak bu fark önemli değildir. ($p>0.05$) Co-Jet uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerleri, Nd:YAG (25.56 ± 6.28 MPa), Er:YAG (24.74 ± 8.34 MPa) ve CO₂ lazerin (23.45 ± 3.48 MPa) uygulandığı örneklerin bağlantı direnci değerlerinden istatistiksel olarak önemli derecede farklıdır ($p<0.05$). Kumlama ve HF asit uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerleri arasında ise istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

CO₂, Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerleri arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur ($p>0.05$).

Bağlantı direncine ait bulgularımızı kopma bölgesinin görsel incelenmesi ile değerlendirecek olursak, Tablo 4.2.' deki sonuçlar ortaya çıkmaktadır.

Tablo 4.2. Makaslama testleri sonrasında başarısızlık tiplerinin dağılımı

Yüzey İşlemleri	Materyaller	Adeziv tip kırık	Koheziv tip kırık	Karışık tip kırık	Kırık tipi Oranı
HF Asit	Zirkonyum	8	-	-	% 100 adeziv
	Porselen	-	8	-	% 100 koheziv
	Zirkonyum-porselen	7	1	-	% 90 adez % 10 koh
Kumlama	Zirkonyum	8	-	-	% 100 adeziv
	Porselen	1	7	-	% 10 adez % 90 koh
	Zirkonyum-porselen	3	-	5	% 37.5adez % 62.5 karışık
Co-jet ile kumlama	Zirkonyum	8	-	-	% 100 adeziv
	Porselen	1	7	-	% 10 adez % 90 koh
	Zirkonyum-porselen	3	-	5	% 37.5 adez % 62.5 karışık
CO ₂ lazer	Zirkonyum	8	-	-	% 100 adeziv
	Porselen	3	5	-	% 37.5 adez % 62.5koh
	Zirkonyum-porselen	6	-	2	% 75 adez % 25 karışık
Er:YAG lazer	Zirkonyum	8	-	-	% 100 adeziv
	Porselen	4	4	-	% 50 adez % 50 koh
	Zirkonyum-porselen	6	-	2	% 75 adez % 25 karışık
Nd:YAG lazer	Zirkonyum	8	-	-	% 100 adeziv
	Porselen	-	8	-	% 100 koheziv
	Zirkonyum-porselen	1	-	7	% 10 koh % 90 karışık

Bu çalışma sonucunda zirkonya örneklerde kırılmaların zirkonya yüzeyi ile kompozit rezin arasında meydana geldiği (adeziv tip) gözlenmiştir. Porselen ve zirkonya-porselen örneklerde ise porselen yüzeyinde meydana gelen ayrılmalardan dolayı koheziv tip ve karışık tip başarısızlıklar tespit edilmiştir.

5. TARTIŞMA

Günümüzde tam seramik sistemler, konvansiyonel metal destekli seramik sistemlerin yerini almaktadır. Tam seramik restorasyonlarda yüksek dirençli zirkonyum oksitin, alt yapı materyali olarak kullanımı son yıllarda oldukça artmıştır.^{59,188}

Yüksek dirençli seramik materyalleri klinikte sabit protetik restorasyonlarda, post ve implant ataşmanı olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Alüminyum oksit seramiklere göre daha dirençli olmaları ve posterior bölgelerde çok üyeli sabit protezlerin yapımına olanak tanımaları zirkonyum oksit alt yapının, tam seramik restorasyonlarda kullanımlarını her geçen gün arttırmaktadır.^{48,189} Klinik uygulamalarda en yaygın kullanılan yitrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit polikristalleridir (Y-TZP). Sinterleme sonrasında çok sert olan bu materyallerin yapımındaki güçlükleri aşmak için çoğunlukla sinterleme öncesi daha yumuşak ve işlenebilir haldeki bloklardan alt yapılar CAD/CAM teknolojisi kullanılarak hazırlanmaktadır.¹⁹⁰

Yitriumla stabilize edilmiş zirkonyum dioksit seramiği, 900-1200 MPa bükülme direnci, 2000 N' dan yüksek fraktür direnci ve 9-10 MPam^{0.5} fraktür sertliği gibi mekanik özelliklerinden dolayı tercih edilmektedir.¹⁹¹

Bu sistemlerde kullanılan seramikler, güçlendirilmiş seramikler olmasına rağmen, klinik raporlarda kırık ve ufalanmalarla sonuçlanan başarısızlıkları görülmektedir.⁹⁵ Zirkonyum oksit seramiklerin in-vitro çalışmalarda ortalama dayanıklılık gösterdiği ve fraktür kırıklarına karşı dirençli olduğu kanıtlanmıştır.^{48,192,193} Ancak çiğnemeye bağlı oluşan doğal dinamik stresler, kırık oluşumunu tetiklemektedir. İlave olarak ağız içi korozyon kuvvetleri de, mikro kırıkların oluşmasını arttırmakta ve porselen fraktürlerinin oluşmasına neden olmaktadır.¹⁹⁴

Porselen başarısızlığıyla ilgili yapılan çalışmalarda, vakaların 1-2 yıllık takibi sonrasında, veneer porselende belirli oranlarda çatlak ve küçük miktarlarda kırık tespit edildiği bildirilmiştir.^{71,83,195,196} Fonksiyon esnasında meydana gelen çatlak ve kırıkların zirkonya-porselen ara yüzeyinde meydana gelen gerilme stresiyle bağlantılı olduğu düşünülmektedir. Bu streslerin kaynağı, termal kontraksiyon ve ekspansiyon uyumsuzluğuyla birlikte, yüzey değişiklikleriyle de ilgilidir.⁵

Laboratuvarda yapılan kırılma testlerinde zirkonyum alt yapıli restorasyonların yüksek fraktür direncine sahip olduğu bilinmektedir. Bu testlerde, materyalin zarar gördüğü ilk değer belirlenmelidir. Bu noktanın üzerinde aşırı yükleme yapılması fraktürün meydana geldiğı yük değerinin yanıltıcı olmasına neden olacaktır. Bu tip büyük kuvvetler, normal çiğneme siklusünde meydana gelmemesine rağmen, intraoral olarak materyallerde başarısızlıklar meydana gelir.¹⁹⁷ Laboratuvar değerlerinin yüksek çıkmasının bir diğer sebebi, fraktür testlerinde örneklerin rijit metal güdükler üzerine yerleştiriliyor olmasıdır. Ancak ağız içerisinde diş ve dişi destekleyen periodontal dokular, dişin mobilite sınırlarında kuvvet emici bir eleman görevi yaparak yükün karşılanmasını sağlar. Rijit bir desteğe bağlanmış örneklerde oluşan stres, tutucu iki uç tarafından azaltılmakta ve restorasyonun fraktür direnci artmaktadır.¹⁹⁷

Birçok restorasyonda yapısal defektler ilk olarak konnektör üzerindeki veneer seramiğinde gözlenmektedir. Bunun sebebi, diş teknisyenlerinin embraşürleri açmak için ince bıçak kullanmaları olabilir. Restorasyon yapılacak diş ince duvarlara sahip olduğunda, ışığı yansıtmak amacıyla, restorasyonda da ince bir alt yapı hazırlanabilir. Bu durumda zayıf bağlantılar yük streslerini gövdeden daha ince duvarlara iletirler ve kırıklar meydana gelebilir. Bundan başka, restorasyonun iç yüzeyi ve diş arasındaki prematür kontaklar, ince veya düzensiz alt yapı kalınlığı, yüzey bitirmesine bağlı

internal defektler, CAD/CAM üretimi esnasında alt yapıda meydana gelen defektler kırık oluşumuna neden olur.¹⁹⁷ Özellikle ağız içindeki nemli ortamlarda düzenli kuvvetler altında meydana gelen küçük kırıklar, materyalin üretim sürecinde meydana gelen porözitelerden kaynaklanır. Bu kırıklar, kyonu zayıflatan büyük fissürlere yol açarlar.^{147,198}

Tam seramik restorasyonlarda alt yapının üretiminden sonra, kor yapı üzerine yaklaşık 900 °C’ de feldspatik porselen pişirilir ve cilalanır. Birçok çalışmada bu ısı artışının dayanıklılığı arttırdığı ancak cam seramiklerin özelliklerini olumsuz etkilediği bildirilmiştir.¹⁹⁹⁻²⁰²

Restorasyonun yapımı esnasında, preparasyonun gittikçe incelen bir açıyla doğru hazırlanması, iyi marjın dizaynı ve oklüzalden aksiyel duvarlara doğru yumuşak bir geçişe sahip olması, yüksek streslerin oluşumunu önleyecektir.¹⁹⁷

Zirkonyum alt yapı porselen restorasyonlarda, lingual tüberkül desteğinin az olmasının, tüberkül kırığı gibi başarısız klinik sonuçlara neden olduğu düşünülmektedir. Tüberkül fraktürleri sıklıkla meydana gelmez, ancak oluştuğunda çok üyeli köprülerin bağlantılarında veya 2. molar dişte öncelikli olarak meydana gelir. Porselen ufalanmalarının nedeni, bazı durumlarda materyale bağlı olarak veya kor porseleninin kalınlık oranı ve alt yapı şekli gibi protez dizaynlarına bağlı olabilir.²³ Sağlam bir zirkon alt yapı üzerindeki veneer seramikte koheziv ufalanmaların olması aşırı yük uygulamasına bağlı olurken, tabakalar şeklindeki kopmalar zayıf zirkonya veneer bağlantısına ve ara yüzeydeki lokalize gerilme streslerine bağlı olabilir. Zirkonya alt yapının kullanıldığı restorasyonlar gibi tabakalı restorasyonlarda alt yapı-veneer ara

yüzündeki gerilme stresinin oluşumu, iki materyal arasındaki termal ekspansiyona bağlı meydana gelmektedir.¹⁹⁷

Zirkonyum alt yapılı restorasyonlarda, veneer porselende kırık veya ufalanma meydana gelirken diğer tam seramik restorasyonlarda alt yapı kırıkları da meydana gelebilmektedir. Ancak çeşitli zirkonya alt yapılı porselen restorasyonlarda yürütülen farklı klinik çalışmaların sonuçları arasında, bilimsel olarak kayda değer bir karşılaştırma yapabilmenin, araştırma yöntemleri, değerlendirme ölçütleri, üretim teknikleri ve gözlemlene tekniklerindeki farklılıklarından dolayı, oldukça zor hatta bazı durumlarda imkansız olduğu belirtilmiştir.⁵¹

Metal alt yapılı porselen restorasyonlardaki kırıklara, klinikte üç farklı şekilde karşılaşılır; sadece porselende oluşan kırık, porselende oluşan kırıkla metalin bir kısmının açığa çıktığı kırık ve porselenin büyük bir kısmının kırılıp metalin tamamının açığa çıktığı kırık.^{153,203,204} Klinikte bu tip başarısızlıklara, zirkonyum oksit alt yapılı restorasyonlarda da rastlanmaktadır. Bu çalışmada zirkonyum alt yapılı restorasyonlarda meydana gelen kırıkları taklit edebilmek amacıyla, sadece porselende oluşan kırık ve ufalanmalar için porselen örnekler, porselenin kopması sonucu zirkonyanın bir kısmının açığa çıktığı kırıklar için zirkonya-porselen örnekler ve porselenin büyük bir kısmının kopup zirkonyanın tamamının açığa çıktığı kırıklar için zirkonya örnekler hazırlandı.

Restorasyonda kırık meydana geldiğinde restorasyonun yenilenmesi ideal olanıdır. Ancak restorasyonun yerinden çıkarılmasının zorluğu, dişe uygulanan travma sonucu dişte kırık veya çatlak oluşturma ihtimali, restorasyonun yeniden fırınlanması sonucu oluşabilecek riskler, zaman kaybı, maliyetinin artması gibi faktörler düşünüldüğünde bazı vakalarda restorasyonun yenilenmesi uygun olmayabilir. Restorasyon diş ve çevre

dokularının bütünlüğü altında fonksiyonunu devam ettirebiliyorsa ve başka bir nedenle yenilenmesi gerekmiyorsa, tamir uygulaması alternatif bir tedavi seçeneğidir.⁹⁻¹² Daha dayanıklı seramikler geliştirilene kadar, klinisyenler ve hastalar açısından, porselenin direkt tamir yöntemi geçici bir çözüm olarak kolaylık sağlamaktadır.⁹⁵

Veneer porselendeki fraktürün boyutu ve büyüklüğü değerlendirildikten sonra, kompozit rezin ve adeziv teknikler kullanılarak ağız içi tamir uygulaması yapılabilir.⁹⁵ Restorasyonun tamirindeki temel amaç, fonksiyon ve estetiğin yeniden kazanılmasıdır.^{9,13}

Günümüzde kullanılan tamir sistemleri, seramik yüzeyleri ve tamir materyali arasında mikromekanik ve kimyasal bağlantı sağlamayı amaçlamaktadır.¹³¹ Bu yüzden tamir materyalinin seramik yapıya istenen bir bağlantı sağlayabilmesi için, klinikte kullanılan tüm adeziv sistemler seramik yüzeyinin düzenlenmesi gerektiğini belirtmektedir.²⁰⁵

Mekanik retansiyonu sağlamak amacıyla Al_2O_3 tozu ile kumlama, elmas frezlerle, hidroflorik asit, fosforik asit veya lazerle pürüzlendirme, kimyasal adezyonla birlikte mekanik retansiyon sağlamak amacıyla da silika bağlı Al_2O_3 tozu ile kumlama işlemi uygulanabilir. Ayrıca kimyasal bağlantının artırılmasında silanizasyon ve adeziv primerler kullanılmaktadır.¹⁵⁻¹⁹

% 5-10' luk hidroflorik asitle pürüzlendirme işlemi, seramik restorasyon ve rezin arasında bağlantıyı arttırmak amacıyla silika bazlı seramiklerde en çok tercih edilen kimyasal yöntemlerden biridir.⁹⁸ Hidroflorik asit, yüzey üzerinde seramiğin kristalin ve cam tabakasını çözerek, mikro mekanik retansiyon sağlamaktadır.^{95,131}

Silika bazlı seramiklerde, hidroflorik asit uygulaması ve silan coupling ajanı kullanımı tam seramik restorasyon ve kompozit rezin arasındaki bağlantı direncini artırıyor olsa da^{112,206}, bu teknikler yüksek kristalin yapısından dolayı asit uygulamasına dirençli olan zirkonyum ve alümina seramiklerinin bağlantı dirençlerini etkilememektedir.^{63,112,207}

Yapılan bazı çalışmalarda, kumlama ve HF asit uygulamasının zirkonya seramik-kompozit rezin ara yüzeyinde bağlantı direncini arttırmadığı belirtilmiştir.^{63,100}

Della Bona ve arkadaşları,²⁰⁶ yaptıkları çalışmaları sonucunda, kumlama işlemi sonrası ölçülen feldspatik seramik örneklerin rezin simanla arasındaki bağlantı direnci değerlerinin HF asit uygulaması sonrası ölçülen değerlerden daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Shiu ve arkadaşları,²⁰⁸ feldspatik seramik örneklerin rezin simanla olan bağlantısını değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada, en yüksek bağlantı direnci değerlerini % 10' luk HF asit uygulanan örneklerde tespit etmişlerdir. Ancak HF asit uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerleri ile Co-jet ve Al₂O₃ tozu ile kumlama uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerleri arasında istatistiksel olarak bir farklılık olmadığını gözlemlemişlerdir. Bu çalışmada Shiu ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmanın sonuçlarıyla benzer sonuçlar bulundu.

Silanizasyonla birlikte HF asit uygulamasının bağlantı direncini arttırdığı bildirilmiştir.^{93,209} Suliman ve arkadaşları,²¹⁰ yaptıkları çalışmada, elmas frezle pürüzlendirme, kumlama ve HF asit yüzey uygulamaları sonucunda porselen-kompozit arasında ortalama bağlantı kuvvetleri açısından istatistiksel olarak bir farklılık olmadığını ifade etmişlerdir.

Akyıl ve arkadaşları¹³¹, asitle ve lazerle pürüzlendirdikleri feldspatik seramik yüzeyiyle tamir kompozit rezini arasındaki makaslama kuvvetini ölçmüşler ve en yüksek değerlerin % 9.5 HF asit uygulanan örneklerde bulmuşlardır. Ancak HF asitle ilgili yapılan in vivo çalışmalarda, HF asidin zararlı bir madde olduğu ve yumuşak dokularda irritasyon gibi riskler taşıdığı bilinmektedir. Bu nedenle özellikle intraoral seramik tamirinde kullanımının elverişli bir yöntem olmadığı düşünülmektedir.⁹⁶

Bu çalışmada zirkonya, zirkonya-porselen ve porselen örneklerin her üçünde HF asit uygulaması sonucu ölçülen bağlantı direnci değerlerinin, Al_2O_3 tozu ile yapılan kumlama uygulaması ve silika kaplı partiküllerle yapılan kumlama uygulaması sonucu ölçülen değerlerle benzer olduğu görüldü. Ayrıca her üç örnek yüzeyi için HF asit uygulaması ile elde edilen değerlerin, lazer uygulamaları sonrası ölçülen bağlantı direnci değerlerinden daha yüksek olduğu bulundu.

Yüksek dirençli seramik materyallerinde yüzey değişikliğini sağlamak amacıyla kullanılan bir diğer yöntem Al_2O_3 partikülleri ile kumlama işlemidir.¹⁰⁸

Birçok in vitro çalışma, yüksek dirençli seramiklerde adezyonu arttırmak amacıyla Al_2O_3 partikülleri ile kumlama işlemini önemli bir basamak olarak tanımlamıştır.^{104,105,211} 50 μm ' den 100 μm ' ye kadar birçok farklı partikül büyüklüğünde Al_2O_3 partikülleri kullanılmıştır.^{101,105,211} Bu çalışmada birçok seramik çeşidinde mikro mekanik retansiyon sağladığı yaygın bir kanı olan²¹²⁻²¹⁴ kumlama prosedürü, 50 μm partikül büyüklüğüne sahip Al_2O_3 partikülleri ile gerçekleştirildi.

Ancak bazı in-vitro çalışma sonuçları, partikül büyüklüklerindeki farklılıklar ve uygulama süresinin faz transformasyonuna neden olacak yüksek basınç oluşturduğunu, mikro çatlakların oluşumunu hızlandığını ve zirkonyum dioksitin mekanik

özelliklerini olumsuz etkilediğini göstermiştir.^{215,216} Kumlama işlemi esnasında, cam ve seramiğin parlaklığı ve elastisitesine bağlı olarak, eğer vuruş enerjisi düşükse toz-partikülleri materyal üzerinde kırıklara neden olacak stres oluşturur. İki veya daha fazla mikro çatlakların birleşmesi, bir başka partikül vuruşu yada seramiğin elastik tepkisinin etkisiyle, materyalden ufak parçaların uzaklaşmasına neden olur.⁶⁷

Ferreira ve arkadaşları⁹⁶ çalışmalarında, feldspatik seramik yüzeyi üzerine 50 µm partikül büyüklüğüne sahip Al₂O₃ tozu ile kumlama ve HF asit uyguladığı örneklerin rezin simanlara olan bağlantı direncinin, kumlama + Nd:YAG ve kumlama + Er:YAG lazer uyguladığı örneklerin bağlantı direnci değerlerine benzer olduğu sonucunu bulmuşlardır.

Ural ve arkadaşları²¹⁷, zirkonyum seramik yüzeyleri ile rezin siman arasındaki bağlantı direncini değerlendirdikleri çalışmalarında, herhangi bir işlem uygulanmamış seramik örneklerin bağlantı direnci değerleri ile % 9.6 HF asit ve 100 µm partikül büyüklüğüne sahip Al₂O₃ tozu uygulanmış seramik örneklerin bağlantı direnci değerleri arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmadığını ifade etmişlerdir.

Wolfart ve arkadaşları²¹⁸, zirkonyum seramiğinin farklı kompozit rezinlerle olan bağlantı direncini ölçtükleri çalışmalarında, en yüksek bağlantı direnci değerinin, MDP içeren kompozit rezinle tamiri yapılmış kumlanan örneklerde olduğunu bildirmişlerdir.

Blatz ve arkadaşları²¹¹ farklı silan coupling ajanlarının ve rezin yapıştırma simanlarının, zirkonyum oksit seramikleri ile olan bağlantı dirençlerini karşılaştırmış, kumlama işlemi uygulanmış ve MDP içeren bond ve silan coupling ajanı kullanılan örneklerin yüksek bağlantı direnci gösterdiğini bildirmişlerdir.

Akyıl ve arkadaşları²¹⁹, Y-TZP materyali ve rezin simanın bağlantı direncini karşılaştırdıkları çalışmalarında farklı yüzey işlemleri uygulamış ve SEM görüntü analizlerini değerlendirmişlerdir. Bu analizlerde alüminyum oksit tozu ile kumlanan ve Co-jet cihazı ile kumlama uygulanan örnek yüzeylerinde mikromekanik retansiyon sağadığı düşünülen sığ çukurlar ve pürüzlü alanların tespit edildiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada, kumlanan ve Co-jet cihazı ile kumlanan örneklerin her ikisinde de yüzey üzerinde benzer görüntülerin oluştuğu tespit edildi.

Bu çalışmada, Al_2O_3 partikülleri ile kumlanan zirkonya (30.41 MPa), zirkonya-porselen (28.69 MPa), ve porselen (29.71 MPa), örneklerin bağlantı direnci değerlerinin silika kaplı partiküller ile kumlanan örneklerin bağlantı direnci değerlerinden düşük olduğu ancak sonuçların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulundu. Bununla birlikte kumlanan zirkonya, zirkonya-porselen ve porselen örneklerin bağlantı direnci değerleri, lazer uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerlerinden daha yüksek bulundu.

Gelişmiş adeziv sistemler yüksek dirençli seramik materyallerin yüzeyinde adezyon kuvvetini arttırmak amacıyla farklı kumlama teknikleri sunmaktadır. Bu tekniklerden biri de silika kaplamadır.¹¹² Bu teknikte yüzeyler silika partikülleriyle modifiye edilen alüminyum trioksit tozuyla kumlanmaktadır. Seramik yüzeyine silika kaplı kumlama işlemi uygulandığında, yüzey üzerinde daha fazla hidroksil grupları oluşur ve bu durum mikro-mekanik retansiyonu artırır. Ayrıca silanın metoksil grupları, suyla birlikte silanol grupları oluşturmak, diğer yandan da yüzeydeki hidroksil grupları ile birlikte siloksan ağını şekillendirmek üzere harekete geçer.¹¹² Alümina ve zirkonya seramikleri camla infiltre edildiklerinde, seramik kompozit yapıyı şekillendirebilmek için yüksek sıcaklıklara kadar birlikte eritilirler. Seramiğin kimyasal bileşikleri (Li_2O , Na_2O , K_2O , CaO , MgO) hidroksil grupları sayesinde birbirine güçlü kovalent bağları ile bağlanır.²²⁰

Tribokimyasal işlem sonrasında, seramik yüzeyi üzerinde kalan silika tabakası, silanın aktif hale geçebilmesi için gerekli ortamı hazırlar. Seramik-rezin adezyonu esnasında silan, seramik yüzeyi ve rezin arasında kimyasal bağlantı oluşturacak coupling ajan görevi yapmaktadır.^{13,221}

Silika kaplı partiküllerle kumlama uygulaması, porselen ve zirkonya materyaller için en sık kullanılan ve adezyonu arttırdığı düşünülen bir yöntem olduğundan, çalışmamızda diğer pürüzlendirme yöntemlerini karşılaştırmak amacıyla silika partikülleriyle modifiye edilen alüminyum trioksit tozuyla kumlama işlemi uygulanan Co-jet grubu, kontrol grubu olarak seçilmiştir.

Silika kaplama işlemi sonrasında yüksek bağlantı direncinin tespit edilmesi, mikro mekanik retansiyon sağlayan topografik yapının oluşturulmasına ve silan coupling ajanı kullanımıyla kimyasal adezyonun meydana gelmesine bağlanmaktadır.^{73,112}

Kumlama veya elmas frezle pürüzlendirme sonrasında ise bağlantı sadece oluşan mikromekanik boşluklara bond ajanlarının yapışması ile meydana gelmektedir. Ayrıca elmas frezle pürüzlendirme sonrası oluşan kümülatif negatif etkiler, düzenli yüklemeler ve suyun hidrolitik etkisi, seramiğin kompozitle olan adezyonunu olumsuz etkilemekte ve diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında fraktür oluşumunu arttırdığı düşünülmektedir.²²²

Araştırmacılar, porselen fraktürlerinin kompozit kullanılarak ağız içi tamiri öncesinde, silika kaplı partiküllerle kumlama uygulaması ve takiben silanizasyon uygulamasının, uygun bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir.^{223,224}

De Oyague ve arkadaşları²²⁵ yaptıkları çalışmada, Y-TZP yüzeyine 50µm partikül büyüklüğünde silika kaplı Al₂O₃ tozu uygulamışlar ve 125 µm partikül büyüklüğünde

Al_2O_3 tozu ile kumlama uygulanan örnekler göre, silika kaplı Al_2O_3 tozu uygulanan örneklerin daha yüksek bağlantı direncine sahip olduklarını bildirmişlerdir. Bu çalışmanın 50 μm alüminyum oksit tozu ile kumlama ve 30 μm silika kaplı partiküller ile kumlama uygulanan örneklerin bağlantı direnci sonuçları, De Oyague ve arkadaşlarının²²⁵ yaptıkları çalışmanın sonuçlarıyla uyum göstermektedir.

Amaral ve arkadaşları¹⁰⁶, yüzey işlemlerini değerlendirdikleri çalışmalarında, zirkonyumla güçlendirilmiş seramik yüzeylerinde, simantasyon öncesinde kumlama ve silika kaplı partiküller ile kumlama işlemi ardından silanizasyon uygulamasının yüksek bağlantı direnci sağladığını belirtmişlerdir. Ayrıca bu çalışmada, 30 μm ve 110 μm partikül büyüklüğüne sahip her iki silika kaplama uygulamasının da, 110 μm partikül büyüklüğüne sahip Al_2O_3 tozu ile kumlama işlemlerine göre ortalama olarak daha yüksek bağlantı direnci gösterdiği görülmüştür.

Bottino ve arkadaşları¹¹³ Cojet sisteminin etkinliğini değerlendirdikleri çalışmalarında, sadece kumlama, silika kaplama ve silan coupling ajanı içeren silan uygulamalarını karşılaştırmış ve fosfat monomer içeren rezin simanı ile zirkonyum oksit seramiği arasındaki çekme direncinin silika kaplama uygulanan örneklerde daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Kırık seramik restorasyonun tamirinde, kompozitle seramik yüzeyi arasında güçlü bir kimyasal bağlanma sağlamak amacıyla silan, bir coupling ajanı olarak görev yapmaktadır. Silan, bir taraftan seramik restorasyonun kristalin fazıyla diğer yandan kompozit rezinin organik yapısıyla etkileşimde bulunmaktadır. Asitle pürüzlendirme sonrasında silanizasyon uygulaması, seramik yapının yüzey enerjisini ve ıslanabilirliğini

arttırmakta ayrıca seramik yüzeyi ve rezin arasındaki temas açısını da değiştirmektedir.¹³¹

Zirkonya seramiğin kompozit rezin ile arasında olan bağlantı direncinin karşılaştırıldığı çalışmalarda, 10-metakriloloksidesil dihidrojen fosfat (MDP) adeziv fosfat monomeri içeren kompozit rezinin kullanıldığı ve kumlama uygulanan örneklerde en iyi uzun dönem sonuçlarının tespit edildiği bildirilmiştir.^{104,113}

Özcan ve arkadaşları²²⁶ yaptıkları çalışmada, Rocatec Plus sisteminin kullanıldığı silika kaplı In-ceram örneklerin, Rocatec Pre (sadece Al_2O_3) sisteminin kullanıldığı kumlanmış örneklerle göre daha iyi bağlantı direnci değerlerine sahip olduğunu belirtmişlerdir. In-ceram seramiği ve rezin siman arasındaki yüksek bağlantı direnci, yüzey üzerindeki silika içeriğinin artmasına ve silan ajanıyla kimyasal bağlantı oluşmasına bağlanmıştır.

Atsu ve arkadaşları¹¹⁴ kumlama uygulanmış zirkonyum oksit örnekleri üzerinde, silika kaplama işlemi, MDP içeren bond sistemi ve silanizasyon uygulaması sonrası kompozit zirkonyum bağlantı dirençlerini karşılaştırmış, silika kaplanmış MDP bond kullanılan ve silanizasyon uygulanan örneklerin, kontrol grubundan ve sadece silika kaplanmış örneklerden anlamlı derecede yüksek bağlantı direnci değerlerine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Bazı yazarlar, MDP içeren rezin yapıştırma simanı ve MDP içeren bond ve silan coupling ajanı uygulamasının, kumlama uygulanmış zirkonyum ve alüminyum oksit seramiklerinde güçlü bir adezyon sağladığını ifade etmişlerdir.^{211,227}

Bu çalışmada kullandığımız Clearfil tamir seti, MDP bazlı adeziv ve MPS silan içermektedir. Primer içerisinde bulunan silan koupling ajanı seramik yüzeyin

ıslanabilirliğini arttırarak, seramik kompozit rezin arasındaki bağlantıyı güçlendirmektedir.²²⁸ Bu sistem ilave bir sisteme gereksinim duymamaktadır ve ekonomik bir sistemdir.⁹⁵

Haselton ve arkadaşları¹⁵³ yapmış oldukları çalışmada, porselen tamir sistemlerini karşılaştırmışlar ve porselen, porselen-metal ve metal örnekler için Co-Jet sisteminin kullanıldığı grubun en yüksek bağlantı direnci değerlerine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Birçok çalışmada Co-jet ile silika kaplı partiküllerle kumlama işlemini takiben silanizasyon uygulamasının, silika bazlı, cam-infiltrate alümina ve zirkonyum oksit seramiklerinin bağlantı dirençlerini arttırdıkları bildirilmiştir.^{112,113,179,229,230}

Y-TZP materyalinin rezin bağlantısının incelendiği birçok çalışmada, Co-jet sistemi kullanılarak uygulanan silika kaplama işleminin, kumlama işlemine göre daha yüksek bağlantı direnci değerleri gösterdiği bulunmuştur.^{104,112,132,179,231} Bu çalışmada silika kaplı partiküller ile kumlama işlemi ve silan uygulaması sonrasında örneklerin bağlantı direnci değerlerinin, [zirkonya (37.84 MPa), zirkonya-porselen (36.77 MPa) ve porselen (31.95 MPa)] diğer yüzey işlemleri uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerlerinden daha yüksek olduğu bulundu.

Kompozit rezinin bağlantısını arttırmak amacıyla, lazer ışınının kullanımı, seramik yüzeylerde pürüzlendirmeyi sağlayan bir başka metottur.²¹⁹ Birçok çalışmada seramik restorasyon ve kompozit rezin arasındaki bağlantı direnci, farklı yüzey işlemlerini takiben değerlendirilmiştir ancak lazerle pürüzlendirmeyeyle ilgili az sayıda çalışma vardır.^{96,126,131,187,219,232}

Lazer enerjisinin asıl etkisi, ışık enerjisini ısı enerjisine dönüştürmektir. Lazer enerjisi ve materyal arasındaki en önemli etkileşim, materyal tarafından lazer enerjisinin emilmesidir.^{123,233} Yüzeyin pigmentasyonu, su içeriği ve diğer karakteristik özellikleri, materyal tarafından emilen toplam enerjiyi belirlemektedir.¹²³ Zirkonya ve porselen materyalleri su içermeyen ve beyaz opak renkte materyaller oldukları için lazer emilimini azaltmaktadır.⁹⁸ Bu nedenle bu çalışmada örnek yüzeyleri üzerine grafit tozu sürülerek, lazer emiliminin artırılması amaçlandı.

Yapılan bazı çalışmalarda, mine ve dentinin başlıca bileşeni olan hidroksiapatitin emilimi incelenmiş ve lazer ışığının dalga boyu hidroksiapatit içerisine direkt olarak ulaştığında, bu ışığın mine yüzeyini etkilemesinin çok güçlü olduğu belirtilmiştir. Ayrıca 9,3- 9,6 µm dalga boyu aralığındaki ışınların, hidroksiapatit tarafından güçlü bir şekilde emildiği ifade edilmiştir.^{234,235} Muhtemelen bu nedenlere bağlı olarak lazer emilimini arttırmak amacıyla porselen yüzeyleri üzerine hidroksiapatit sürülmesi önerilmektedir.⁹⁶

Pilot çalışmanın birinci aşamasında, zirkonya ve porselen yüzeylerinde lazer emilimini geliştirmek ve daha başarılı bir yüzey pürüzlendirmesi elde etmek amacıyla grafit tozu ve hidroksiapatit tozunun etkinliği değerlendirildi. Bu çalışma sonuçları doğrultusunda grafit tozu sürülen örneklerin yüzey değişikliklerinin hidroksiapatit tozu sürülen örneklerin yüzey değişikliklerine göre aynı lazer parametreleri içerisinde daha fazla olduğu gözlemlendi. Pilot çalışmalar sonrasında Er:YAG, Nd:YAG ve CO₂ lazer örnek yüzeylerine uygulandı.

Er: YAG lazer dental yapılarla iyi bir etkileşim içerisinde olduğundan seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesinde kullanılmaktadır. Er: YAG lazerin dalga boyu 2940

nm' dir ve su tarafından iyi absorbe edilir. Ancak hiçbir lazer dokuda tamamen su tarafından absorbe edilmemektedir.²⁰⁸

Er:YAG lazer ablasyon adı verilen yöntemle yüzey üzerinde mikro patlamalar ve buharlaştırma meydana getirerek, partiküllerin yüzeyden uzaklaşmasını sağlamaktadır. Ancak lazer uygulaması esnasında ısınma ve soğuma gibi lokal ısı değişiklikleri materyale zarar verecek internal gerilmelere yol açar. Y-TZP seramiğin mekanik özellikleri üzerinde sıcaklıkta meydana gelen bu değişiklikler faz transformasyonu gibi negatif etkiler meydana getirebilir.¹⁸⁷ Pilot çalışma neticesinde diğer araştırmalarda kullanılan parametrelerle ^{131,187,219} uyumlu lazer parametreleri seçildi [zirkonya (300 mJ), zirkonya-porselen (100 mJ) ve porselen (100 mJ)] ve lazer uygulaması esnasında sürekli su soğutması yapıldı.

Cavalcanti ve arkadaşları⁹⁸ yaptıkları çalışmada, 4 W ve 6 W çıkış gücünde yapılan Er:YAG uygulaması sonrası Y-TZP materyalleri yüzeyinde erime, madde kaybı ve derin çatlakların meydana geldiğini bildirmişlerdir. Aynı çalışmada, örnek yüzeylerinin ışık mikroskobunda incelenmesi sonucu, muhtemelen lazer uygulaması esnasında meydana gelen ısınma ve su soğutması arasındaki farklılığa bağlı olarak renk değişikliklerinin oluştuğunu bildirmişlerdir.

Gökçe ve arkadaşları²³⁶ yaptıkları çalışmada lityum bazlı seramikler için 3 W çıkış gücünde Er:YAG lazer uygulamasının uygun bir pürüzlendirme sağladığını bildirmişlerdir. Yaptığımız pilot çalışmada SEM görüntü analizleri sonrasında zirkonya örnekler için 3 W çıkış gücünün yeterli bir pürüzlendirme sağladığı daha yüksek parametrelerde örnekler üzerinde makro çatlakların oluştuğu tespit edildi. Porselen

örnekler üzerinde ise 1 W çıkış gücünün yeterli pürüzlendirme oluşturduğu, daha yüksek parametrelerin ise, porselen yüzeyinde erimeye neden olduğu tespit edildi.

Yapılan diğer çalışmalarda, 2W çıkış gücünde (200mJ,10Hz) uygulanan Er:YAG lazer uygulaması sonrasında, Y-TZP materyalinin rezin simanla olan bağlantı direnci değerlerinin kumlama uygulanmış örneklerle göre daha düşük olduğu bildirilmiştir.^{187,}

²¹⁹ Bu çalışmada porselen ve zirkonya grupları içerisinde Er: YAG lazer uygulanan örneklerin bağlantı dirençlerinin en düşük değerlere sahip olduğu CO₂ ve Nd:YAG lazerlerle karşılaştırıldığında ise istatistiksel olarak önemli bir farklılığın olmadığı tespit edildi.

Nd:YAG lazerin diş hekimliğinde kullanımı oldukça yaygındır.²³⁷⁻²³⁹ Nd: YAG lazer uygulaması seramik yüzeyi üzerinde erime ve kristalizasyon sağlayarak rezinin yapışma özelliklerini arttıracak uygun bir yüzey hazırlar.^{240,241} Buna ilave olarak Y-TZP materyali düşük ısı iletkenliğinden ve sertliğinden dolayı Nd:YAG uygulaması için uygundur.²⁴² Birçok çalışmada kumlama işlemini takiben, Nd:YAG lazer uygulamasının zirkonya bazlı seramiklerde bağlantı direncini arttırdığı bildirilmektedir.^{240,243}

Akyıl ve arkadaşlarının,²¹⁹ Y-TZP materyali ile kompozit rezin bağlantısını inceledikleri çalışmalarında lazer parametrelerini belirlemeye yönelik yapmış oldukları ön çalışma sonuçları ışığında grafit tozu uygulanmış örnek yüzeylerinde 2 W çıkış gücünde Nd:YAG lazer uygulamasının yeterli pürüzlendirmeyi sağladığını tespit etmişlerdir. Yine araştırmacılar 3 W ve 4 W çıkış gücünde uygun pürüzlendirmenin elde edilemediğini örnek yüzeylerinde erime alanlarının yaygın olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızın SEM görüntülerine ait bulguları bu araştırma bulgularıyla uyumludur.

Spohr ve arkadaşları²⁴⁰ In-ceram zirkonya örneklerinin rezin simanla olan bağlantısını değerlendirdikleri çalışmada 2 W çıkış gücünde Nd: YAG lazer uygulamasının Rocatec sistemle tribokimyasal uygulama ve sadece kumlama yapılan örneklerle göre daha yüksek bağlantı direncine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Bu çalışmada Nd:YAG lazer uygulanan zirkonya örneklerin CO₂ lazer uygulanan örneklerle göre bağlantı direnci değerlerinin düşük olduğu, zirkonya-porselen ve porselen örneklerde ise Er:YAG ve CO₂ lazer uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerleriyle benzer olduğu bulundu. Ayrıca, Nd: YAG lazer uygulanan zirkonya ve porselen örneklerin, kumlama ve silika kaplı partiküllerle kumlama uygulamasının sonuçlarına göre daha düşük bağlantı direnci değerlerine sahip olduğu görüldü.

Diş hekimliğinde kullanılan bir diğer lazer de CO₂ lazerdir. CO₂ lazer, seramik tarafından tamamen absorbe edildiği için, seramik yüzey uygulamalarında tercih edilen bir lazerdir.²⁴⁴ Odaklanmış CO₂ lazer uygulaması esnasında, seramik yüzeyinde ısıya bağlı olarak gözyaşı damlası olarak isimlendirilmiş bir yüzey meydana gelir. Bu damlacıkların rezin ve seramik yüzeyi arasında mekanik retansiyon oluşturduğu düşünülmektedir.²⁴⁴ İlave olarak daha önce yapılan çalışmalarda, farklı lazer çıkış güçlerinde CO₂ lazer uygulanmış Y -TZP materyali üzerinde pürüzlülük meydana geldiği bildirilmiştir.²³²

Ural ve arkadaşları²¹⁷ zirkonyum seramik yüzeyine 3W çıkış gücünde 160 ms'lik atım süresiyle CO₂ lazer uyguladıkları çalışmalarında CO₂ lazer uygulanan örneklerin rezin simanla olan bağlantı direnci değerlerinin, kumlama ve silika kaplı partiküllerle kumlama uyguladıkları örneklerin bağlantı direnci değerlerinden daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Akova ve arkadaşları²⁴⁴ yaptıkları çalışmada, 2 W çıkış gücüne sahip CO₂ lazerin seramik yüzeyler üzerinde adezyon için gerekli pürüzlendirmeyi sağladığını bildirmişlerdir. Stübinger ve arkadaşları²³² ise Y-TZP seramikleri üzerine 4 W ve 6 W çıkış gücü aralığında kullandıkları CO₂ lazerin belirgin bir yüzey değişikliği yaptığını ve 4.5 W çıkış gücünde 60 sn CO₂ lazer uygulamasının ise en fazla pürüzlülüğe neden olduğunu, yine aynı çalışmada bu lazer parametrelerinde Y-TZP materyali yüzeyinde buz tabakalarına benzer mikro çatlaklar oluştuğunu belirtmişlerdir. Pilot çalışma sonrası oluşan SEM görüntüleri analiz edildiğinde, CO₂ lazerin, 2.5 W çıkış gücünün üzerinde, zirkonya yüzeyinde mikroçatlaklar, porselen yüzeyinde ise erimeler oluşturduğu tespit edildi. Daha düşük çıkış gücünde yeterli pürüzlendirme sağlanmasının nedeni grafit tozu kullanımı ile lazer emiliminin artırılması olabilir.

Bu çalışmada CO₂ lazer uygulanan zirkonya (26.72 MPa), porselen (21.28 MPa) ve zirkonya-porselen (23.45MPa) örneklerin bağlantı direnci değerleri, kumlama (zirkonya 30.41 MPa, porselen 29.71 MPa) ve HF asit uygulanan örneklerin (zirkonya 29.04 MPa, porselen 29.80 MPa) bağlantı direnci değerleriyle benzerdir ve aralarında istatistiksel olarak bir fark yoktur. Ancak silika kaplı partiküllerle kumlama uygulanan tüm örneklerin bağlantı direnci değerleri, CO₂ lazer uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerlerinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Seramik restorasyon ile kompozit rezin arasındaki bağlantı direnci tamir esnasında kullanılan kompozitin türünden etkilenmektedir.²⁴⁵⁻²⁴⁷

Hibrid kompozitlerin bağlantı direnci, genellikle mikrofil kompozit rezinlerden daha yüksektir.²⁴⁷ Mikrofil kompozitler mine porseleni seviyesinde olan yüzeysel kırıkların tamirinde tercih edilirken, kondanase edilebilen ve hibrit kompozitler, çiğneme

basıncını karşılayan posterior bölgelerdeki derin kırıkların tamirinde tercih edilmektedir.²⁴⁸ Bu çalışmada üretici firmanın önerdiği hibrid kompozit Clearfill AP-X kompozit rezinler kullanıldı.

Özcan ve Niedermeier²⁴⁹, kompozit kullanılarak yapılan ağız içi tamir sonrasında oluşan kırıkların, travma, çiğneme kuvvetleri ya da hatalı yapıştırma prosedürlerine bağlı olduğunu bildirmişlerdir.

6. SONUÇLAR

Zirkonyum alt yapılı porselen restorasyonların tamirinde kullanılan kompozit rezinin bağlantı direnci üzerine yüzey işlemlerinin etkisinin incelendiği bu çalışmada sonuçlar şöyle bulunmuştur.

1. Co-Jet işlemi uygulanan tüm örneklerin, en yüksek bağlantı direnci değerlerine sahip oldukları tespit edilmiştir. Ancak HF asit ve kumlama uygulanan örnekler ile aralarında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır.($p>0.05$)

2. Alüminyum oksit partikülleri kullanılarak yapılan kumlama işlemi ve HF asitle yüzey pürüzlendirmesi uygulanan tüm örneklerde; bağlantı direnci değerlerinin CO₂ lazer uygulanan örneklerin bağlantı direnciyle benzer olduğu bulunmuştur ve aralarında istatistiksel bir fark görülmemiştir. Kumlama işlemi ve HF asit ile pürüzlendirme uygulanan zirkonya ve porselen örnekler için bağlantı direnci değerleri, Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerlerinden yüksek ve istatistiksel olarak önemli derecede farklı bulunmuştur.($p<0.05$) Ancak zirkonya-porselen örneklerle karşılaştırıldığında HF asit, kumlama, Nd:YAG,Er:YAG ve CO₂ lazer uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerleri arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır. ($p>0.05$)

3. CO₂ lazerin uygulandığı zirkonya ve porselen örneklerde, örneklerin bağlanma direnci değerlerinin Nd:YAG ve Er:YAG lazerlerinin uygulandığı örneklerin bağlantı direnci değerlerinden daha yüksek olduğu ancak bunun istatistiksel olarak önemli olmadığı görülmüştür.($p>0.05$) CO₂ lazerin uygulandığı zirkonya-porselen örneklerin bağlantı dirençleri, Nd:YAG ve Er:YAG lazerlerinin uygulandığı örneklerin bağlantı dirençleriyle karşılaştırıldığında, değerlerin benzer olduğu bulunmuştur.

4. En düşük bağlantı direnci değerlerinin Er:YAG lazer uygulanan zirkonya ve porselen örneklerde ve CO₂ lazer uygulanan zirkonya-porselen örneklerde olduğu gözlenmiştir. Ancak tüm örnekler değerlendirildiğinde Er:YAG lazerin bağlantı direnci değerlerinin, CO₂ ve Nd:YAG lazer uygulanan örneklerin bağlantı direnci değerleriyle benzer olduğu ve aralarında istatistiksel bir fark olmadığı görülmüştür. ($p>0.05$)

7. KAYNAKLAR

1. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;85(1):61-66.
2. Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater* 2002;18(1):12-9.
3. Cehreli MC, Kokat AM, Akca K. CAD/CAM Zirconia vs. slip-cast glass-infiltrated Alumina/Zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. *J Appl Oral Sci* 2009;17(1):49-55.
4. Ortorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. *J Dent* 2009;37(9):731-6.
5. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24(3):299-307.
6. Attia A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent* 2004;91(3):247-52.
7. 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(2):125-31.
8. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater* 2005;21(3):242-51.
9. Appeldoorn RE, Wilwerding TM, Barkmeier WW. Bond strength of composite resin to porcelain with newer generation porcelain repair systems. *J Prosthet Dent* 1993;70(1):6-11.

10. Pameijer CH, Louw NP, Fischer D. Repairing fractured porcelain: how surface preparation affects shear force resistance. *J Am Dent Assoc* 1996;127(2):203-9.
11. Kelsey WP, 3rd, Latta MA, Stanislav CM, Shaddy RS. Comparison of composite resin-to-porcelain bond strength with three adhesives. *Gen Dent* 2000;48(4):418-21.
12. Gregory WA, Moss SM. Effects of heterogeneous layers of composite and time on composite repair of porcelain. *Oper Dent* 1990;15(1):18-22.
13. Ozcan M. Evaluation of alternative intraoral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil* 2003;30:194-203.
14. Tulunoglu IF, Beydemir B. Resin shear bond strength to porcelain and a base metal alloy using two polymerization schemes. *J Prosthet Dent* 2000;83(2):181-6.
15. Cobb DS, Vargas MA, Fridrich TA, Bouschlicher MR. Metal surface treatment: characterization and effect on composite-to-metal bond strength. *Oper Dent* 2000;25(5):427-33.
16. Shahverdi S, Canay S, Sahin E, Bilge A. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *J Oral Rehabil* 1998;25(9):699-705.
17. Knight JS, Holmes JR, Bradford H, Lawson C. Shear bond strengths of composite bonded to porcelain using porcelain repair systems. *Am J Dent* 2003;16(4):252-4.
18. 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(5):250-7.

19. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. J Prosthet Dent 1994;72(4):355-9.
20. Noort, R.V. Introduction to Dental Materials. China: Mosby; 2000. p. 234.
21. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials 11 ed. Saunders; 2003: 660-67.
22. John M.Powers, L.Sakaguchi R. Craig's Restorative Dental Materials 12 ed. St. Louis: Mosby.Co; 2006: 552.
23. Yavuzylmaz H. Metal Destekli Estetik Kuronlar: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, Ankara; 1996: 192-96.
24. Mc Lean JW. The Science and Art of Dental Ceramics Volume II:Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics. Chicago: Quintessence Pub; 1979: 25,28,31-37,189,241.
25. Combe EC. Notes on dental materials 5ed. Edinburgh: Churchill Livingstone; 1986: 95,227-34,41-45.
26. Akin E. Diş Hekimliğinde Porselen. 3 ed: İstanbul Üniversitesi Basımevi,İstanbul; 1990: 1-30.
27. Craig GR, Powers MJ. Restorative Dental Materials 11 ed. St.Louis: CV Mosby; 2002: 480,552,53,56,65-66,76-85.
28. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, MV. S. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics.;Srength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Dent Mater 2004;20(5):441- 48.
29. MacCulloch WT. Advances in dental ceramics. Br Dent J 1968;124(8):361-5.
30. Duret F. Computerized dentistry. Dent Pract Manage 1986:10-3.

31. Horn HR. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin North Am* 1983;27(4):671-84.
32. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent* 2004;91(2):136-43.
33. Kimura H, Sohmura T, Watanabe T. Three dimensional shape measurement of teeth by means of high precision laser displacement meter. *J Osaka Univ Dent Sch* 1988;28:45-51.
34. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Computer Dent* 1999;2(1):9-35.
35. Rosentiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics* 4ed. China: Mosby Elsevier; 2006: 709-39, 40-73.
36. Nayır E. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi* 7ed: İstanbul Üniversitesi Basımevi, İstanbul; 1999: 19,64-89.
37. O'Brein WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 3 ed. Chicago: Quintessence Pub; 2002: 210- 24.
38. Touati B, Miara P, Nathanson D. *Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations* London: Martin Dunitz Ltd.; 1999: 25-28.
39. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics, The Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use Volume1*. 1 ed. Chicago; 1979: 23,33,43-47,63,71,72,82-90,134-36,200,55,73-96.
40. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett DL. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 2 ed. Chicago: Quintessence Pub.; 1981 419,20,34.

41. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. Gazi Üniversitesi Diş Hek Fak Derg 2005;22(1):49-60.
42. Coşkun A. Farklı Metal Desteksiz Porselen Sistemlerinin Kenar Uyumu ve Mikrosızıntıya Etkisi ile Eğilme Dayanıklılıklarının İncelenmesi. Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi Sivas,2002.
43. Philips RW. Skinner's Science of Dental Materials. 7 ed. London: WB Saunders Co.; 1973: 526-55.
44. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. Compend Contin Educ Dent 1996;17(8):779-94.
45. Wall GJ, Cipra DL. Alternative Crown Systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? Dent Clin North Am 1992;36(3):765-79.
46. Björkner B, Bruze M, Möller H. High frequency of contact allergy to gold sodium thiosulphate. An indication of gold allergy? Contact Dermatitis 1994;30(3):144-51.
47. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. Quintessence Int 1996;27(10):701-06.
48. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. Int J Prosthodont 2001;14(3):231-8.
49. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu E. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları 1993;Sayı:17.
50. White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. Int J Prosthodont 1995;8(5):413-20.

51. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater* 2011;27(1):83-96.
52. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2000;10(2):79-88.
53. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965;119(6):251-67.
54. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98(5):389-404.
55. Taşveren S, Özdemir AK. Yüksek miktarda alumina ile güçlendirilmiş metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2005;8(2):128-32.
56. Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M. Tüm Seramik Kronlar 1ed. İzmir: Meta Basım Matbaacılık; 2002: 3-5.
57. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM--fillings of the future? *Int Dent J* 1997;47(5):247-58.
58. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20(1):1-25.
59. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20(5):449-56.
60. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002;15(4):339-46.

61. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989;23(1):45-61.
62. Ruff O, Ebert F, Stephen E. Contributions to the ceramics of highly refractory materials; II. System zirconia-lime. *Z Anorg Allg Chem* 1929;180(1):215-24.
63. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000;13(2):131-5.
64. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 2004;20(7):655-62.
65. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc* 2000;83(3):461-87.
66. Green DJ HR, Swain MV. Transformation toughening of ceramics. Boca Raton, Fla: CRC Press; 1989: 120-4.
67. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials* 2004;25(11):2153-60.
68. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ringer SP. Microstructure of alumina-and alumina/zirconia-glass infiltrated dental ceramics. *Bioceramics* 2003;240-242(15):879-82.
69. Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembly Autom* 2003;23(4):382-90.
70. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92(6):557-62.

71. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006;96(4):237-44.
72. Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, CH. H. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater* 2005;21(10):930-7.
73. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005;21(5):476-82.
74. Cales B, Stefani Y, Lilley E. Long-term in vivo and in vitro aging of a zirconia ceramic used in orthopaedy. *J Biomed Mater Res* 1994;28(5):619-24.
75. 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):590-5.
76. Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Ammann P, Jobin M, Wiskott HW. Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. *Acta Biomater* 2011;7(2):858-65.
77. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;27(4):535-43.
78. Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Am Ceram Soc* 1985;68(6):356-59.
79. Lugh V, Sergo V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater* 2010;26(8):807-20.

80. Swabb JJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci* 1991;26(4):6706-14.
81. Expertise Scientific Facts. Lava All Ceramic System Technical Product Profile, 3 M ESPE. 2007.
82. Cercon brochure. CAD/CAM Congress, Dentsply Prosthetics. 2007.
83. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005;32(3):180-7.
84. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont* 2008;21(3):217-22.
85. Giordano RA, 2nd. CAD/CAM: overview of machines and materials. *J Mass Dent Soc* 2002;51(1):12-5.
86. Sjolín R, Sundh A, Bergman M. The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent* 1999;2(3):197-207.
87. Eidenbenz S, Lehner CR, Scharer P. Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *Int J Prosthodont* 1994;7(2):134-42.
88. Mörmann W, Brandestini M. The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM. In: Mörmann WH *State of the Art of CAD/CAM Restorations: 20 Years of CEREC*. Berlin Quintessence 2006:1-8.
89. Kavo Everest. CAD/CAM System and Everest Elements brochure. 2009.
90. ZENOTEC System components. Wieland. 2009.
91. Zirkonzahn. <http://www.zirkonzahn.com/en/cadcam-system/CAD-CAM.aspx>.

92. Human Zirconium Technology. Zirkonzahn product catalog. 2009.
93. Stangel I, Nathanson D, Hsu CS. Shear strength of the composite bond to etched porcelain. *J Dent Res* 1987;66(9):1460-5.
94. Wolf DM, Powers JM, O'Keefe KL. Bond strength of composite to porcelain treated with new porcelain repair agents. *Dent Mater* 1992;8(3):158-61.
95. Ozcan M, Valandro LF, Amaral R, Leite F, Bottino MA. Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dent Mater* 2009;25(12):1477-83.
96. da Silva Ferreira S, Hanashiro FS, de Souza-Zaroni WC, Turbino ML, Youssef MN. Influence of aluminum oxide sandblasting associated with Nd:YAG or Er:YAG lasers on shear bond strength of a feldspathic ceramic to resin cements. *Photomed Laser Surg* 2010;28(4):471-5.
97. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Assoc* 1993;124(2):72-4, 76-8, 80-4.
98. Cavalcanti AN, Pilecki P, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Gianinni M, et al. Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomed Laser Surg* 2009;27(3):473-9.
99. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent* 2000;13(Spec No):60D-76D.
100. Ersu B, Yuzugullu B, Ruya Yazici A, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent* 2009;37(11):848-56.

101. Hummel M, Kern M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. *Dent Mater* 2004;20(5):498-508.
102. Curtis A.R, Wright A.J, Fleming G.J. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2006;34(3):195-206.
103. Ozcan M, Pfeiffer P, Nergiz I. A brief history and current status of metal-and ceramic surface-conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence Int* 1998;29(11):713-24.
104. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998;14(1):64-71.
105. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89(3):268-74.
106. Amaral R, Ozcan 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):283-90.
107. Kumbuloglu O, Lassila L.V, User A, Vallittu P.K. Bonding of resin composite luting cements to zirconium oxide by two air-particle abrasion methods. *Oper Dent* 2006;31:248-55.
108. Phark JH, Duarte S, Jr., 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.
109. Awliya W, Oden A, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME. Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontol Scand* 1998;56(1):9-13.

110. 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):453-61.
111. Kern M. Clinical long-term survival of two-retainer and single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence Int* 2005;36(2):141-7.
112. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003;19(8):725-31.
113. Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Int J Prosthodont* 2005;18(1):60-5.
114. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent* 2006;95(6):430-6.
115. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent* 1995;73(3):240-9.
116. Blixt M, Adamczak E, Linden LA, Oden A, Arvidson K. Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. *Int J Prosthodont* 2000;13(3):221-6.
117. Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature* 1960(187):493-4.
118. Goldman L, Gray JA, Goldman J, Goldman B, Meyer R. Effect of Laser Beam Impacts on Teeth. *J Am Dent Assoc* 1965;70:601-6.
119. Adams TC, Pang PK. Lasers in aesthetic dentistry. *Dent Clin North Am* 2004;48(4):833-60.
120. Myers TD. The future of lasers in dentistry. *Dent Clin North Am* 2000;44(4):971-80.

121. Convisser Robert A. Principles and Practice of Laser Dentistry. China: Mosby Elsevier; 2011: 139-41.
122. van As G. Erbium lasers in dentistry. Dent Clin North Am 2004;48(4):1017-59, viii.
123. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. Dent Clin North Am 2004;48(4):751-70, v.
124. Hadley J, Young DA, Eversole LR, Gornbein JA. A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. J Am Dent Assoc 2000;131(6):777-85.
125. Dundar B, Guzel KG. An analysis of the shear strength of the bond between enamel and porcelain laminate veneers with different etching systems: acid and Er,Cr:YSGG laser separately and combined. Lasers Med Sci 2010;26(6):777-82.
126. Akin H, Turgut F, Emine Akin G, Guney U, Mutaf B. Effect of Er:YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics. Lasers Med Sci 2011;Jan 21:[Epub ahead of print].
127. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1965;19(5):515-30.
128. Allen DJ. Thermal effects associated with the Nd:YAG dental laser. Angle Orthod 1993;63(4):299-303.
129. Baldissara P, Catapano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. J Oral Rehabil 1997;24(11):791-801.
130. Lloyd CH, Joshi A, McGlynn E. Temperature rises produced by light sources and composites during curing. Dent Mater 1986;2(4):170-4.

131. Akyil MS, Yilmaz A, Karaalioglu OF, Duymus ZY. Shear bond strength of repair composite resin to an acid-etched and a laser-irradiated feldspathic ceramic surface. Photomed Laser Surg 2010;28(4):539-45.
132. Elektromanyetik Isın. (Çevrimiçi).
http://tr.wikipedia.org/wiki/Elektromanyetik_%C4%B1%C5%9F%C4%B1n; 19 Nisan 2008.
133. Erdoğan Ş. Lazerle Delmede İşleme Parametrelerinin Delik Kalitesine Olan Etkisinin Deneysel Araştırılması, Gazi Üniversitesi, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2007
134. Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? J Am Dent Assoc 1993;124(2):57-61.
135. Siegman AE. Lasers. Sausalito, CA,: University Science Books; 1986: 30,1004.
136. Frank F. Laser light and tissue biophysical aspects of medial laser application. SPIE Lasers Med 1989;1353 37-45.
137. Corona SA, de Souza AE, Chinelatti MA, Borsatto MC, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Effect of energy and pulse repetition rate of Er: YAG laser on dentin ablation ability and morphological analysis of the laser-irradiated substrate. Photomed Laser Surg 2007;25(1):26-33.
138. Sulewski JG. Historical survey of laser dentistry. Dent Clin North Am 2000;44(4):717-52.
139. Zharikov EV Z, VI, and Kulesvskii LR, et al. Stimulated emission from Er³⁺ ions in yttrium aluminum garnet crystals at $\lambda=2.94 \mu\text{m}$. Soviet J. Quantum Electron. 1975;4:1039-40.

140. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater* 2005;21(7):616-24.
141. Bader C, Krejci I. Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. *Am J Dent* 2006;19(3):178-86.
142. Miserendino L.J, Pick R.M. *Lasers in Dentistry*. Chicago: Quintessence Pub; 1995. p. 272-5.
143. Yamamoto H, Sato K. Prevention of dental caries by acousto-optically Q-switched Nd: YAG laser irradiation. *J Dent Res* 1980;59(2):137.
144. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ. Ceramic design concepts based on stress distribution analysis. *Compend Contin Educ Dent* 2000;21(8):649-52, 54; quiz 56.
145. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005;21(10):984-91.
146. Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont* 1993;6(5):462-7.
147. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999;81(6):652-61.
148. Rountree P, Nothdurft F, Pospiech P. In-vitro investigations on the fracture strength of all-ceramic posterior bridges of ZrO₂-ceramic. *J Dent Res* 2001;80(57).

149. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont* 1998;11(2):183-9.
150. Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 2008;139 Suppl:14S-18S.
151. Taskonak B, Mecholsky JJ. Jr, Anusavice KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials* 2005;26(16):3235-41.
152. Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. *J Prosthet Dent* 1998;80(3):311-8.
153. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dunne JT, Jr. Shear bond strengths of 2 intraoral porcelain repair systems to porcelain or metal substrates. *J Prosthet Dent* 2001;86(5):526-31.
154. Ozcan M. The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2002; 87(5):469-72.
155. Kumbuloglu O, User A, Toksavul S, Vallittu PK. Intra-oral adhesive systems for ceramic repairs: a comparison. *Acta Odontol Scand* 2003;61(5):268-72.
156. Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Lang R, Handel G. In vitro repair of all-ceramic and fibre-reinforced composite crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2000;8(3):107-12.
157. Moghadam B. Intraoral repair of fractured porcelain using porcelain laminate veneer. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1994;6(1):65-6, 68.
158. Creugers NH, Snoek PA, Kayser AF. An experimental porcelain repair system evaluated under controlled clinical conditions. *J Prosthet Dent* 1992;68(5):724-7.

159. Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehabil* 1999;26(2):130-7.
160. Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dent Mater* 2002;18(2):179-88.
161. Nicholson JW. Dental Materials. In: Connor JA, editor. *The Chemistry of Medical and Dental Materials*. Cambridge,UK: The Royal Society of Chemistry; 2002: 148-57.
162. Bayne SC, Thompson JY, DF T. Dental Materials. In: Roberson TM, Heymann HO, Edward J, Swift J, editors. *Studevant's Art&Science of Operative Dentistry* 4th edition. St.Louis, Missouri: Mosby Inc; 2002: 190-207.
163. Moszner N, Salz U. Composites for Dental Restoratives. In: Shalaby SW, Salz U, editors. *Polymers for dental and Orthopedic Applications*. NW, USA: Taylor&Francis Group; 2007: 14-58.
164. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* 1983;50(4):480-8.
165. Llobell A, Nicholls JI, Kois JC, Daly CH. Fatigue life of porcelain repair systems. *Int J Prosthodont* 1992;5(3):205-13.
166. Drummond JL. Cyclic fatigue of composite restorative materials. *J Oral Rehabil* 1989;16(5):509-20.
167. Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *Eur J Oral Sci* 1998;106(2 Pt 2):687-95.
168. Ruyter IE, Oysaed H. Composites for use in posterior teeth: composition and conversion. *J Biomed Mater Res* 1987;21(1):11-23.

169. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995;6(4):302-18.
170. Schmidseider J. Composites-Background. In: Rateitschak KH, Wolf HF, editors. *Color Atlas of Dental Medicine-Aesthetic Dentistry*. New York: Thieme; 2000: 85-102.
171. Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitabevi; 2000: 2-20.
172. Dentin bonding systems: an update. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *J Am Dent Assoc* 1987;114(1):91-5.
173. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 2004;7(1):25-45.
174. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater* 2000;16(3):180-7.
175. 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 Investig* 2009;13(2):229-35.
176. Chaiyabutr Y, McGowan S, Phillips KM, Kois JC, Giordano RA. The effect of hydrofluoric acid surface treatment and bond strength of a zirconia veneering ceramic. *J Prosthet Dent* 2008;100(3):194-202.
177. Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2006;22(2):195-200.
178. Mota CS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin. *J Prosthet Dent* 2003;89(6):558-64.

179. Valandro LF, Della Bona A, Antonio Bottino M, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent* 2005;93(3):253-9.
180. Technical Specification. Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure. ISO/TS 11405. 2003.
181. Della Bona A, van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res* 1995;74(9):1591-6.
182. Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL, Jr. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater* 2001;17(2):165-9.
183. Yöndem İ. Farklı Yüzey Bitirme İşlemlerinin Metal Desteksiz Seramik Restorasyonlarda Yüzey Pürüzlülüğü ve Kırılma Dayanımları Üzerindeki Etkisinin Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi, Doktora Tezi, Konya, 2006.
184. Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ, Jr. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater* 2003;19(8):693-9.
185. Üşümez A. Farklı asitler ve Er, Cr: YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması, Doktora Tezi, Konya, 2001.
186. Nishigawa G, Maruo Y, Irie M, Oka M, Yoshihara K, Minagi S, et al. Ultrasonic cleaning of silica-coated zirconia influences bond strength between zirconia and resin luting material. *Dental materials journal* 2008;27(6):842-8.
187. 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* 2009;34(3):280-7.

188. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater* 2008;24(3):308-18.
189. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater* 2005;21(12):1158-62.
190. Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater* 2008;24(4):471-5.
191. Lin J, Shinya A, Gomi H. Effect of self-adhesive resin cement and tribochemical treatment on bond strength to zirconia. *Int J Oral Sci* 2010;2(1):28-34.
192. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int* 2002;33(6):415-26.
193. Kilicarslan MA, Kedici PS, Kucukesmen HC, Uludag BC. In vitro fracture resistance of posterior metal-ceramic and all-ceramic inlay-retained resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2004;92(4):365-70.
194. Herrmann M, Rottenegger R, Tinschert J, Marx R. The effect of corrosive environment on the porcelain-to-metal bond--a fracture mechanics investigation. *Dent Mater* 1992;8(1):2-6.
195. Vult von Steyern P. All-ceramic fixed partial dentures. Studies on aluminum oxide- and zirconium dioxide-based ceramic systems. *Swed Dent J Suppl* 2005(173):1-69.
196. Larsson C, Vult von Steyern P, Sunzel B, Nilner K. All-ceramic two- to five-unit implant-supported reconstructions. A randomized, prospective clinical trial. *Swed Dent J* 2006;30(2):45-53.

197. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dent Mater* 2009;25(3):383-91.
198. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004;92(6):551-6.
199. Anusavice KJ, Gray A, Shen C. Influence of initial flaw size on crack growth in air-tempered porcelain. *J Dent Res* 1991;70(2):131-6.
200. Hojjatie B, Anusavice KJ. Effects of initial temperature and tempering medium on thermal tempering of dental porcelains. *J Dent Res* 1993;72(3):566-71.
201. Anusavice KJ, Shen C, Lee RB. Strengthening of feldspathic porcelain by ion exchange and tempering. *J Dent Res* 1992;71(5):1134-8.
202. Baharav H, Laufer BZ, Pilo R, Cardash HS. Effect of glaze thickness on the fracture toughness and hardness of alumina-reinforced porcelain. *J Prosthet Dent* 1999;81(5):515-9.
203. Chung KH, Hwang YC. Bonding strengths of porcelain repair systems with various surface treatments. *J Prosthet Dent* 1997;78(3):267-74.
204. Bertolotti RL, Lacy AM, Watanabe LG. Adhesive monomers for porcelain repair. *Int J Prosthodont* 1989;2(5):483-9.
205. Valandro LF, Ozcan M, Bottino MC, Bottino MA, Scotti R, Bona AD. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *J Adhes Dent* 2006;8(3):175-81.
206. Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont* 2002;15(3):248-53.

207. Yoshida K, Yamashita M, Atsuta M. Zirconate coupling agent for bonding resin luting cement to pure zirconium. *Am J Dent* 2004;17(4):249-52.
208. Shiu P, De Souza-Zaroni WC, Eduardo Cde P, Youssef MN. Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomed Laser Surg* 2007;25(4):291-6.
209. Kupiec KA, Wuertz KM, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-to-porcelain repair. *J Prosthet Dent* 1996;76(2):119-24.
210. Suliman AH, Swift EJ, Jr., Perdigao J. Effects of surface treatment and bonding agents on bond strength of composite resin to porcelain. *J Prosthet Dent* 1993;70(2):118-20.
211. Blatz MB, Sadan A, Arch GH, Jr., Lang BR. In vitro evaluation of long-term bonding of Procera AllCeram alumina restorations with a modified resin luting agent. *J Prosthet Dent* 2003;89(4):381-7.
212. Borges GA, Spohr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2003;89(5):479-88.
213. Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MA, Knowles JC. Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic. *Int J Prosthodont* 2003;16(3):277-82.
214. Madani M, Chu FC, McDonald AV, Smales RJ. Effects of surface treatments on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. *J Prosthet Dent* 2000;83(6):644-7.

215. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont* 2006;19(5):442-8.
216. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;71(2):381-6.
217. Ural C, Kulunk T, Kulunk S, Kurt M. The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand* 2010;68(6):354-9.
218. 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.
219. Akyil MS, Uzun IH, Bayindir F. Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed Laser Surg* 2010;28(6):801-8.
220. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater* 2002;18(5):380-8.
221. Lu YC, Tseng H, Shih YH, Lee SY. Effects of surface treatments on bond strength of glass-infiltrated ceramic. *J Oral Rehabil* 2001;28(9):805-13.
222. Attia A. Influence of surface treatment and cyclic loading on the durability of repaired all-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci* 2010;18(2):194-200.
223. Frankenberger R, Kramer N, Sindel J. Repair strength of etched vs silica-coated metal-ceramic and all-ceramic restorations. *Oper Dent* 2000;25(3):209-15.

224. Matinlinna JP, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces - an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil* 2007;34(8):622-30.
225. de Oyague 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):172-9.
226. Ozcan M, Lassila L, Readeschelders J, Matinlinna JP, Valittu PK. Effect of some parameters on silica-deposition on a zirconia ceramic. *J Dent Res* 2005;84.
227. 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(4):356-62.
228. Magne P, Paranhos MP, Burnett LH, Jr. New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. *Dent Mater* 2010;26(4):345-52.
229. Sun R, Suansuwan N, Kilpatrick N, Swain M. Characterisation of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. *J Dent* 2000;28(6):441-5.
230. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005;93(6):551-8.
231. Amaral R, Ozcan M, Valandro LF, Balducci I, Bottino MA. Effect of conditioning methods on the microtensile bond strength of phosphate monomer-based cement on zirconia ceramic in dry and aged conditions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;85(1):1-9.

232. Stubinger S, Homann F, Etter C, Miskiewicz M, Wieland M, Sader R. Effect of Er:YAG, CO(2) and diode laser irradiation on surface properties of zirconia endosseous dental implants. *Lasers Surg Med* 2008;40(3):223-8.
233. van As G. Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin North Am* 2004;48(4):1017-59.
234. Featherstone JDB, Zhang SH, Shariati M, SM M. Carbon dioxide laser effects on caries-like lesions of dental enamel. *Lasers Orthop Dent Vet Med SPIE* 1991;1424: :145-49.
235. Nelson DG, Jongebloed WL, Featherstone JD. Laser irradiation of human dental enamel and dentine. *N Z Dent J* 1986;82(369):74-7.
236. Gokce B, Ozpinar B, Dundar M, Comlekoglu E, Sen BH, Gungor MA. Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent* 2007;32(2):173-8.
237. Mehl A, Kremers L, Salzmann K, Hickel R. 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser. *Dent Mater* 1997;13(4):246-51.
238. Strauss RA. Lasers in oral and maxillofacial surgery. *Dent Clin North Am* 2000;44(4):851-73.
239. Arisu HD, Bala O, Alimzhanova G, Turkoz E. Assessment of morphological changes and permeability of apical dentin surfaces induced by Nd:Yag laser irradiation through retrograde cavity surfaces. *J Contemp Dent Pract* 2004;5(2):102-13.
240. 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):203-8.

241. Li R, Ren Y, Han J. Effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on shear bond strength of composite resin bonded to porcelain. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2000;18(6):377-9.
242. Minamizato T. Slip-cast zirconia dental roots with tunnels drilled by laser process. *J Prosthet Dent* 1990;63(6):677-84.
243. da Silveira BL, Paglia A, Burnett LH, Shinkai RS, Eduardo Cde P, 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. *Photomed Laser Surg* 2005;23(6):543-8.
244. Akova T, Yoldas O, Toroglu MS, Uysal H. Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128(5):630-7.
245. Matsumura H, Kawahara M, Tanaka T, Atsuta M. A new porcelain repair system with a silane coupler, ferric chloride, and adhesive opaque resin. *J Dent Res* 1989;68(5):813-8.
246. Coornaert J, Adriaens P, De Boever J. Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. *J Prosthet Dent* 1984;51(3):338-42.
247. Gregory WA, Hagen CA, Powers JM. Composite resin repair of porcelain using different bonding materials. *Oper Dent* 1988;13(3):114-8.
248. Ahmad I. Point of Care. *J Can Dent Assoc* 2004;70(11):786-7.
249. Ozcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont* 2002;15(3):299-302.