

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN MONOLİTİK
ZİRKONYUMUN SERTLİK VE YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜ İLE REZİN SİMAN BAĞLANTI
DAYANIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Hamza ULU
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Funda BAYINDIR

Doktora Tezi-2015

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN MONOLİTİK
ZİRKONYUMUN SERTLİK VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ İLE
REZİN SİMAN BAĞLANTI DAYANIMINA ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

Hamza ULU

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Doktora Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Funda BAYINDIR**

**ERZURUM
2015**

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

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN MONOLİTİK ZİRKONYUMUN
SERTLİK VE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ İLE REZİN SİMAN BAĞLANTI
DAYANIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Hamza ULU

Tez Savunma Tarihi : 11.06.2015

Tez Danışmanı	: Prof. Dr. Funda BAYINDIR	(Atatürk Üniversitesi)
Jüri Üyesi	: Prof. Dr. Lütfü İ. ALADAĞ	(Atatürk Üniversitesi)
Jüri Üyesi	: Prof. Dr. Abubekir HARORLI	(Atatürk Üniversitesi)
Jüri Üyesi	: Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI	(Ankara Üniversitesi)
Jüri Üyesi	: Doç. Dr. Fatih YETİM	(Erzurum Teknik Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Yavuz Selim SAĞLAM
Enstitü Müdürü

**Doktora Tezi
ERZURUM-2015**

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	I
ÖZET	II
ABSTRACT	III
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VI
TABLolar DİZİNİ.....	IX
1.GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Seramiğin Tarihçesi.....	3
2.2. Porselenlerin Sınıflandırılması	5
2.2.1 İçeriklerine Göre	5
2.2.2. Erime Isılarına Göre	5
2.2.3. Şekillendirme Türlerine Göre	5
2.2.4. Uygulama Alanlarına Göre	6
2.2.5. Yapım Tekniklerine Göre	6
2.4. Tam Seramik Restorasyonlar	7
2.5. Zirkonyum	7
2.5.2. Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP).....	9
2.5.3. Y-TZP Seramik Restorasyonların Endikasyonları.....	10
2.5.4. Y-TZP Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları	10

2.5.5. Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları	10
2.5.6. Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları.....	11
2.5.7. Zirkonyumun Mekanik ve Fiziksel Özellikleri	11
2.5.7.1. Zirkonyumun Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler	13
2.5.8. Zirkonyumun Biyouyumluluğu.....	16
2.5.9. Zirkonya Seramiklerin Üretimi	17
2.5.9.1 Green Stage Zirkonya Blok.....	17
2.5.9.2. Pre-Sinterize Zirkonya Blok	17
2.5.9.3. Sinterize Zirkonya Blok	18
2.5.10. Zirkonyum Oksit Alt Yapıların Üretimi	18
2.5.10.1. CAD/CAM Sistemleri	18
2.5.10.2. MAD/MAM Sistemleri	20
2.5.11 Zirkonyum Esaslı Seramikler.....	20
2.5.11.1 Lava.....	21
2.5.11.2. Cercon	21
2.5.11.3. DC-Zirkon	22
2.5.11.4.Denzir	22
2.5.11.5. Procera AllZirkon.....	23
2.5.11.6. Celay	23
2.5.11.7. Cerec in Lab	24
2.5.11.8. Zeno Tec.....	25
2.5.11.9. Everest.....	25

2.5.11.10. Zirkonzahn	26
2.6. Tam Zirkonyum Seramikler (Monolitik Zirkonyum, MZ)	27
2.6.1. Endikasyonları.....	29
2.6.2. Avantajları.....	29
2.6.3. Dezavantajları	30
2.7. Yüzey Sertliği	30
2.7.1. Yüzey Sertliği Ölçüm Yöntemleri	30
2.8. Yüzey Pürüzlülüğü.....	31
2.8.1. Yüzey Pürüzsüzlüğünün Önemi.....	31
2.8.2. Profilometre Analizi.....	32
2.9. Mikro Gerilim Bağlantı Dayanım Testi (Microtensile Bond Strength Test).....	33
2.9.1. Mikro gerilim Test Metodunun Avantajları.....	36
2.9.2. Mikro gerilim test metodunun dezavantajları	36
2.10. Rezin Simanlar.....	37
2.10.1 Akrilik rezin simanlar	37
2.10.2 Dimetakrilat simanlar.....	38
2.10.3 Geçici amaçlı rezin simanlar:	40
2.11. Dentin Bağlayıcı Sistemlerin Sınıflandırılması.....	40
2.11.1. Total-Etch Sistemler.....	40
2.12. Yüzey İşlemleri.....	45
2.12.1.Mekanik Bağlantı Oluşturan Yüzey İşlemleri.....	45

2.12.1.1. Alüminyum Oksit Partikülleri ile Kumlama	45
2.12.1.2. Asit ile Pürüzlendirme.....	46
2.12.1.3. Döner Aletlerle Pürüzlendirme	46
2.12.1.4. Lazerle Pürüzlendirme	46
2.12.2. Kimyasal Bağlantı Oluşturan Yüzey İşlemleri	47
2.12.2.1. Silan Bağlayıcı Ajanların Uygulanması.....	47
2.12.2.2. Tribokimyasal Silika Kaplama Yöntemleri	48
2.13. SEM Analizi.....	48
3. MATERİYAL VE METOT	50
3.1. Zirkonyum örneklerin hazırlanması.....	51
3.2. Deney gruplarının oluşturulması	53
3.3. İlk Sertlik ve Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri	54
3.4. Yüzey İşlemleri.....	54
3.4.1. Kontrol Grubu	54
3.4.2. Kumlama Grubu.....	55
3.4.3. Cojet Grubu.....	55
3.4.4. Primer Grubu.....	56
3.4.5. Single Bond Grubu.....	56
3.4.6. Kumlama-Primer Grubu.....	57
3.4.7. Cojet – Single Bond Grubu	57
3.5. İkinci Sertlik ve Yüzey Pürüzlülük Ölçümleri	57

3.5.1. Sertlik Ölçümleri	58
3.5.2. Yüzey Pürüzlülük Ölçümleri.....	58
3.6. SEM analizi	59
3.7. Rezin Simanın (RS) Örnek Yüzeylerine Bağlanması.....	60
3.8. ISOMET Cihazında Örneklerin Kesilmesi	65
3.10. Kopma Yüzeylerinin Stereomikroskopta İncelenmesi	69
3.11 Verilerin İstatistik Analizi.....	70
4.BULGULAR	72
4.1. İstatistiksel Analizlerin Değerlendirilmesi.....	72
4.1.1. Sertlik ve Yüzey Pürüzlülük Analizleri	72
4.1.2. Yüzey İşlemlerinin Bağlanma Dayanımına Etkisinin İncelenmesi ...	74
4.2.SEM Analizinin İncelenmesi	77
5.TARTIŞMA.....	80
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	100
KAYNAKLAR.....	102
EKLER.....	126
EK-1. ÖZGEÇMİŞ.....	126
EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU.....	127
EK-3. LABORATUVAR İZİN FORMU.....	128

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması aşamasında bilgi ve deneyimini benimle paylaşan, desteğini her zaman yanımda hissettiğim değerli **Hocam** ve **tez danışmanım** sayın **Prof. Dr. Funda BAYINDIR**'a,

Öğrenciliğim ve doktora eğitimim boyunca mesleki katkılarından dolayı Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm Hocalarıma; asistanlığım boyunca arkadaşlıkları ve dostlukları ile her zaman yanımda olan tüm çalışma arkadaşlarıma; çalışma hayatım boyunca, gösterdikleri tüm anlayış ve sabır için hemşirelerimize, teknisyenlerimize ve personelimize; doğduğum andan bugüne kadar, maddi ve manevi tüm varlıklarını; vatanımıza, milletimize ve mukaddesatımıza sahip çıkan evlatlar olarak yetişmemiz için harcayan ve ömürlerinin sonuna kadar da bu uğurda yaşayacaklarına inandığım çok kıymetli Annem ve Babam'a; kardeşleri olmaktan büyük onur duyduğum, dualarını ve yardımlarını hiç eksik etmeyen, tüm iyi niyetleriyle her an yanımda olan, değerli Ağabeyim ve sevgili Kız Kardeşlerime; hayatıma kattığı tüm güzelliklerle birlikte, tez çalışmamda da sevgisi, özverisi, sabrı ve güler yüzüyle bir an bile yanımdan ayrılmayan ve her daim bana destek olan hayat arkadaşım Selma'ma; kucağımıza ilk aldığımız andan bu yana sevincimiz, neşemiz, sükûnumuz olan biricik canımız oğlumuz Muhammed Rahmi'mize; bu projeyi **2012/379 BAP** proje numarası ile destekleyen Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne sonsuz teşekkürlerimi sunarım... Ayrıca; hayatımı ve hayatımda sahip olduğum tüm güzellikleri ve yukarıda isimlerini saydığım kıymetli insanlarla tanışma bahtiyarlığını bahşeden Yüce Yaratıcı'mıza sonsuz şükürler olsun...

ÖZET

Farklı Yüzey İşlemlerinin Monolitik Zirkonyumun Sertlik ve Yüzey Pürüzlülüğü ile Rezin Siman Bağlantı Dayanımına Etkisinin İncelenmesi

Amaç: Bu tez çalışmasının amacı, son yıllarda klinik kullanımı gittikçe yaygınlaşmaya başlayan monolitik zirkonyuma uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, sertlik ve yüzey pürüzlülüğü ile rezin siman bağlantı dayanımına etkisinin incelenmesidir.

Materyal ve Metot: 10x10x10 mm boyutlarında hazırlanan 35 adet monolitik zirkonyum örnek, yüzey işlemlerine göre rastgele 7 gruba; Kontrol, Kumlama, Cojet, Primer, Single Bond, Kumlama+Primer, Cojet+Single Bond ayrıldı. Bu gruplara yüzey işlemleri uygulandı. Kumlama ve Cojet gruplarında, yüzey işlemleri öncesi ve sonrası sertlik ve yüzey pürüzlülük değerleri ölçüldü ve SEM görüntüleri alındı. Daha sonra tüm örnekler rezin siman bağlanarak, akrilik kalıplar yardımıyla Isomet cihazına bağlandı. Isomet cihazında kesilen örneklerden 1x1x10 mm boyutlarında Prettau Zirkonya-Rezin Siman çubuklar elde edildi. Çubuklar mikro gerilme test cihazına bağlanarak çekme testi yapıldı. Kopma yüzeyleri stereomikroskopta incelendi. Sertlik ve yüzey pürüzlülük ölçümlerine ait değerler Mann-Whitney U ve Wilcoxon Ranks Test ile analiz edildi. Mikro gerilim testi sonucu elde edilen değerlerin istatistik analizi ise one way ANOVA testini takiben Dunnet's' in çoklu karşılaştırma testi ile yapıldı.

Bulgular: Yapılan istatistik analizler sonucunda Kumlama işleminin örneklerin sertliğini ve yüzey pürüzlülüğünü daha fazla etkilediği ancak Cojet işlemine göre anlamlı bir fark olmadığı ($p>0.05$) tespit edilmiştir. Bağlanma dayanımı analizinde ise Kumlama+Primer grubunun diğer gruplardan daha fazla bağlanma dayanımı gösterdiği (18.76 MPa), Kontrol grubunun ise en düşük dayanımı gösterdiği (3.09 MPa) söylenilebilir.

Sonuç: Mekanik ve kimyasal yüzey işlemlerinin birlikte uygulanmasının Monolitik Zirkonyum ve Rezin Siman arasındaki bağlantı dayanımı üzerinde etkili olabileceği bulunmuş olup, farklı yüzey işlemlerinin bağlantı dayanımı üzerinde farklı etkileri olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Monolitik zirkonyum, mikro gerilim testi, rezin siman, sertlik, yüzey pürüzlülüğü

ABSTRACT

Effect of Different Surface Processes on Monolithic Zirconium Hardness Surface Roughness and Microtensile Bond Strength with Resin Cement

Aim: The purpose of this study is the investigate of effect of different surface processes, applied on monolithic zirconium and recently begun to be used clinically, on zirconium hardness, surface roughness and microtensile bond strength with resin cement.

Material and Method: 35 monolithic zirconium samples, prepared in size of 1x1x10 mm, were randomly separated 7 groups; Control, Sandblasting, Cojet, Single Bond, Primer, Sandblasting+Primer, Cojet+Single Bond according to surface processes. In Sandblasting and Cojet groups, the values of hardness and surface roughness were measured. Prettau Zirconia-Resin Cement sticks in size of 1x1x10 mm were obtained from the samples cut in Isomet device. Debonding surfaces were examined in stereomicroscope. The values belong to the hardness and roughness measurements were analyzed with Mann-Whitney U and Wilcoxon Ranks Test. The statistic analysis of values obtained from micro-tensile test were applied with Dennett's' multiple comparisons subsequent to one-way ANOVA test.

Results: As a result of statistical analysis, it was determined that Sandblasting processing affected the hardness and roughness of samples more but there was no significant difference ($p>0.05$) according to Cojet processing. In microtensile bond strength analysis, it can be said that, Sandblasting+Primer group has showed more microtensile bond strength (18.76 MPa) than other groups and Control group has showed lest microtensile bond strength (3.09 MPa).

Conclusion: It has been found that applying mechanical and chemical surface processes together can be effective on the microtensile bond strength between Monolithic Zirconia and resin cement, and the result that different surface processes have different effects on microtensile bond strength has been reached.

Key Words: Hardness, micro-tensile test, monolithic zirconium, surface roughness, resin cement

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Al₂O₃	:Alüminyum oksit
C	:Cojet
CAD/CAM	:Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing
CO₂	:Karbondiyoksit
CS	: Cojet-Single bond
HEMA	: Hydroxyethyl methacrylate
K	:Kübik faz
KHN	:Knoop sertlik numarası
Ko	:Kontrol
KP	:Kontrol-Primer
Ku	:Kumlama
M	:Monoklinik faz
MAD/MAM	:Manuel Aided Design/Manuel Aided Manufacturing
Maks	:Üst değer
META	: Metiloksi etil trimellitik anhidrid
MDP	:Metakriloksidekil dihidrojen fosfat
Min.	:Alt değer
µm	:Mikrometre
MPa	:Megapaskal
MZ	:Monolitik zirkonyum
N	:Newton
Nd:YAG	:Neodimyum atomu katkılanırılmıŒ yitrium alüminyum garnet kristali
Ort	:Ortalama
P	:Primer

PZ	:Prettau Zirkonyum
Ra	:Bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü ölçüm birimi
Rpm	:Bir yüzeyin profil şekli ölçüm birimi
RS	:Rezin siman
S	:Single bond
S.S	:Standart sapma
SEM	:Tarayıcı elektron mikroskobu(Scanning Electron Microskop)
T	:Tetragonal faz
TZP	:Tetragonal zirkonya polikristali
VHN	:Vickers sertlik değeri
Y-TZP	:Yttrium-stabilize tetragonal zirkonya
Y₂O	:Yttrium oksit
Zr₂O₃	:Zirkonyum oksit

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Zirkonyumun faz değişim sıcaklıkları.....	9
Şekil 2.2. Transformasyon-sertleşme mekanizmasının şematik çizimi.....	12
Şekil 2.3. Y-TZP'nin kompozisyonu ve üretim sıcaklıklarının faz ilişkisi	14
Şekil 2.4. Tetragonal fazın retansiyonu; kritik gren boyunun tetragonal zirkonyanın yttrium içeriğine karşı grafiği.....	15
Şekil 3.1. Sinterize edilmiş 10x10x10 mm boyutlarındaki PZ örnek.....	51
Şekil 3.2. Sinterizasyon fırını	52
Şekil 3.3. Yüzey işlemleri için rastgele seçilen 5 PZ örnek	53
Şekil 3.4. Kumlama cihazının içerisinde ve kumlama ucunun görünümü	54
Şekil 3.5 a,b,c Cojet Prep cihazı, Cojet kumu, Cojet işlemi uygulanması.....	54
Şekil 3.6. Z-prime plus primer.....	55
Şekil 3.7. Single bond universal	56
Şekil 3.8. Vickers hardness test cihazında sertlik ölçüm işlemi	57
Şekil 3.9. Profilometre cihazı ile yüzey pürüzlülük ölçümü	58
Şekil3.10. SEM cihazı	59
Şekil 3.11. Panavia F 2.0 rezin siman kiti	60
Şekil3.12a,b ESSIX kalıpların elde edilmesi	60
Şekil 3.13.a,b Panavia F 2.0 Primer A-B,Primer A-B'nin PZ örnek yüzeyine uygulanması	61
Şekil 3.14.a,b Panavia F2.0 A-B paste, Panavia F2.0 A-B paste'lerin karıştırılması	62

Şekil 3.15. Instronda 0,01 kN yük altında örneklerin tutulması aşaması	63
Şekil 3.16. Yük altındaki rezin simanların ışık ile polimerizasyonu.....	63
Şekil 3.17. Akrilik kalıp içerisine yerleştirilen PZ-RS örnek.....	64
Şekil 3.18.a Isomet cihazı.....	64
Şekil 3.18.b PZ-RS örneğin Isomet cihazına bağlanması	65
Şekil 3.19.a PZ-RS örneğin vertikal yönde kesilmesi.....	65
Şekil 3.19.b Vertikal ve sagittal yönde kesilmiş PZ-RS örnek	65
Şekil 3.20. Mikrobar çubuk örnekler.....	66
Şekil 3.21. ETÜV	67
Şekil 3.22. Mikro gerilim test cihazına sabitlenen mikrobar çubuk.....	67
Şekil 3.23. Mikro gerilim test cihazında çekme işleminin yapılması.....	68
Şekil 3.24. Kopma görüntülerinin analiz edildiği stereomikroskop.....	69
Şekil 4.1. Kumlama ve Cojet işlemlerine ait sertlik değerlerinin grafik gösterimi (MPa).....	72
Şekil 4.2. Kumlama ve Cojet işlemlerine ait yüzey pürüzlülük değerlerinin grafik gösterimi (Ra).....	73
Şekil 4.3. Yüzey işlemlerine ait mikro gerilme test sonuçlarını gösteren grafik (MPa).....	76
Şekil 4.4. Ko grubuna ait örneğin 1000X büyütmedeki SEM görüntüsü.....	76
Şekil 4.5. Ku grubuna ait örneğin 1000X büyütmedeki SEM görüntüsü.....	77

Şekil 4.6. C grubuna ait örneğin 1000X büyütmedeki SEM görüntüsü	77
---	----

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Monolitik zirkonya üreten firmalar.....	29
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	49
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar	50
Tablo 4.1. Kumlama ve Cojet işlemlerine ait sertlik değerlerinin Ortalama, standart sapma, minimum, maksimum değerlerinin sonuçları	72
Tablo 4.2. Kumlama ve Cojet işlemlerine ait yüzey pürüzlülük değerlerinin Ortalama, standart sapma, minimum, maksimum değerlerinin sonuçları	73
Tablo 4.3. Mikro gerilme testine ait verilerin one way ANOVA analizi değerleri	73
Tablo 4.4. Mikro gerilme testine ait verilerin homojen dağılım analiz tablosu	74
Tablo 4.5. Yüzey işlemlerine ait mikro gerilme testi değerlerinin Ortalama, standart sapma, minimum, maksimum değerlerinin tablosu(MPa).....	75
Tablo 4.6. Mikro gerilme testi sonucu stereomikroskopta gözlenen kopma şekilleri(%).....	78

1.GİRİŞ

Kayıp diş ve diş dokularının, biyolojik uyuma sahip, estetik ve çiğneme kuvvetlerine dirençli malzemelerle restore edilmesi, diş hekimliğinde yıllardır süre gelen bir arayış olmuştur. Sabit protetik restorasyonlar, diş hekimliğinde önemli bir yer tutmaktadır. Günümüzde metal destekli porselenler, dirençleri ve uzun dönem klinik başarılarından dolayı sabit protetik restorasyonlarda en çok tercih edilen sistemler olmasına karşın, estetik beklentilerin artması ve bazı alışımlara karşı gelişen toksik ve alerjik reaksiyonlar nedeniyle, hastalar ve hekimler tarafından metal içermeyen alternatif restorasyonların kullanımı tercih edilmeye başlanmıştır.¹

Güçlendirilmiş tam seramik sistemleri arasında zirkonya esaslı seramik restorasyonlarının tercih edilme sıklıkları da giderek artmaktadır. Zirkonya esaslı seramikler, yüksek dayanıklılık ve estetik özelliklerinden dolayı tercih edilirler.²

Zirkonya esaslı seramikler biyouyumluluk ve yüksek mekanik dayanım özelliklerine sahip olmalarına rağmen polikristalin mikroyapıları nedeniyle opak beyaz renkte olmaları, restorasyonun estetik görünümünü olumsuz yönde etkilemekte ve anterior bölgelerdeki kullanımlarını kısıtlamaktadır.³ Zirkonya esaslı seramik restorasyonların estetik özelliklerini arttırabilmek amacıyla, zirkonya altyapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli üstyapı seramikleri uygulanmaktadır.⁴

Yüksek dayanıklılığa sahip zirkonya materyali, üstyapı seramiği ile birlikte kullanıldığında daha estetik sonuçlar elde edilmektedir.⁵ Ancak bu kez de zirkonya alt yapı ile üst yapı seramiği arasında karşılaşılan sorunlar da restorasyonun klinik başarı oranını olumsuz etkilemektedir. Bu başarısızlıkları gidermek ya da başarısızlık yüzdelelerini düşürebilmek amacıyla yapılmış güncel çok sayıda araştırma bulunmaktadır.⁶

Monolitik zirkonya esaslı seramikler de standart zirkonya altyapıların opak görünümünden kaynaklanan olumsuzlukları gidermek amacıyla geliştirilmişlerdir. Monolitik zirkonya seramikler yüksek translusentlik özelliğine sahiptirler. 0.5 mm ye kadar inceltilerek kullanılma endikasyonları da vardır.⁷

Zirkonyum esaslı seramiklerin simantasyonunda rezin simanlar kullanılmaktadır. Ancak cam faz içermeyen zirkonyum seramiklerin yalnızca rezin simanlarla simantasyonunda, bağlantı yetersiz kalmaktadır. Bu yüzden zirkonyum seramiklerin yüzeylerine bağlanma dayanımını arttıran farklı yüzey işlemleri uygulanmaktadır.

Bu çalışmanın hipotezi; kimyasal bağlayıcı ajanların mekanik yüzey işlemlerine göre monolitik zirkonyum ve rezin siman arasındaki bağlanma dayanımı üzerinde daha etkili olduğu yönündedir.

Bu in-vitro tez çalışmasının amacı, farklı yüzey işlemlerinin monolitik zirkonyum, rezin siman bağlantı dayanımına etkisinin incelenmesidir. Bu amaçla çeşitli mekanik testler yapıp elde edilen veriler istatistiksel olarak incelenip farklı araştırmalarla karşılaştırılmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramiğin Tarihçesi

Seramik, insanoğlunun suni olarak icat ettiği ilk materyaldir.⁸ Yunanca topraktan yapılmış anlamına gelen ‘keramikos’ kelimesinden türetilmiştir.⁹ İlk kullanımı taş devrine kadar uzanan seramik,¹⁰ daha sonra Mezopotamya uygarlığında ve Asurlarda yapı malzemesi olarak kullanılmıştır. M.Ö. 50 yıllarında ise Çinliler tarafından geliştirilerek kiremit, tuğla, yapımında ve Çin porseleni adıyla sanat eserlerinin yapımında kullanılmıştır. 18. yüzyılda Avrupa’ya getirilmiştir.^{9, 10}

Seramik ifadesinin anlamı daha kapsamlı iken, porselen terimi bunun daha alt gruplarını ifade etmekte¹¹ ve Ortaçağ İtalyancasındaki küçük deniz kabuğu anlamına gelen porcella’dan gelmektedir. İlk örnekleri bin yıl kadar öncesine dayanan porselenin dental materyal olarak kullanımı, 1700’lü yıllara dayanmaktadır.⁹ Yapısında porselen kullanılan protez, ilk olarak 1774 yılında Fransız eczacı olan Duchateau tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır.¹² Duchateau ve diş hekimi Nicolas Dubois de Chenant birlikte çalışarak, 1789 yılında ilk porselen diş materyalinin patentini almışlardır.⁸ Platin pinler veya çerçeve ile proteze sabitlenen ilk kişisel porselen dişler 1808 yılında İtalyan diş hekimi Giusseppangelo Fonzi tarafından yapılmıştır.¹³ Bu dişlerin opaklık ve kırılganlık gibi dezavantajları olduğu görülmüştür.⁸ Porselen dişler 1817 yılında Amerika’da tanıtılmış, 1825 yılında ise ticari üretimine başlanmıştır. Porselenin platin bir post ile kaynaştığı Richmond kuron 1855 yılında tanıtılmıştır. 1873 yılında tam porselen kuron fikri ortaya atılmıştır.¹⁰ Platin yaprak üzerinde pişirilen ilk feldspatik porselen türü 1903 yılında Dr. Chatles Lans tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır.⁸ Bu porselenin estetik görüntüsünün çok iyi olmasına karşın, bükülme dayanıklılığının az olması başarısız olmasına sebep olmuştur.

İlk metal-porselen restorasyonun patenti 1962 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde alınmıştır ve Vita Firması (Vita Zahnfabrik, Almanya) tarafından 1963 yılında ilk ticari porselenin üretimine başlanmıştır.⁹ İngiltere'de Mc Lean ve Huges'in¹⁴ 1965 yılında porselene güçlendirici olarak alüminyum oksit ilave etmeleriyle %40-50 oranında alüminyum oksit içeren kor seramiği geliştirilmiştir. Porselenin içindeki alümina kristallerinin artması ise fazla opak bir görünüme neden olmuş ve üst yapı materyali olarak feldspatik porselen kullanılma ihtiyacını doğurmuştur.¹ Alüminyum porselen kuronların 131 MPa civarında olan düşük bükülme dirençleri sadece ön bölgede kullanılmalarını mümkün kılmıştır.^{10, 15}

Tam seramik sistemlerdeki gelişmeler, 1984 yılında ilk dökülebilir cam seramik olan Dicor'un ve aynı yıllarda yeni bir refrakter day (ısıya dayanıklı day) metodu olan %70 alümina içeren Hi-Ceram'ın geliştirmesiyle hız kazanmıştır.¹⁶ Fransa'da 'slip casting' yöntemi ile elde edilen alümina alt yapının cam infiltrasyonu ile güçlendirildiği ve alümina içeriği %90'nın üzerinde olan yeni bir kor sistemi 1988 yılında geliştirilmiş ve Vita firmasının In-ceram adıyla piyasaya sürülmüştür.¹⁷ IPS-Empress sistemi 1990 yılında geliştirilmiştir. Yüksek kırılma dayanıklılığı gösteren IPS-Empress 2 1998 yılında piyasaya sunulmuştur.¹⁰ 2005 yılında geliştirilen IPS e.max Press ise, preslenebilir ingotlara sahip % 70 lityum disilikat içerikli bir cam seramik materyalidir. Sistemin Empress ve Empress 2 sistemlerinden farkı; dört farklı opasiteye sahip ingotları sayesinde estetik kaliteyi arttırması yanında oldukça dirençli olmasıdır.¹⁸

Günümüzde seramiklerin gelişim sürecinde yapısı ve pişirilme teknikleri ile ilgili çok önemli adımlar atılmış estetik, biyolojik uyum ve yüksek mekanik dayanıklılık gibi özellikleri bir arada bulunduran materyallerin üretilmesi hedeflenmiştir. Zirkonyum oksit, tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacı ile yapıya ilave edilen son malzemelerden birisi olmuştur.

Zirkonya, son yıllarda prefabrike kanal postları, ortodontik braketler, implant destekler ve yaygın olarak sabit protetik restorasyonların alt yapılarının oluşturulmasında kullanılmaktadır.¹⁹ Yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP), son derece stabil, sert ve dental restorasyonların hazırlanması için mükemmel bir materyal olarak, tam seramik restorasyonlarda ideal alt yapı ihtiyacını karşılamaktadır.⁶

Bununla birlikte, zirkonya ve veneer porselen arasındaki bağlantıda meydana gelen kopmalar ve porselenin kırılması, uzun gövdeli zirkonyum alt yapı köprülerde meydana gelen kırılmalar; hem estetik hem de üstün kırılma dayanımına sahip bir materyal geliştirme ihtiyacını doğurmuştur. Bu amaçla yapılan çalışmalar neticesinde, monolitik zirkonyumlar üretilmiştir.²⁰

2.2. Porselenlerin Sınıflandırılması

Dental porselenler, aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilirler:

2.2.1 İçeriklerine Göre

- Feldspatik
- Alüminöz
- Metale bağlanan.^{21, 22}

2.2.2. Erime Isılarına Göre

- Yüksek ısı (1315°C-1370°C)
- Orta ısı (1090°C-1260°C)
- Düşük ısı (870°C-1090°C)
- Ultra-düşük ısı (650°C-870°C).^{21, 22}

2.2.3. Şekillendirme Türlerine Göre

- Fırınlanan porselenler
- Dökülebilir porselenler.²²

2.2.4. Uygulama Alanlarına Göre

- Metal kuron ve köprü protezlerinde uygulanan porselenler
- Full porselen kuronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu venerlerde uygulanan porselenler
- Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler.^{1, 23}

2.2.5. Yapım Tekniklerine Göre

- Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar
- Döküm metal üzerine hazırlanan restorasyonlar
- Metal folyo üzerine hazırlanan restorasyonlar
- Elektroliz yöntemiyle metal alt yapı üzerine hazırlanan restorasyonlar.²³⁻²⁵
- Tam seramik restorasyonlar
- Geleneksel toz-likit karışımı ile yapılan seramikler
- Dökülebilir seramikler
- Presleme ile hazırlanan seramikler
- İnfiltrasyon seramikler
- Frezeleme ile üretilen seramikler.²³⁻²⁵

2.3. Geleneksel Metal Destekli Porselenler

Metallerin çekme dayanıklılığın porselenlerden daha yüksek olması, porselenlerin metal alt yapıyla desteklenmesi fikrinin ortaya atılmasına sebep olmuştur. Metal alt yapı çekme gerilimlerinin oluşmasını engelleyerek, yüzeydeki çatlakların yayılmasını önlemektedir. Metalin dayanıklılığı ile porselenin estetiğini birleştiren metal-porselen restorasyonlar kuron-köprü protezleri için beklenen gereksinimleri büyük ölçüde karşılamış ve uzun yıllar başarıyla kullanılmıştır.^{10, 13, 26}

Metal-porselen restorasyonların geniş kullanım alanı bulmalarına karşın; metal alt yapının ışık geçirgenliğini azaltması, marjinal kısımlarda metalin görünmesi, porselenin metalden dolayı renk değiştirmesi, metal ile porselen arasındaki bağlantı başarısızlıkları, kullanılan metalin allerjik ve toksik özelliklere sahip olması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu olumsuzluklar nedeniyle metal-porselen restorasyonlara alternatif sistemler araştırılmaya başlanmıştır.^{13, 14, 27}

2.4. Tam Seramik Restorasyonlar

Tam seramik restorasyonlar, metal destekli porselenlerde görülen dezavantajları ortadan kaldırmak amacı ile geliştirilmiştir. Metal-porselen restorasyonlara göre, tam seramik restorasyonlar gelişmiş ışık geçirgenliklerine bağlı olarak yüksek estetik potansiyele sahiptirler.²⁸ Ayrıca mükemmel biyouyumlulukları, korozyona dirençli yapıları, düşük plak tutunumları, düşük ısı ve elektrik iletkenliğine sahip olmaları tam seramik restorasyonları ideal dental materyal haline getirmiştir.

2.5. Zirkonyum

Zirkonyum kimyasal bir element olup, sembolü 'Zr' dir. Arapça 'altın renginde' anlamına gelen 'zargon' kelimesinden oluşmaktadır. 'Zargon' kelimesi ise Farsça bir kelime olan 'Zar' (altın) ve 'Gun' (renk) kelimelerinin birleşmesinden oluşur. Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır. Hekzagonal kristal bir yapı göstermektedir. Periyodik cetvelin 5. Periyodu'nda 4b grubunda yer alan bir geçiş elementidir. Atom numarası 40, atomik ağırlığı 91.22 g/mol, değerleri +2, +3 veya +4'tür.²

Zirkonya doğada saf halde bulunmaz. Birçok farklı bileşik halinde bulunabilir. Zirkonyumun bilinen mineralleri, zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2)' dir.²⁹ Zirkonyum silikatın diğer adı 'zirkon'dur. Zirkonyum oksitin diğer adları ise 'zirkonya ve baddeleyit' tir.

Zirkonya ilk olarak Alman Kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından 1789 yılında bulunmuştur.² Jons Berzelins tarafından 1824 yılında potasyumla işlenerek izole edilmiştir.³⁰ Saf zirkonyum 1914 yılına kadar kullanılmamıştır. Uzun bir süre seramiklere pigment olarak kullanılmıştır.²

Zirkonyum sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dayanıklıdır.³³ Zirkonyum metalinin saflığı, mekanik özelliklerini artırmaktadır. Zirkonyum reaktif bir metal olduğu için, hava veya solüsyon ile temas ettiğinde yüzeyinde hemen oksit tabakası oluşur. Oluşan oksit tabaka zirkonyumun korozyona karşı dirençli olmasını sağlar. Zirkonyumun diğer seramiklere göre fiziksel özellikleri üstündür.³⁰

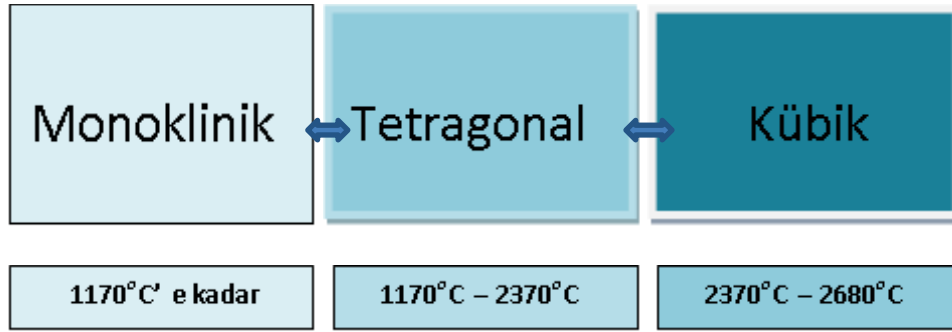
Yapılan in vitro çalışmalarda zirkonyanın bükülme direnci ortalama 900-1200 MPa, kırılma dayanıklılığı ise 7-10 MPa olarak bulunmuştur. Yüksek direnç ve kırılma dayanıklılığı gibi mekanik özellikleri, tetragonal-monoklinik faz transformasyonuna bağlıdır.²

Saf zirkonyumun kaynama sıcaklığı 4409 °C olup, erime sıcaklığı 1855°C'dir ve düşük termal iletkenliğe sahiptir.² Zirkonya (ZrO₂) polimorfik bir malzemedir. Üç farklı kristal yapıya sahiptir. Bunlar Monoklinik (M), Tetragonal (T) ve Kübik (K) fazlardır. Bu üç yapı benzer kimyasal özelliklere sahiptir.³¹

2.5.1. Zirkonyumun Mikroyapısı

Zirkonya polimorfik bir malzemedir ve kristalleri aşağıdaki fazlara sahiptir. (Şekil 2.1)

- 1) Kübik faz (K): 2370°C ile 2680°C arasında stabil faz
- 2) Tetragonal faz (T): 1170°C ve 2370°C arasında stabil faz
- 3) Monoklinik faz (M): Oda sıcaklığında stabil faz



Şekil 2.1 Zirkonyumun faz değişim sıcaklıkları

Sinterleme işlemi sonrası soğuyan zirkonyum oksitte, 100°C ile 1170°C arasında tetragonal-monoklinik (T-M) transformasyon meydana gelir. Kontrolsüz gerçekleşen bu faz değişimi ile birlikte yüksek internal streslere neden olabilecek %1-5'lik hacimsel bir artış oluşmaktadır. Bu olay, materyalin soğuması sırasında küçük parçalara ayrılmasına neden olduğundan, istenmeyen bir durumdur. Zirkonyumun oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesi için, saf zirkonyuma kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yttrium ve seryum gibi metal oksitler ilave edilir. Bu metal oksitlerin ilave edilmesi ile tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm kontrollü olarak sağlanır. Zirkonyuma, kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yttrium ve seryum gibi metal oksitler ilave edilerek hazırlanan karışımlar biyomedikal kullanımlar için denenmiş, ancak sadece zirkonya-yttrium seramiklerin biyomedikal açıdan kullanıma uygun olduğu görülmüştür. Bunun yanında kalsiyum, magnezyum, alüminyum ilaveleri ile karma fazlar elde edilirken, yttrium ile stabilize edilen zirkonyanın oda sıcaklığında sadece tetragonal fazda kalması sağlanmıştır.²

2.5.2. Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)

Yttrium oksit(Y_2O_3), saf zirkonyayı oda sıcaklığında stabilize etmek ve multifazlı parsiyel stabilize zirkonyayı elde etmek amacı ile yapıya ilave edilen stabilize edici bir oksittir.³² Tetragonal zirkonya polikristali (TZP) oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edici oksit olarak %2-3 oranında Y_2O_3 içerir. Tetragonal tanecikler metastabil yapıdadır. Tanecik yapısının belirli bir büyüklüğün üzerinde olması, T→M

faz dönüşümüne neden olmaktadır. Oda sıcaklığında metastabil bir yapı elde etmek için tanecik büyüklüğünün 0,8 µm' den küçük olması gerekmektedir. Ancak tanecikler çok ince yapıda olduğunda T→M faz dönüşümünü inhibe edilebilmektedir.²

Y-TZP esaslı restorasyonlar, önceden sinterlenmiş blokların hafif bir şekilde şekillendirilmesini (soft machining) takiben yüksek ısıda sinterleme ile veya tamamen sinterlenmiş blokların sert bir şekilde işlenmesi (hard machining) ile üretilmektedir.³¹

2.5.3. Y-TZP Seramik Restorasyonların Endikasyonları

1. Anterior ve posterior bölge tek kuronlar,
2. Üç-dört üniteli köprüler.^{33, 34}

2.5.4. Y-TZP Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları

1. Örtülü kapanış vakalarında,
2. Yetersiz oklüzal mesafe,
3. Yetersiz destek diş kuron boyu,
4. Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar,
5. Kanatlı köprü (kantilever) kullanımı tasarlandığında,
6. Yetersiz periodontal destek.^{33, 34}

2.5.5. Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları

1. Yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir,
2. Biyouyumludur, lokal veya sistemik yan etkiler görülmez,
3. İnce partiküllü yapısı sayesinde detaylı şekillendirilebilmektedir,
4. Preparasyon dişeti hizasında veya üzerinde bitirilebilmektedir,
5. Isısal iletkenliğin düşük olması hassasiyet ve pulpa irritasyonlarını önlemektedir,
6. Titanyuma göre daha az bakteri birikimi görülmektedir,

7. Radyopak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirmesine olanak sağlamaktadır,

8. Simantasyonu için adeziv yapıştırma önerilmekle beraber konvansiyonel teknikler de kullanılabilir. ³³⁻³⁵

2.5.6. Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları

1. Görünümleri opaktır,
2. Aşındırma ve yüzey işlemlerinin, materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkileri vardır,
3. Köprü protezlerinde, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda gövde ile destek kuronun birleşim alanı daralacağından oklüzal kuvvetler altında restorasyonun dayanıklılığı azalmaktadır,
4. Bu restorasyonlarda uyumsuzluk görüldüğünde yeni bir ölçü alınarak tekrar yapılması gerekir. ³³⁻³⁵

2.5.7. Zirkonyumun Mekanik ve Fiziksel Özellikleri

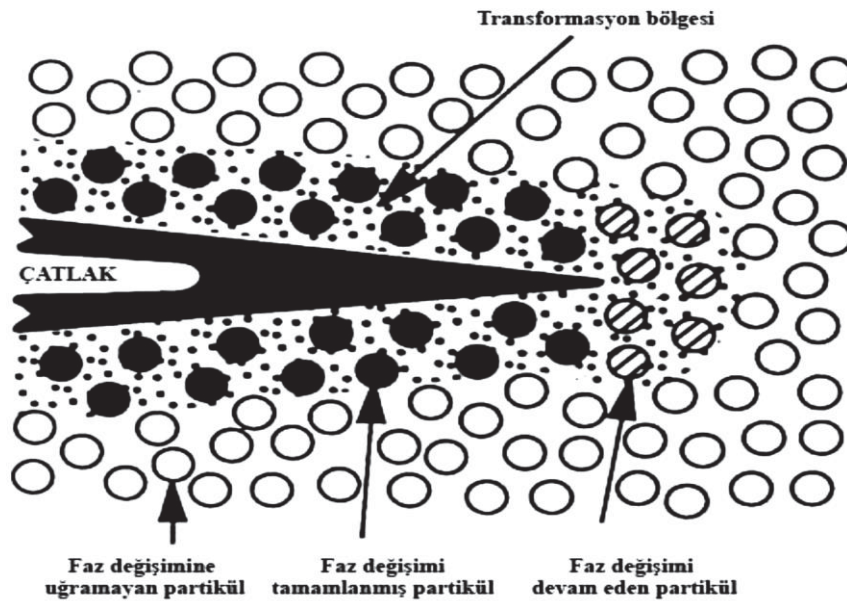
Zirkonya, paslanmaz çeliğe benzer mekanik özelliklere sahiptir. Bükülme dayanımı 900-1200 MPa ^{36, 37}, kırılma dayanımı 7-10 MPa, elastiklik modülü yaklaşık 200 MPa ve Vicker's sertliği ise dental alaşımların 4-5 katı olarak saptanmıştır.²

Zirkonyum oksit yapının kuvvetler karşısında dayanıklılığı ile ilgili iki teori vardır:

1. Termal genleşme katsayısı farkı: Zirkonyumun içindeki tetragonal fazın termal genleşme katsayısı 6.5°C iken, kübik fazın termal genleşme katsayısı ise 10.5°C'dir. İki faz arasında bulunan termal genleşme katsayısı farkı, ısı işlemler sırasında yapı içinde mikro çatlakların oluşmasına neden olur.

Bu mikro çatlaklar, yapı içinde bir iç basınç meydana getirerek ileride oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtır ve çatlak ilerlemesini engelleyici etki gösterir.²

2. İç stres oluşumu: Parsiyel stabilize zirkonya ile güçlendirilmiş bir restorasyon, ağız içine uygulanıp fonksiyona girdiği zaman, yapı içerisindeki kübik matriks üzerine bir baskı uygulanmaya başlar ve bu baskı sonucunda kübik matriks içindeki düzenli yayılmış olan tetragonal faz daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapar. Bu faz değişimi, kristallerde %3-5 oranında hacim artışı oluşturarak kübik matriks içerisinde baskı kuvvetleri ile bir iç stres meydana getirir. Bu stres alanları ise çatlak ilerlemesini önleyici etki gösterir ve böylece ZrO_2 seramiklerinin mekanik özellikleri artırılmış olur. Zirkonyuma dayanıklılığını veren ‘transformasyon sertleşmesi’ adı verilen bu özelliğidir (Şekil 2.2).^{2, 38}



Şekil 2.2. Transformasyon-sertleşme mekanizmasının şematik çizimi

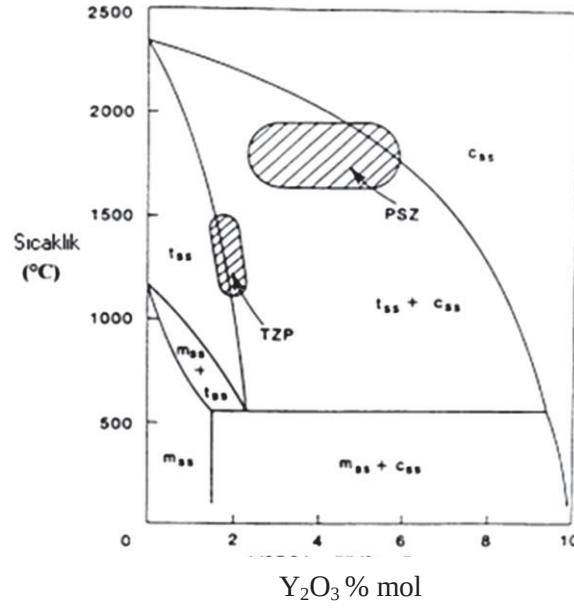
2.5.7.1. Zirkonyumun Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

Y-TZP nin mekanik özelliklerini etkileyen faktörler aşağıda belirtilmiştir:

1. Stabilize edici oksidin miktarı
2. Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli
3. Sıcaklık
4. Nem
5. Zaman

Stabilize Edici Oksidin Miktarı: Stabilizatör oksitin gren büyüklüğünün ve oranının artması faz değişimini hızlandıran bir faktördür. ZrO_2 'nin mekanik özelliklerini arttırmak amacı ile yapıya düşük oranda CaO, MgO, Y_2O_3 gibi stabilize edici oksitler ilave edilmeli ve bu oksitlerin ZrO_2 içinde homojen olarak dağılımı sağlanmalıdır. Yapılan çalışmalar sonucunda en iyi mekanik özelliklerin, yapının içerisine %2 oranında Y_2O_3 ilave edilmesi ile elde edildiği belirlenmiştir. Yttriyum oksit oranının arttırılması durumunda; tetragonal fazın oranı azalır, gren boyutu artar ve bunun sonucunda yapının stabilitesi bozulur. Aynı zamanda yttrium oksit oranının arttırılması sinterlenme ısını düşürür. Sinterlemenin düşük ısıda yapılması ise yapı içindeki porozite miktarını artırarak kırılma dayanıklılığında azalmaya neden olur (Şekil 2.3).^{2,}

39, 40

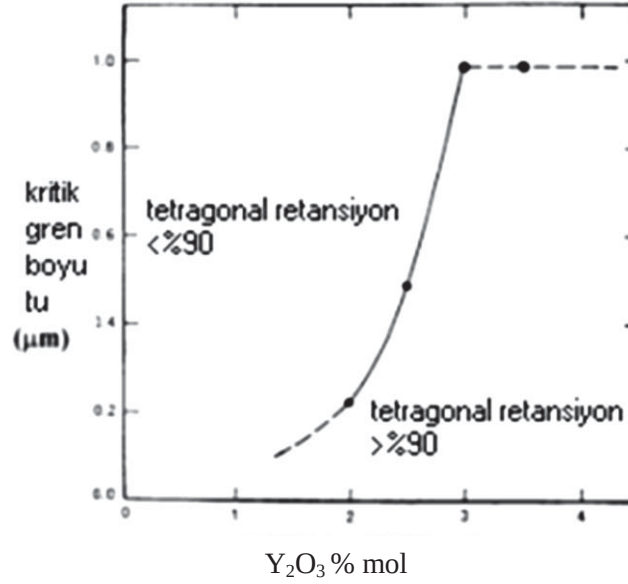


Şekil 2.3 Y-TZP'nin kompozisyonu ve üretim sıcaklıklarının faz ilişkisi

Zirkonya Partiküllerinin Boyutu ve Şekli: Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli de mekanik özellikleri etkilemektedir. İdeal kırılma dayanıklılığı için, materyalin partikül boyutunun 0.3 µm olması gerektiği bildirilmiştir. Yapı içerisindeki partikül içeriğinin artması sinterlenmiş zirkonyanın mekanik özelliklerini azaltmaktadır. Stabilizatör miktarının %1 oranında artırılması, yani % 3 Y₂O₃ ilave edilmesi, partikül boyutunun 1 µm'a ulaşmasına ve malzemenin mekanik özelliklerinin bozulmasına neden olur.⁴¹ Partikül boyutunun artması durumunda ise, spontan olarak T-M faz değişimi meydana gelir. Bu değişim; yapının içindeki partikül dağılımının ince taneli ve homojen olmasıyla önlenabilir.² Y-TZP seramiklerde en yüksek kırılma sertliğini elde edebilmek ve faz değişim sertleşmesi mekanizmasını aktive edebilmek için %2 oranında Y₂O₃ ilave edilmesi ve 0.3 µm gren boyutu idealdir.⁴²

Eşit partikül miktarına sahip iki materyalin kırılma ve bükülmeye dayanıklılığı, poroziteye bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Porozite miktarı arttıkça materyalin mekanik özellikleri zayıflamaktadır. Porozite miktarı, yapı içindeki çatlakın ilerleyişini de değiştirmektedir.¹⁹ Eğer materyal fazla miktarda poroziteye sahipse, çatlak ilerleyişi

küçük grenler arasındaki boşluklardan yani intergranuler şekilde olacaktır. İntergranuler çatlak ilerleyişi, malzemenin mekanik direncinin yetersiz olduğu durumlarda görülmektedir.⁴³



Şekil 2.4. Tetragonal fazın retansiyonu; kritik gren boyunun tetragonal zirkonyanın yttrium içeriğine karşı grafiği

Sıcaklık: Sıcaklık artışı Y-TZP' nin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. Bunun nedeni, tetragonal fazdan monoklinik faza spontan geçiş olması ve malzemenin yarı-stabil özelliğini kaybetmesidir. Bu faz değişiminin ortaya çıkması için 200-300°C'lik kritik bir ısı aralığı gerekmektedir. Malzemenin 100-400°C'de uzun süre tutulması sonucu ortaya çıkan faz değişimine 'low-temperature degradation' (LTD; düşük ısıda bozunma) denir.⁴⁴ Ortamda nemin de var olması durumunda faz değişim miktarı artacak ve materyalin yarı stabil özelliğini kaybetmesinden dolayı mekanik özellikleri bozulacaktır.^{2, 41}

Nem: Nemin tek başına sinterlenmiş zirkonyanın mekanik direncini etkileyen bir faktör olmadığı, ancak yüksek sıcaklığa nem eşlik ettiği zaman faz değişim hızının arttığı bildirilmiştir. Nemin düşük ısıda bozunma olayına etkisinin, birçok araştırmacı tarafından net bir şekilde açıklanamamasına karşın, yapılan bir çalışmada, zirkonya

yüzeyindeki ZrO_2 tarafından suyun absorbe edilmesine bağlı olarak yüzeyde enerji biriktiği ve spontan T-M faz değişiminin olduğu bildirilmiştir.⁴¹

Zaman: Geleneksel porselenlerde görülen yorgunluk olayı, zirkonyanın yapısal farklılığı nedeniyle Y-TZP içeren seramiklerde görülmemektedir. Ancak Y-TZP içeren seramiklerde zamana bağlı olarak gelişen ve tetragonal fazın monoklinik faza geçişinin kontrolsüz bir şekilde artmasıyla kendini gösteren bir yaşlanma olayı söz konusudur. Yaşlanma olayı sonucunda materyalin, yarı stabil özelliğini kaybetmesine bağlı olarak mekanik özellikleri bozulur.⁴⁵

Yaşlanma olayı ile ilgili olarak aşağıdakiler söylenebilir;

1. T-M faz dönüşümü materyalin yüzeyinde başlayıp gövdenin içine doğru devam eder,
2. Yaşlandırma sonucunda materyalin yapısı, yoğunluğu ve direnci değişmektedir,
3. T-M faz dönüşümü buharın veya suyun içinde gelişir,
4. En kritik sıcaklık $200^{\circ}C-300^{\circ}C$ arasındır,
5. Stabilize edici oksitin konsantrasyonunun artması veya tane boyutunun azalması transformasyon oranını düşürür,
6. Mekanik özelliklerdeki bozulma, materyaldeki mikro ve makro çatlaklarla ve T-M faz geçişiyle birlikte meydana gelir.⁴⁴

2.5.8. Zirkonyumun Biyouyumluluğu

Yapılan in-vivo ve in-vitro çalışmalar sonucunda, radyoaktif içeriğinden arındırılmış saf zirkonya tozlarının biyouyumluluklarının oldukça yüksek olduğu, hiçbir lokal veya sistemik reaksiyon oluşturmadıkları tespit edilmiştir.⁴⁶ Saflaştırılmış ve saflaştırılmamış tozdan elde edilen zirkonya seramiklerinin mutajenik ve karsinojenik etkilerinin araştırıldığı bir çalışma sonucunda, Y-TZP'nin hücre ile uyumlu olduğu,

mutajenik ve karsinojenik etkisinin olmadığı belirlenmiştir.³⁵ Yapılan son çalışmalarda Y-TZP'nin bakteriyel tutulumunun titanyumdan daha az olduğu ifade edilmiştir.⁴⁷

Ayrıca Uzun⁴⁸, tez çalışmasında yaptığı sitotoksikite testi sonrasında elde ettiği bulgularda kullandığı materyallerin belli oranlarda toksik olduğunu; ancak 3Y-TZP materyalinin, IPS Emress 2 ve titanyumdan daha az toksik olduğunu ve biyouyumluluğunun daha yüksek olduğunu tespit etmiştir.

2.5.9. Zirkonya Seramiklerin Üretimi

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya blokların aynı kimyasal kompozisyona sahip olmasına karşın, bloğun elde ediliş şekline bağlı olarak direnç ve ışık geçirgenliği açısından farklılıklar bulunmaktadır.

Üretim şekline göre yttrium içeren zirkonya bloklar; Green Stage Zirkonya, Pre-sinterize Zirkonya ve Sinterize Zirkonya olmak üzere üçe ayrılmaktadır.

2.5.9.1 Green Stage Zirkonya Blok

Seramik tozlarının özel bağlayıcılar kullanılarak ısı uygulanmadan preslenmesi ile hazırlanan bu bloklar tebeşir kadar yumuşak ve en kolay işlenebilen bloklardır. Kuru ortamda elmas ve tungsten frezlerle şekillendirilirler. Sinterleme esnasında oluşabilecek büzülme için normal boyutlarından %20-25 daha büyük hazırlanırlar. Sinterleme işleminden sonra sinterlenmemiş pöröz zirkonya, yaklaşık %20-30 oranında bir büzümeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir.^{33, 34,}

49

2.5.9.2. Pre-Sinterize Zirkonya Blok

Pre-sinterize zirkonya bloklar, green zirkonyanın, 500°C'de yaklaşık olarak 30 dakika fırınlanması ile elde edilir. Sinterlenmemiş haldeki bloklar CAD-CAM sistemi kullanılarak elmas ve karpit frezler ile su soğutmalı ortamda 'green machining' olarak adlandırılan 'ham şekillendirme' işlemine tabi tutulur. Aşındırma sonrası normalden

büyük boyutta hazırlanan alt yapılar, basınçsız olarak 1350°C-1500°C arasında sinterlenir. Böylece sinterlenmemiş poröz zirkonya yaklaşık %20-30 oranında bir büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir.²

2.5.9.3. Sinterize Zirkonya Blok

Sinterlenmesi tamamlanmış bloklardır ve doğrudan aşındırma işlemine tabi tutulurlar. Sinterize zirkonya bloklar elde edilirken öncelikle materyal, yaklaşık olarak 1300°C de sinterlenir. Daha sonra partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla, isostatik ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak), 1000 bardan daha yüksek bir basınç altında 1400-1500°C'lik bir ısı ile ısıtılır. Ardından beyazlaşmaya kadar açık havada ısıtma işlemine devam edilir. Çünkü sinterlenip basınca maruz kalarak gri-siyah bir renk alan Y-TZP'nin oksitlenerek beyaz bir renk alması için bu son ısıtma safhasının yapılması gerekmektedir. Bu materyalin, green stage bloklara göre daha geçirgen ve yoğun bir yapıya sahip olması ve direncinin %20 oranında yüksek olması gibi avantajları bulunmasına karşın, şekillendirme sırasında daha fazla zaman harcanması ve kullanılan elmas frezlerin aşınması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu bloklardan hazırlanan restorasyonlar direkt olarak gerçek boyutunda şekillendirilirler.²

2.5.10. Zirkonyum Oksit Alt Yapıların Üretimi

Alt yapılar, üretilen zirkonya bloklardan, makinelerle veya manuel olarak aşağıdaki sistemlerle elde edilirler.

- 1) CAD/CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing)
- 2) MAD/MAM (Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing)

2.5.10.1. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sisteminde, prepare edilen dişin görüntüsü optik olarak taranarak bilgisayar ortamına aktarılmakta ve bilgisayar programı kullanılarak restorasyonun tasarımı (CAD) yapılmaktadır. Tasarlanan restorasyon, önceden üretilen seramik

blokların bilgisayar ile uyumlu çalışan bir makinede şekilendirilmesi ile elde edilmektedir.^{33, 49}

CAD/CAM sistemi, ilk olarak 1985 yılında Zürih  niversitesi'nde, bir inley restorasyonun yapımında kullanılmıştır. Kullanılan ilk CAD/CAM sistemlerinde, blok şekilendirilirken aşındırmanın iki ekseninde yapılmasından dolayı diş ile restorasyon arasında iyi bir uyum sağlanamamıştır. Yapılan çalışmalar sonucunda günümüzde altı ekseninde aşındırma yapabilen sistemler geliştirilmiştir.⁵⁰

CAD/CAM sistemleri    parçadan oluşmaktadır:

Tarayıcı (Scanner): Komşu dişleri, diş hekiminin yaptığı preparasyonları ve okl zyondaki dişlerin geometrisini intraoral yada ekstraoral olarak taramaktadır. Dental amaçlı üç tip 3-D tarayıcı kullanılmaktadır.

Mekanik Tarayıcı: Bir i ne ucu veya pin aracılığı ile güdük üzerinden tarama yapar,

 ntraoral Tarayıcı: Prepare edilmiş ve komşu dişlerin, anatomik yapıların görüntüsü kaydedilerek dijital bir görüntü elde edilir,

Optik Tarayıcı: Güdük yüzeyini renkli veya beyaz ışık ile optik olarak tarar.⁴⁴

Yazılım (Software): Restorasyonun bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarımının ve planlamasının yapılabilmesini sa lar. Çeşitli dental restorasyonların farklı tasarımları için firmalar tarafından üretilen özel yazılımlar mevcuttur. Bazı sistemlerde, kuron ve sabit bölümlü protez alt yapıları için yazılım üretilirken bazı sistemlerde ise bunların yanında tam kuron, bölümlü kuron, inley, inley tutuculu sabit bölümlü protez, hatta adeziv sabit bölümlü protez ve teleskop primer kuronların tasarımı yapılabilir. CAD/CAM sistemlerinin yazılımı her geçen gün daha da geliştirilmektedir.⁴⁷

Donanım (Hardware): Donanım, bilgisayar kontrolündeki frezeleme ve aşındırma cihazlarından meydana gelir. Prefabrike metal yada seramik bloklar

frezelenerek restorasyon elde edilir. CAM üretiminden sonra bazı manuel düzeltmeler, cilalama, restorasyonun renklendirilmesi ve veneerlenmesi gibi işlemler diş teknisyeni tarafından yapılmaktadır.^{49, 51}

2.5.10.2. MAD/MAM Sistemleri

MAD/MAM sistemleri; zirkonyumdan yapılan sinterlenmemiş pöröz yapıdaki bloklardan alt yapıların, sinterleme sonrası boyutlarından daha büyük olarak şekillendirilmesi esasına dayanmaktadır. Bu teknik, zirkonyum alt yapıli restorasyonların yapımının kolay, hızlı ve güvenilir olmasını sağlamakta, şekillendirme sonrası tüm kitle sinterlenmekte ve homojen bir büzölme elde edilmektedir.

Sistemin işleyişi, restorasyonun tasarımı aşamasında CAD/CAM tekniğinden farklılık göstermektedir. Prepare edilen dişe yapılacak restorasyonun alt yapısının modelajı refrakter model üzerinde, rezin esaslı bir materyal ile yapılmaktadır. Cihaza taşınan modelin tüm yüzeyleri mekanik bir sensör veya lazer ile taranmaktadır. Yüzeye ait veriler sinterleme büzölmesini karşılayacak miktarda büyük işlenmektedir. Hesaplanan yeni veriler aşındırma cihazına iletilmekte ve blok bu ölçülerde şekillendirilmektedir. Kitle sinterizasyondan sonra gerçek boyutlarına ulaşmaktadır.⁵²

2.5.11 Zirkonyum Esaslı Seramikler

- Lava
- Cercon
- DC-Zirkon
- Denzir
- Procera AllZirkon
- Celay
- Cerec in Lab
- Zeno Tec

· Everest

-Zirkonzahn

2.5.11.1 Lava

Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya) sistemi; tarayıcı, bilgisayar yazılımı, frezeleme ünitesi ve sinterleme fırınına içeren ünitelerden oluşan, CAD/CAM teknolojisi kullanan bir sistemdir.^{33, 42} 2003 yılında kullanıma sunulan Lava sisteminde, sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanılır ve bu durum blokların işlenmesini kolaylaştırır.⁵³ Sinterizasyon sonrası oluşan büzülme tolerans için CAD sisteminde, restorasyonun dizaynı gerçek boyutundan %20 daha büyük hazırlanır.⁴² Laboratuvarında model elde edildikten sonra optik tarayıcı ile model taranır. Bu işlem tek kuronda 3 dakika, üç üyeli sabit bölümlü restorasyonların alt yapılarında 12 dakika zaman almaktadır. Daha sonra özel olarak geliştirilmiş yazılım programı kullanılarak restorasyon ekranda dizayn edilir. Bu bilgiler Lava Form frezeleme makinesine aktarılır. Sinterlenmemiş zirkonya bloklardan geniş bir şekilde aşındırılır ve Lava Therm sinterleme fırınında, 1500°C’de 11 saat sinterlenir. Alt yapı 7 farklı renkle renklendirilebilir. Sinterlenen alt yapı daha sonra veneer porseleni (Lava Ceram) ile kaplanır. Üstün mekanik ve optik özelliklere sahip olması nedeni ile Lava, hem ön hem de arka bölgeye yapılacak restorasyonlarda kullanılabilir.⁵⁴

2.5.11.2. Cercon

Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya) sisteminde bilgisayar destekli dizayn yapılmaz. Alt yapı, konvansiyonel mum modelaj tekniği ile hazırlanır. Mum modelaj, gümüş tozlarıyla kaplandıktan sonra Cercon Brain ünitesindeki lazer tarayıcı ile taranır. Elde edilen bilgiler freze ünitesine aktarılır ve ‘Cercon base’ adı verilen bloklardan alt yapı frezelenir. Frezeleme işlemi bir kuron için yaklaşık 35 dakika, 4 üyeli sabit bölümlü protez için 80 dakika zaman alır. %25-30’luk sinterlenme büzülmesini

kompanse edecek şekilde büyük hazırlanan alt yapıların sinterleme işlemi sisteme ait olan 'Cercon heat' fırınında 1350°C'de 6 saatte yapılmaktadır. Sinterleme işlemi tamamlanan alt yapılar, sistemin kendine uygun üst yapı porseleni (Cercon Ceram Kiss) ile kaplanır ve restorasyonun son şekli verilir.¹⁰ Tek kuron, 3-5 üyeli köprü ya da implant üstü kuron köprü protezlerinde kullanılabilir. Son zamanlarda daha büyük bloklarında üretilmesiyle birlikte sistem, 6 üyeli restorasyonların yapılabilmesine olanak vermiştir.^{33, 55}

2.5.11.3. DC-Zirkon

1990 yılında piyasaya çıkan DCS Precident (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre) sistemi; Preciscan (tarayıcı), Precismart (bilgisayar yazılımı) ve Precimill (frezeleme ünitesi)'den oluşmaktadır. Lazer tarayıcı, alçı modelin tamamını ve tek tek güdükleri tarayarak yaklaşık 300000 noktadan ölçüm yapmaktadır. Ölçüm tamamlandıktan sonra toplanan bilgiler, tasarım yapılmak üzere bilgisayara aktarılır. Yazılım programı alt yapı için gerekli olan konnektör ve gövde boyutlarını belirler. Daha sonra bu bilgiler frezeleme makinesine transfer edilir. Alt yapı, tam sinterlenmiş prefabrike zirkonya bloklarından, doğrudan istenilen final boyutlarda frezelenir. Zirkonya bloklar, tam sinterlendiğinden oldukça serttir. Bu yüzden tek bir kuronun frezeleme işlemi 2 saat sürmektedir. Bununla beraber sinterleme aşaması yoktur. Bazı üretici firmalar, tam sinterlenmiş blokların frezlenmesi sırasında mikro çatlakların oluştuğunu iddia ederken, bazı firmalar ise bu sistemde büzülme meydana gelmemesinden dolayı çok iyi bir marjinal uyum elde edildiğini bildirmektedirler.^{55, 56}

2.5.11.4.Denzir

Denzir (Decim AB, Skelleftea, İsveç) sistemi ilk olarak 1995 yılında inley restorasyonlarla tanıtılmıştır. Bu sistemde ölçü işlemi Decim Reader ile gerçekleştirilmektedir. Restorasyonun dizaynı bilgisayarda Decim Designer denilen

yazılım ile yapılmaktadır. CAM ünitesinde ölçümler Decim Calculator ile yapıldıktan sonra üretim Decim Producer tarafından gerçekleştirilmektedir. Bu üniteler lokal bilgisayar ile birbirine bağlıdır. 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. Decim sistemi ile seramik restorasyonlar üretilmektedir. Ayrıca Decim sistemi yttrium-stabilize zirkonya bloklardan inley üretebilen tek sistemdir.^{4, 57}

2.5.11.5. Procera AllZirkon

Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç) sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak Procera AllTitan, Procera AllCeram ve Procera AllZirkon blokları işlenebilmektedir. Procera AllZirkon blokları 2001 yılında üretilmeye başlamıştır. Procera sistemine ait CAD ünitesi hekimin bireysel olarak çalıştığı laboratuvarında bulunurken; CAM üniteleri, biri İsveç diğeri Amerika’da olmak üzere sadece iki merkezde bulunmaktadır. Alt yapılar bu iki merkez laboratuvarlarından birinde hazırlanır. Data transferi internet aracılığı ile yapılmaktadır. Merkez laboratuvardan gelen zirkonyum alt yapı üzerine, zirkonyum alt yapılar için özel olarak üretilmiş üst yapı porseleni (Nobel Rondo) yerleştirilerek restorasyon bitirilir. Tarayıcısı karmaşık şekilleri tarayamadığından bu sistem ile sadece tek kuron taranabilir. Yapılan kuronların uyumu, geliştirilen son sistemler ile hazırlananlar kadar iyi değildir.^{58, 59}

2.5.11.6. Celay

Celay (Vita, Bad Säckingen, Almanya) sistemi, bilgisayar destekli yöntemlere karşı bir alternatif olarak 1987 yılında kopyalama tekniği esaslı ile çalışmak üzere geliştirilmiştir. Sistemde hazır seramik bloklar kullanılır ve restorasyon herhangi bir bilgisayar desteği olmaksızın kopya freze tekniği ile elde edilir. Vita firması tarafından

üretileen feldspatik bloklar (Vita Celay Blanks), alümina bloklar (Vita Celay Alumina Blanks), spinell bloklar (Vita Celay Spinell Blanks) ve zirkonya bloklar (Vita Celay Zirconia Blanks) kullanılabilmektedir. Ölçüsü alınan dişin modeli üzerine diş teknisyeni tarafından özel bir kompozit malzemesi kullanılarak alt yapı işlenir. Bu alt yapı, iki bölmeye sahip olan cihazın sol taraftaki bölmesine yerleştirilir. Bu bölmede kompozit modelasyon üzerinde dolaştırılarak alt yapıyı tanıyan ve aşındırıcı özelliği olmayan tarayıcı uçlar bulunur. Cihazın sağ taraftaki bölmesine de aşındırılması istenilen blok yerleştirilir. Restorasyonun yapımı yaklaşık 15 dakika sürer. Restorasyonun iç yüzeylerinin kesimi rond, dış yüzeylerinin kesimi ise disk şeklindeki frez yardımı ile yapılır. Aşındırılmış zirkonya alt yapı 1120°C’de sinterlenir, cam infiltre edilerek 1140°C’de tekrar fırınlanır. Veneer materyali olarak Vitadur Alpha porseleni kullanılarak restorasyonun son şekli verilir.^{60, 61}

2.5.11.7. Cerec in Lab

Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics kelimelerinin baş harflerinden oluşan CEREC (Sirona, Bensheim, Almanya), bilgisayar teknolojisi ile dizayn ve üretimi yapılan dental restorasyonların hazırlanmasında en yaygın olarak kullanılan sistemdir.⁷ Mormann ve Brandestini⁶² tarafından ilk kez 1984 yılında çalışılan bu sistem, 1992 yılında Cerec 1, 1994 yılında Cerec 2, 2000 yılında Cerec 3 ve 2005 yılında da in-EOS (ExtraOral-Scanner) olarak geliştirilmiştir. İlk zamanlarda yaşanan yetersiz marjinal uyum ve oklüzal morfolojinin tam verilememesi gibi problemler son dönemlerde geliştirilen yeni yazılım programları ile aşılmaya çalışılmaktadır.^{31, 62}

Bu sistemde, bilgisayar desteği ile kullanılan ve ağız içinden kayıt alabilen özel bir kamera ile preparasyonun optik olarak ölçüsü alınmaktadır. Cihaz, alınan optik ölçünün aktarıldığı dizayn ünitesi ile freze işleminin gerçekleştirildiği üretim

ünitesinden oluşmaktadır. Bilgisayar desteği ile restorasyonun tasarımı yapıldıktan sonra, seramik blok freze yoluyla şekillendirilmektedir.^{21, 50} Zirkonya blokta, sinterleme sonrası yaklaşık olarak %20 oranında büzülme meydana geleceği için alt yapı, freze cihazında final boyutundan %20 daha büyük hazırlanmalıdır. Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II, Dicor MGC, Cerec ProCAD, Cerec Vitablocks InCeram-Alumina ve Cerec Vitablocks InCeram-Zirkonya bu sistemde bulunan ürünlerdir. Diğer sistemlerle kıyaslandığında; daha düşük maliyetli olması, zirkonyadan farklı blokları da işleyebilmesi ve zirkonya alt yapıyı 6 adet renk seçeneği ile renklendirebilmesi gibi avantajları vardır. Ancak Cerec InLab ile 3 üyeden daha uzun köprüler yapılamamakta ve sistemin okluzal yüzeyi şekillendirebilmesi yetersiz kalmaktadır.⁶³

2.5.11.8. Zeno Tec

Zeno Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya) sistemi; tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (ZENO CAD), CAM ünitesi (ZENO 4030) ve sinterleme fırınından (ZENO Fire) oluşur. Ölçü alındıktan sonra hazırlanan modeller, lazer kesit alma tekniği ile taranır. Bir kuronun görüntüsü 45-60 saniyede elde edilebilmektedir. CAM ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanan alt yapılar, normal boyutlarından ortalama %20 daha büyük hazırlanır. Sinterleme işlemi için ZENO Fire sinterleme fırını kullanılır. Zirkonya bloklarda, alt yapının istenilen renkte üretilmesi için ZENO Color Zr renklendirici ve bu renkleri sabitleyici ZENO Color Fix sıvıları kullanılmaktadır. Alt yapı, 12 saatlik sinterleme işleminden sonra gerçek boyut ve sertliğe ulaşır.⁶⁴

2.5.11.9. Everest

Everest, Kavo firması (Kavo, Biberach, Almanya) tarafından üretilen anterior ve posterior bölgelerde uygulanabilecek kuron ve köprü protezlerinin altyapısının hazırlanması için kullanılan bir CAD/CAM sistemdir. Temel olarak; tarayıcı ünite

(Everest scan), aşındırıcı ünite (Everest engine) ve sinterleme fırınından (Everest therm) oluşmaktadır. Model, tarama ünitesinde taranır ve alt yapı, aynı tarama ünitesinde sanal ortamda tasarımları yapılır. Tek kuronun dizaynı 10 dakika sürmektedir. Sistemin, hem sinterlenmemiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZS-Blank) hem de tam sinterlenmiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZH-Blank) bulunmaktadır. Alt yapının tasarımı yapıldıktan sonra istenilen blok seçilerek frezeleme işlemine geçilir. Alt yapı, sinterlenmemiş zirkonya bloklarından elde edilmiş ise Vita renklendirme likidiyle 5 farklı tonda renklendirilebilir ve Everest Therm fırınında 1500 °C’de sinterlenir. Tam sinterlenmiş bloklardan hazırlanan alt yapılar ise renklendirilmez ve sinterlenmez. Zirkonya dışında, lösitle güçlendirilmiş cam seramik bloklar (Kavo Everest G-Blank) ve titanyum bloklar (Kavo Everest T-Blank) da bu sistemde işlenebilmektedir.^{63, 65}

2.5.11.10. Zirkonzahn

Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya) sistemi ile hem CAD/CAM hem de MAD/MAM (Manuel Aided Design/ Manuel Aided Manufacturing) yöntemiyle üretim yapılabilir. MAD/MAM yönteminde, alçı model üzerinde restorasyon yapılacak diş ya da dişlerin alt yapı tasarımı, firmanın kendi ürettiği ışıkla sertleşen kompozit rezin ile yapılır.

Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit tasarım, makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, Zirkonzahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa yerleştirilir. Okuyucu frez, teknisyen tarafından hazırlanan kompozit alt yapı üzerinde manuel olarak hareket ettirilirken, kesici frez, zirkonya blok üzerinde susuz ortamda restorasyonu şekillendirir. Hacim olarak %20 daha büyük hazırlanan restorasyon, istenilen rengin elde edilebilmesi için renklendirici solüsyonlar ile renklendirildikten sonra yaklaşık 1500°C’de 16 saat süre ile sinterlenir ve orijinal boyutuna ulaşır. 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 frezelenerek hazırlanır. ZirkonZahn, maliyetinin düşük olması sebebiyle birçok laboratuvar tarafından tercih edilmektedir. Alt yapı tasarlanırken bir tarayıcı tarafından modellerin taranması gerekmez. Bu nedenle andırkat bulunan ve paralel olmayan kesimlerde, diğer sistemlere göre daha rahat restorasyon hazırlanabilir.

Bu sistemde, Y-TZP blok olarak ICE Zirconia’nın dışında, Prettau Zirconia adında yeni bir zirkonya blok daha piyasaya sürülmüştür. Bu bloğun 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.^{63, 66}

2.6. Tam Zirkonyum Seramikler (Monolitik Zirkonyum, MZ)

Monolitik terimi Yunanca’daki “mono: tek” ve “lithos: taş” kelimelerinden gelmektedir. Malzemelerin baştanbaşa düzenli bir özelliğe sahip olduğu anlamına gelir.

Monolitik malzemeler mikro yapı olarak iki veya daha çok fazlıdır. Yine de sabit özelliklere sahiptirler.⁶⁷

Zirkonyum seramikler üretildikten sonra diş hekimliğinde uzun süre ve geniş çapta kullanım alanı bulmuştur. Opak beyaz renkte oldukları için feldspatik porselenlerle veneere edilerek, alt yapı materyali olarak kullanılmıştır.⁶⁸

Bu kuronlarda karşılaştığımız en büyük problem ve kısa ömürlü olma sebepleri, özellikle veneer porselende meydana gelen kohesiv kırılmalarıdır.⁶⁹ Bunun için CAD/CAM sistemlerle üretilen, veneer porselene ihtiyaç duyulmayan, yalnızca tek bir materyalden üretilen monolitik kuronlar geliştirilmiştir. Son zamanlarda, üstün mekanik özelliklerinden dolayı MZ’nin klinik endikasyon sahası gittikçe genişlemiştir.⁷⁰

MZ' ler yüksek biyouyumluluğa sahip oldukları gibi; gözeneksiz yapısı ve yüksek translüsenslik özellikleri sayesinde mükemmel doğal görünüme sahiptirler. Görünümünün bu derece doğala yakın olması sebebi ile estetiği sağlamak için seramiklerle veneere edilmeleri gerekmemektedir. Yalnızca özel boyama solüsyonları ile boyanarak doğal diş rengi elde edilebilmektedir. Bu özelliğinin bize en büyük getirisi de veneer porselen ile zirkonyum alt yapı arasında görülen “*chipping*” denilen kopma ve kırılmalarla karşılaşılmasındır.⁷¹

Bu özellikleri dikkate alındığında gülme hattı içerisinde bulunan her bir diş için estetik hiçbir kaygı yaşamadan son derece rahatlıkla kullanılabilecek bir restorasyon şeklidir.

Monolitik zirkonyumlar, kısmi olarak yttrium ile stabilize edilmiştir (%0.01). Bu da materyale; yüksek bükülme direnci (1570 MPa) ve yüksek ısıya dayanma gücü (2600 °C'ye kadar) vermektedir. Özellikle ısıya karşı olan bu direnç, yüksek boyutsal stabiliteye sahip bir materyal olmasını sağlamaktadır.⁶⁸ Solid ya da translusent olarak da adlandırılan bu blokların yapısındaki atomlar, herhangi bir organik bağlayıcı olmadan birbirinin içine geçmektedir.⁷²

Ayrıca aşınma dirençleri doğal dişe çok yakındır. Veneer seramik olarak kullanılan porselenin mikroyapısı, zamanla karşıt doğal dişte abrazyonlara ve yaşlanmalara sebep olurken; MZ kuron böyle bir abrazyon dezavantajına sahip değildir.⁷¹

Monolitik zirkonyum üreten firmalar ve marka isimleri Tablo 2.1'de gösterilmektedir

Tablo 2.1 Monolitik zirkonya üreten firmalar

Monolitik Zirkonya Blok	Üretici Firma
Prettau Zirconia	Zirconzahn/ İTALYA
Ceramill Zolid	Girrbach/AVUSTURYA
inCoris TZI	Sirona/ ALMANYA
Lava Plus High Translucency Zirconia	3M Espe/ ABD
Bruxzir Solid Zirconia	Glidewell/ ABD

2.6.1. Endikasyonları

Zirkonyum alt yapılı seramik kuronların kullanıldığı tüm endikasyonlar, monolitik zirkonyum için de geçerlidir. Ayrıca yüksek sertlik ve kırılma dirençlerinden dolayı;

- Uzun gövdeli köprü protezlerinde
- Full ark köprü protezlerinde
- İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda
- Endokuronlarda
- İnley ve onley kuronlarda
- İmplantüstü kuronlarda kullanım alanı bulmaktadır.⁷³

2.6.2. Avantajları

- Daha yüksek translüsenslik
- Seramik-zirkonyum arasında kopma olmaması
- Antagonist dişte abrazyona sebep olmaması
- Daha yüksek bükülme direnci
- Dişlerde minimal preparasyon gerektirmesi olarak sayılabilir.⁶⁸

2.6.3. Dezavantajları

-Maliyet

-Laboratuvar aşamalarının zor olması olarak gösterilebilir.⁷³

2.7. Yüzey Sertliği

Sertlik, herhangi bir maddenin sert bir cisim karşısında sürekli deformasyona karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır.⁶⁵

Prostodontide kullanılan materyaller, intraoral çevrede pek çok etkiye maruz kalırlar. Bu etkilere başarılı bir şekilde karşı koyabilmeleri yüksek yüzey sertlik değerlerine sahip olmaları ile mümkündür. Sertlik, maddenin mekanik dayanıklılığını, çizilme, kırılma ve aşınma direncini arttırdığı gibi kuvvetler karşısında orijinal şeklini kaybetmemesine de sebep olur.^{74, 75}

2.7.1. Yüzey Sertliği Ölçüm Yöntemleri

Dışhekimliğinde kullanılan sabit protez materyallerinin sertlik ölçümlerinde; Brinell, Knoop, Barcol, Rockwell ve Vickers en fazla kullanılan test metotlarıdır. Bu testlerden hangisinin seçilmesi gerektiği test edilecek materyale bağlıdır.^{76, 77}

a.Brinell Testi: Metallerin sertliğini tayin etmekte kullanılan en eski tekniktir. Bu testte sert bir çelik bilye belli bir yük altında malzemenin parlatılmış yüzeyine bastırılır. Bu yük yüzeydeki çöken kısmın alanına bölünür. Çökme ne kadar küçükse sertlik numarası, dolayısıyla metalin sertliği de o kadar fazladır. Çelik bilye kırılğan malzemeleri kolayca kırdığından, bu metot kırılğan ve elastik iyileşme gösteren materyaller için uygun değildir.⁷⁸

b. Knoop Sertlik Testi: Bu testte geometrik şekilde kesim yapan elmas bir delgi aleti kullanılır. Yüzeydeki çökme elmas veya rombik şekildedir. Burada gerçek çökme alanı yerine, en derin çökme miktarı uygulanan yüke bölünerek Knoop Sertlik Numarası (KHN) elde edilir.⁷⁸

c. Barcol Testi: Genellikle yayla yüklenen bir bastırıcı ile sertliğin direkt olarak okunduğu bir gösterge ihtiva eder. Sertlik numarası baskı ucunun malzemeye nüfuz etme derinliğine dayanarak bulunur.

d. Rockwell Testi: Bu testte de Brinell testine benzer olarak çelik bir bilye veya bazı durumlarda da elmas bir uç kullanılır. Burada çökme çapı ölçümü yerine aletin üzerindeki ölçekten direkt olarak derinlik ölçülür.⁷⁸

e. Vickers Testi: Sertliği ölçülecek materyal örneğinin yüzeyine elmas tabanlı piramit şeklindeki bir ucun belirli bir yük altında batırılması ve yük kaldırıldıktan sonra, meydana gelen izin köşegenlerinin ölçülmesi esasına dayanır. Vickers sertlik değeri (VHN) ise piramit şeklindeki batıcı ucun belirli bir yük altında ve belirli bir süre uygulanması ile materyal yüzeyinde oluşturduğu izin büyüklüğü ile ilgili bir değer olarak tanımlanmaktadır. Bu test, oldukça kırılgan malzemelerin sertliğinin ölçülmesinde uygun olduğundan diş yapısının sertliğini ölçmekte de kullanılır.^{26, 79}

2.8. Yüzey Pürüzlülüğü

Sabit protezlerde kullanılan seramik ya da veneer uygulanmamış zirkonyum esaslı dişlere aşındırma yapmak gerektiği zaman, uygun bitirme ve parlatma işlemleri ile yüzey özellikleri iyileştirilir. Seramiğin yüzey kalitesi materyalin yapısal özelliklerine ve parlatma yöntemine bağlıdır. Hasta konforu, optimum estetik, ağız hijyeni ve klinik başarı elde etmek için yüzey pürüzlülüğü en aza indirilmelidir.⁸⁰

2.8.1. Yüzey Pürüzsüzlüğünün Önemi

Parlak ve düzgün bir yüzey, dental materyallerin estetik bir görünüm sağlamaları için çok önemlidir. Ayrıca bu görünümü ağız içinde de uzun bir süre boyunca devam ettirebilmeleri gerekir. Estetik bir görünüm sağlamanın yanında düzgün bir yüzey, renklenmiş tabakanın oluşmasını ve plak retansiyonunu da engeller. Bunların yanında, düzgün bir yüzey sayesinde sürtünme katsayısı düşer ve bu da aşınma oranını

azaltabilir.⁸¹ Böylece dental materyalin klinik başarısı artar. Yüzey özellikleri ayrıca seramik gibi kırılgan materyallerin kırılma dirençlerini de etkiler.⁷⁶ Pürüzlü yüzeyler materyalin bükülme dayanıklılığını azaltır.⁸¹ Oral kavitede, mekanik direnci iyi olmayan seramik materyaller çözünmeye uğrayabilirler ve bu da materyalin yüzey pürüzlülüğünü artırır.⁸²

2.8.2. Profilometre Analizi

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için birçok yöntem vardır. Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü ile ilgili araştırmalar taramalı elektro mikroskobu gibi kalitatif metotlar ve yüzey profili analizi gibi kantitatif metotlar ile yapılır. Son yıllarda atomik kuvvet mikroskobu ile de yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu ayrıntılı topografik görüntüleri elde edilebilmektedir.⁷⁶ Profilometre cihazında, elmas tarayıcı bir uç, örnek yüzeyinde gezinirken elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir.⁸³ Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde birçok parametre seçilir. En çok kullanılan parametreler Ra, Rz, Rpm ve Rz:Rpm oranıdır.⁷⁹ Ra parametresi bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamanın alınmasıyla saptanır. Rz yüzey parametresi, ard arda gelen beş parçada, ortalama tepe-vadi yüksekliği olarak tanımlanır.

Rpm yüzey parametresi ard arda gelen beş örnek parçasındaki ana derinlik seviyesi olarak tanımlanır. İstisnai profil tepeleri bir dereceye kadar dikkate alınır. Ra ve Rz parametreleriyle karşıtlık gösterdiğinden Rpm nispeten profil şekli hakkında bilgi verir. Küçük Rpm değeri geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri, büyük Rpm değerleri ise sivri ve keskin kenarlı profili gösterir. Rpm:Rz oranı önemli bir değerdir, çünkü profil şekli hakkında kayda değer bir bilgi verir. Bu oran 0,5'den daha yüksek ise keskin kenarlı profili, 0,5'den daha küçük ise yuvarlak kenarlı profili gösterir.^{79, 82}

2.9. Mikro Gerilim Bağlantı Dayanım Testi (Microtensile Bond Strength Test)

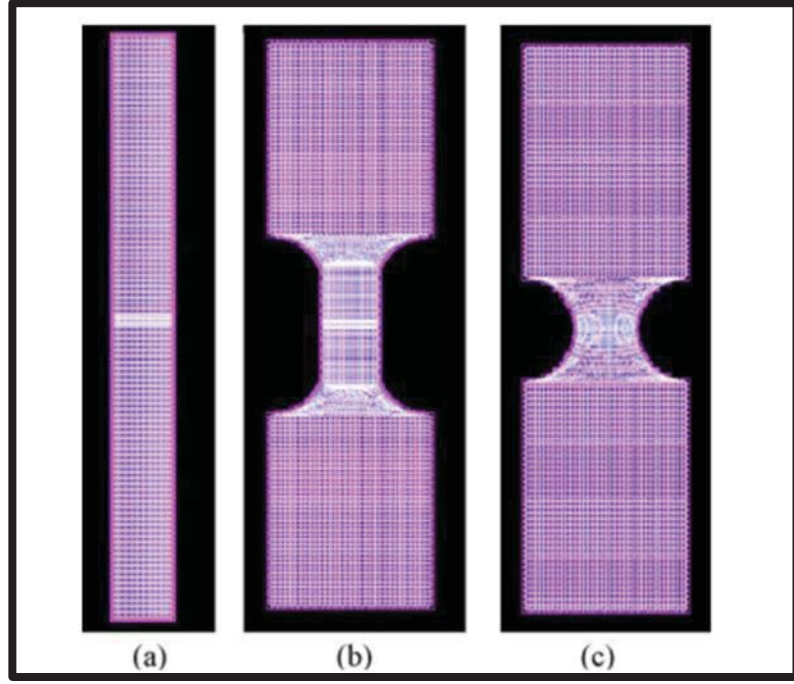
Yüksek bağlanma kuvvetine sahip adeziv sistemlerin ayrımının yapılabilmesi için Sano ve ark.⁸⁴ mikro-gerilim test sistemini geliştirmişlerdir. Günümüzde bağlanma dayanımının ölçümünde kullanılan en güvenilir metot sayılmaktadır.⁸⁵ Mikrotensile test yöntemi ile klinik şartları en iyi şekilde taklit edecek örnekler hazırlanıp test edilebilmektedir.^{85, 86}

Mikrotensile test yöntemi; test edilecek örneğin bağlantı yüzeyinden düşük hızda çalışan elmas separe ile yaklaşık 1 mm² yüzey alanına sahip kesitler alınıp, bu kesitlerin siyanoakrilat adeziv ile mikrotensile test cihazına bağlanarak 1 mm/dk gerilim kuvveti uygulanmasıdır.^{85, 87} Mikro gerilim bağlanma dayanım testinde 0.25–1 mm² büyüklüğündeki örneklerdeki stresler ölçülebilmektedir. Mikrotensile testi için iki şekilde kesit alınmaktadır. Birincisi, vertikal yönde 2 mm kalınlığında alınan kesitler bağlantı yüzey alanı 1.6-1.8 mm² olacak şekilde bağlantı bölgesine kum saati şekli verilmesiyle elde edilir. İkincisi ise, bağlantı yüzeyine dikey olarak 1.0±0.1 mm kalınlığında dilimler elde edilip, daha sonra örneklerin 90° döndürülerek bağlantı yüzeyine dik olarak elde edilen ikinci kesitlerin alınması sonucu yaklaşık 1x1 mm² lik mikro çubuklar oluşturulmasıyla elde edilmektedir.⁸⁸

Mikrotensile testi için 1x1 mm² lik yüzey alanına sahip mikro çubuklar elde edildiği yöntemdeki örneklerin bağlantı alanında daha az stres oluştuğu bulunmuştur.⁸⁹ Bu yöntemle aynı dişten 12-16 örnek elde edilebilmektedir. Bağlanma kuvvetinin alan dağılımı ya da dağılma sıklığı kadar ortalama değer ve standart sapma ölçülebilir. Bu metodla birçok restoratif materyalde geleneksel metodlarla elde edilen değerlere göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri (30-70 MPa) elde edilmektedir.^{84, 86} Araştırmacılar bu metodun kullanımıyla başarısızlığın daha çok

bağlanmamış ara yüzeyde olduğunu bildirmişler ve geniş yüzey alanının kullanıldığı klasik test metodlarından daha fazla bağlanma dayanıklılığı değerleri kaydetmişlerdir.^{90, 91} Dentine bağlanma dayanımı, bağlantı yüzey alanı ile ters orantılıdır. Geniş yüzey alanları düşük bağlanma dayanımı gösterirken, küçük yüzey alanları ise yüksek bağlanma dayanımı göstermektedir.⁸⁴ Mineye başarılı bağlanma dayanımı değerleri 25 ile 30 MPa arasında değişirken dentine bağlanma değeri ise 17 MPa'ı aşmalıdır.^{92, 93} Yapılan çalışmalarda makaslama ve gerilim testlerinde kırılmaların % 80' inin dentinde koheziv kırılma ile sonuçlandığı görülmektedir.⁹⁴ Mikro gerilim bağlanma dayanım testinde, geleneksel makaslama ve gerilim testlerine göre daha yüksek bağlanma dayanım değeri elde edilmekte böylece daha güvenilir sonuçların ortaya çıktığı düşünülmektedir. Ayrıca bu test yönteminde daha çok adeziv başarısızlık görülmekte, dentindeki koheziv başarısızlıkların sayısı da oldukça azaltılmaktadır.⁹⁴ Mikro gerilim bağlanma test metodu, geleneksel metodlarla elde edilemeyen çok yönlü kullanım sağlamaktadır. Bu test yapılırken, konvansiyonel testlerden daha fazla emek harcanır; fakat harcanan emek ve zaman, diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin adezyon kuvvetinin içeriğini anlamak için fayda sağlamaktadır. Mikro gerilim için hazırlanan örneklerin şekli de, örnek büyüklüğünde (bağlanma yüzey alanı) olduğu gibi bağlanma kuvvetleri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Mikro gerilim için üç şekilde örnek hazırlanabilmektedir;

- a) Çubuk şeklinde (non trimmig)
- b) Kum saati şeklinde (hourglass)
- c) Halter şeklinde (dumbbell)



Çubuk şeklindeki örneklerle, frez kullanılarak bağlanma alanı büyüklüğü hazırlanmaktadır. SEM analizlerinde özellikle minenin bağlanma yüzeyi olarak kullanıldığı araştırmalarda, kum saati ve halter şekli verilmiş (trimlenmiş) örneklerde, frezlenen alanda kırık hatları gözlemlenmiştir. Bu bulgulara dayanarak özellikle mineden elde edilen örneklerde frezle düzeltme yapılmaması önerilmiştir. Dentindeki örneklerde, minedekilere göre ve çubuk örneklerde, kum saati şeklindekilere göre daha yüksek bağlanma kuvvetleri elde edilebilmektedir.⁹⁵

Aynı zamanda bağlanma kuvveti, örneğin kalınlığının artmasıyla azalmaktadır. Eğer kum saati şekli tercih ediliyorsa yüzey alanı 1x1 mm' yi geçmemelidir.⁹⁵

Microtensile teknikte, germe gerilim yükü adesivle dental substrat arasında çok küçük bir yüzey alanına uygulanmaktadır. Böyle sınırlanmış bir yüzey alanında stres dağılımının, test ölçümlerinin dental dokuyla materyal arasındaki ara yüz bağlantısını en doğru şekilde gösterecek şekilde eşit olması beklenir.⁹⁵

2.9.1. Mikro gerilim Test Metodunun Avantajları

1. Tek bir dişten çok sayıda numune alınabilinmesini sağlar ve böylece tek diş için ortalama ve varyans değerleri hesaplanabilir.

2. Yüksek ara yüz bağlanma dayanıklılığı ölçülebilir.

3. Bölgesel bağlanma dayanıklılığının ölçümüne izin verilir.

4. Küçük alanlarda çalışıldığı için uygulanan stres dağılımı daha homojen olur.

Bu yüzden geleneksel metotlardan daha az koheziv bağlanma görülür.

5. İrregüler yüzey üzerinde yapılan bağlanma testlerine izin verir.

6. Çok küçük alanların bağlanmalarının tespitine izin verir.

7. Yüzey alanı yaklaşık 1mm² olduğundan başarısız bağlanma yüzeylerinin SEM ile değerlendirilmesini kolaylaştırır.

8. Koheziv kopmadan çok adeziv kopma başarısızlık şekli görülür.^{84, 94, 95}

2.9.2. Mikro gerilim test metodunun dezavantajları

1. Laboratuvar işlemleri zordur ve teknik hassasiyet gerektirir.

2. Özel donanım gerektirir.

3. Örnekler çok küçük olduğu için kolaylıkla dehidrate olabilirler

4. 5 MPa'dan küçük bağlanma dayanımı değerlerini ölçmek zordur.^{84, 94, 95}

Mikrotensil testinden sonra elde edilen fraktür yüzeyleri ışık mikroskobu altında incelenerek başarısızlık tipleri belirlenmektedir. Başarısızlık tipinin belirlenmesi, test edilen materyalin klinik kullanım için ne kadar güvenilir olduğunun tesbit edilmesi açısından önemlidir. Başarısızlık tipleri ışık mikroskopunda incelediğinde üç tipte gözlenmektedir.^{96, 97}

-Adeziv (kopma bağlantı ara yüzeyinde)

-Koheziv (kopma restorasyon veya siman içerisinde)

-Miks (kopma hattının bir bölümü ara yüzeyde, bir bölümü ise restorasyon veya siman içerisinde)

2.10. Rezin Simanlar

Rezinin mine ve dentine olan bağlantısındaki gelişmeler nedeniyle, rezin simanlar günümüzde yapıştırma ajanı olarak daha fazla ilgi çekmektedir. Seramik ve indirekt kompozit restorasyonların, metal destekli porselen restorasyonların, adeziv köprülerin, postların ve braketlerin simantasyonunda kullanılmaktadır. Son senelerde geçici restorasyonların simantasyonunda kullanılmak üzere geçici rezin simanlar da geliştirilmiştir.⁹⁸

Rezin esaslı simanlar iki tip polimetakrilattan oluşur:

1. Metil metakrilattan oluşan akrilik rezin simanlar
2. Bis-GMA' nın aromatik dimetakrilatlarından oluşan dimetakrilat simanlar⁹⁹

2.10.1 Akrilik rezin simanlar

Toz-likit şeklindeki akrilik rezin simanlar kimyasal olarak sertleşirler. Restorasyonlar, fasetler ve geçici restorasyonların simantasyonunda kullanılırlar. Diğer simanlara göre daha güçlüdür ve daha az çözünme gösterir; ancak sertliği azdır. Pulpa reaksiyonlarına sebep olduğundan, pulpayı korumak gerekir.⁹⁹

Adeziv akrilik rezin simanlar

Akrilik rezin simanların yapısına adeziv ilavesiyle adeziv akrilik rezin simanlar geliştirilmiştir.

Metil metakrilat monomerlerine 4-metiloksi etil trimellitik anhidrid (4-META) gibi bir adezyon destekleyici ve dentine bağlantıyı arttırdığı da bilinen, polimerizasyon başlatıcı tributil boron ilavesiyle yapılmıştır.

Bu materyaller, özellikle baz metal alaşımından yapılan sabit protezler ve amalgamın dentin ve kompozite bağlantısını arttırmak için üretilmiştir. Okside edilmiş,

asitle pürüzlendirilmiş ve silika kaplanmış döküm alaşımı yüzeylerine olan bağlantı direnci oldukça yüksektir. Amalgama olan makaslama bağlantı direnci dentine göre daha azdır. Düşük doldurucu oranına sahip olduklarından (% 10), fiziksel özellikleri akrilik rezin simanlara benzer; orta derecede direnç ve yüksek deformasyon gösterirler.¹⁰⁰

2.10.2 Dimetakrilat simanlar

Dimetakrilat simanlar bis-GMA sistemine dayanır. Aromatik dimetakrilat ve seramik dolduruculu diğer monomerlerden oluşur. Kompozit restoratif materyallere benzer yapı sergiler. Özellikle porselen olmak üzere kronların, köprülerin, inley, laminate ve indirekt rezin restorasyonların simantasyonunda kullanılır.¹⁰¹

Dimetakrilat esaslı rezin simanlar sertleşme yöntemlerine göre sınıflandırılırlar:

1.Kimyasal olarak sertleşenler: Bunlar genellikle çift pat şeklindedir. İki bileşen özel kağıtları üzerinde 20-30 sn süreyle karıştırılır. Fazla simanın protezin uygulanmasını takiben plastik kıvama gelmeden temizlenmesi gerekir; aksi halde işlem zorlaşır. Fosfonat molekülü oksijene duyarlı olduğundan, siman sertleşene kadar restorasyon marjinlerinin özel bir jelle kaplanması gerekir. Metal ve seramik kor (Procera, In-Ceram) restorasyonlar için kullanılır. 2.5 mm'den daha kalın olan porselen restorasyonların da kimyasal olarak sertleşen rezin simanla yapıştırılması gerekir.¹⁰¹

2. Kimyasal ve ışııkla (dual=ikili) sertleşenler: Işııkla sertleşmeye başlar ve kimyasal olarak sertleşmeye devam ederler. Yeni kartıjlu sistemlerde oranlar kendiliğinden ayarlandığından daha doğru bir karıştırma yapılabilir. Kimyasal sertleşme ışııkla tek başına olan sertleşmeden daha homojen bir polimerizasyon sağlar. Bu simanlar porselen ve indirekt rezin gibi translusent restorasyonlar için kullanılır. Kimyasal sertleşme çok yavaştır ve ışıık uygulanana kadar geçen sürede çalışma zamanını uzatır.¹⁰²

3. Işıkla sertleşenler: Bu simanlar tek başına ışıkla sertleşebilir veya ışıkla sertleşen patla birlikte dual sertleşme katalizörü kullanıldığında dual olarak da sertleşebilirler. Sadece ışıkla sertleşenler ince (maksimum 1.5 mm kalınlığındaki) porselen restorasyonlar için kullanılır. Polimerizasyon için gereken ışık süresi restorasyonun kalınlığı ve rengine bağlı olarak değişiklik gösterse de 40 sn den az olmamalıdır. Fazla simanın temizlenmesini kolaylaştırmak için 10 sn süreyle ışık tutulup simanın kıvamı yoğunlaştırılabilir; daha sonra restorasyonun her bölgesinden 40 sn ışık uygulanır. Işıkla sertleşen rezin simanların renk stabilitesi kimyasal veya dual simanlara göre daha iyidir.¹⁰²

Toz-likit materyallerde, toz genellikle borosilikat veya silika camı ile ince grenli polimer tozu ve organik peroksid başlatıcıdan oluşur. Likit bis-GMA ve/veya polimerizasyon için amin destekleyici içeren diğer dimetakrilat monomerlerinin karışımıdır. Bazı materyaller, dentin bağlantı ajanlarında bulunanlara benzer, fosfat veya karboksil gibi adeziv gruplarını içerir ve adeziv rezin simanlar adını alırlar. Bağlantı ajanlarında ve rezin simanda bulunan adeziv monomer HEMA, 4 META ve 10 methacryloyloxydecamethylene fosforik asit (MDP) gibi bir organofosfattır. Bu 4 META sistemi bir sıvı adezivdir; polimer boncukları sayesinde siman kıvamını elde eder. Bu rezin simanların içinde adeziv bulunduğundan, simantasyon esnasında ayrıca dentin bağlantı ajanı kullanımına ihtiyaç duyulmaz. Adeziv rezin simanlarda simanın pH'sı ilk karıştırıldığında yaklaşık 2'dir ve 10-15 dak. içinde hızla nötr seviyeye (pH=7) ulaşır. Düşük pH'sı nedeniyle de demineralize olup diş dokusuna penetrasyonu artar. Dolayısıyla geleneksel rezin simanlardaki asitle pürüzlendirme işlemine ihtiyaç duyulmaz.¹⁹

Çift pat materyalleri de aynı yapıdadır; ancak monomerler ve doldurucular iki patta birleştirilmiştir. Işıkla sertleşenlerde diketon (kamforokinon) gibi ışığa duyarlı

polimerizasyon sistemleri, dual sertleşenlerde ise peroksit amin destekleyici bulunur. Peroksit amin zamanla rezin simanda renklenmeye neden olur.

Bileşenlerin karıştırılmasıyla monomerler polimerize olur ve yüksek derecede çapraz bağlı rezin kompozit yapı oluşur.¹⁹

2.10.3 Geçici amaçlı rezin simanlar:

Dual veya ışıkla sertleşen çift pat şeklindedir. Diş renginde ve translusent olduklarından ön bölgedeki geçicilerin simantasyonunda kullanılırlar. Temizlenmeleri kolaydır ve bazıları flor salınımı yapar. Daimi restorasyonun simantasyonunda rezin siman kullanılacağına tercih edilir; çünkü öjenol içermediğinden ve artık bırakmadığından rezin simanın polimerizasyonunu etkilemez. Geçici simantasyonda kullanılan kompozit simanların baskı direnci 25-70 Mpa'dır ve bu değer daimi rezin simanlara göre (180-265 MPa) oldukça düşüktür; böylece gerektiğinde restorasyon kolayca çıkarılabilir.¹⁰³

2.11. Dentin Bağlayıcı Sistemlerin Sınıflandırılması

2.11.1. Total-Etch Sistemler

Etch-rinse (total-etch) adeziv sistemler: İki veya üç basamaklı olarak adlandırılan etch-rinse adeziv sistemler, diş yüzeyinin çoğunlukla fosforik asitle (%30- 40) asitlenmesinden sonra hidrofilik monomer ve hidrofobik reçinenin ayrı ayrı veya organik solvent içeren primer/bondingin beraber uygulandığı sistemlerdir.^{108,109,110} İki ya da üç aşamalı bağlayıcılar benzer adezyon mekanizmaları ile diş sert dokularına tutunurlar. Kavite preperasyonları sırasında yaklaşık 0.5–2 µm kalınlığında debris, denatüre kollajen, hidroksiapatit ve mikroorganizmalardan meydana gelen smear tabakası ve dentin tübülleri içerisinde 1–3µm derinliğinde smear tıkaçları oluşmaktadır.^{96, 104} Smear tabakası kavite preperasyonunun yerine ve şekline göre 0.5–2.0 µm kalınlığında olan ve içerdiği

hidroksiapatit yapısında bulunan kollajen ve fosfat nedeniyle tampon vazifesi gören bir yapıdır.¹⁰⁵ Smear tabakası pulpa dokusunu koruyan bir bariyer görevi görmesine karşın ağız sıvılarında 7 gün içerisinde çözünmesinden dolayı bu etkisi geçicidir.¹⁰⁵⁻¹⁰⁷ Smear tabakasının dentine 5 MPa gibi zayıf kuvvet ile bağlandığından ve genellikle mikroorganizmalar ile kontamine olduğundan pürüzlendirmesi ve adeziv bağlayıcı ajan uygulamalarından önce uzaklaştırılması gerekmektedir.^{108, 109} Kullanılan asit ajanının tipine, konsantrasyonuna ve uygulama süresine bağlı olarak mine dokusu yüzeyinden yaklaşık 10 µm bir tabaka kalkar ve 5-50 µm derinliğinde porlar meydana gelir, dentin dokusunda ise smear tabakası ile tıkaçları tamamen ortadan kalkar, dentin kanallarının ağzı V şeklinde açılır. Açığa çıkmış bu kollajen fibriller mikro tutucu bir ağ yapısı oluşturur, reçinenin bu ağa diffüze olması ile mikromekanik bağlanma meydana gelir.¹⁰⁹ Smear tabakasının altındaki dentinde 7.5 µm'ye kadar demineralizasyon meydana gelir, kollajen ağı açığa çıkarak minedeki gibi mikromekanik adezyona elverişli bir yapı oluşur.¹¹⁰ Dentinin monomerlerin penetre olabileceği alandan daha çok demineralize olması desteksiz kollojenin yıkımına sebep olmaktadır.¹¹¹ En kritik aşama dentinin ıslanabilirliğini arttıran primer uygulamasıdır. Primerlerin uygulama amacı hidrofilik yapıdaki dentin yüzeyinde açığa çıkmış olan kollojen ağına adezivin etkin bir şekilde penetre olabileceği hidrofobik bir yapı haline getirmektir.¹¹² Dentin bağlayıcı ve primer birlikte polimerize olarak kollajen lifler ve rezinden oluşan bir tabaka meydana getirirler. Bu tabaka ilk defa 1982 yılında Nakabayashi ve arkadaşları tarafından 'hibrid tabaka' olarak tanımlanmıştır.¹¹² Oluşan bu tabaka 2-4 µm kalınlığında ve ne tam olarak reçine ne de diş yapısındadır. Dentinin kollajen matriksi içersine infiltre olmuş rezin monomerlerden oluşan hibrid tabaka sert dokunun fiziksel ve kimyasal yapısını değiştirmektedir.¹⁰⁵ Dentinal kollojen fibrillerin içindeki suyun sırasıyla azalması

Self-etch adeziv sistemler, smear tabakasını asidik monomerler ile çözerek yada modifiye ederek adezyon proçesine katılmakta ve yüzeysel dentindeki kalsiyum ile de kimyasal bağlanma sağlayabilmektedir.¹¹⁷ Self-etch sistemler ile sağlanan demineralizasyon derinliğı, asidik monomerlerin tipine, konsantrasyonuna, uygulama süresine ve dentinin yapısına bağılıdır. Ko-monomerlerin asitlenmiş mine yada dentin kanalları ile intertübüler dentin içine difüzyonu sonucu, reçine uzantıları oluşumu ile, hibrit tabaka meydana gelmektedir.¹⁰⁵ Bu sistemde amaçlanan, smear tabakasını bağlantı substratı olarak kullanarak hibrid tabakaya dahil etmektir.¹¹⁸ Self etch primerler, asiditelerine bağılı olarak smear tabakasına 2 µm kadar penetre olabilmektedirler.¹¹⁸ Ancak primerin asiditesi, smear tabakasının mineral bileşikleri tarafından tamponlanabilir ya da smear tabakası çok kalın olduğunda penetre olamayabilir.^{107, 119} Smear tabakasını modifiye eden bu adezivler, smear tabakasının pulpayı koruyan, bakteri invazyonunu önleyen ve bağlantı kuvvetlerini azaltabilen dentinal sıvı akışını önleyen doğal bir bariyer sağlaması fikrinden ortaya çıkmıştır.¹¹² Self etch adezivler ayrı bir yıkama aşaması gerektirmediğinden çalışma zamanını kısalttığı gibi uygulama sırasında oluşabilecek hatayı da en aza indirmektedir.¹²⁰ Bununla birlikte self etch adezivler, total etch sistemlerde asitle pürüzlendirme sonrası az yıkama yapıldığında kalan asidin dentini aşırı pürüzlendirmesini, yıkama sırasında oluşabilecek tükürük kontaminasyonunu ve kurutma sırasında dentinin aşırı kurutulmasıyla kollajen ağının çökmesi ve böylece işlem sonrası hassasiyet ve bağlantı kuvvetlerinin düşmesi risklerini de ortadan kaldırmaktadır.¹²¹

Self etch adezivler ile klinik uygulamanın kolaylaşmasının yanında dentinin yüzeysel demineralizasyonu ve dokuda polimerize olabilen monomerlerin penetrasyonunun eş zamanlı ve aynı derinlikte olması sağlanır ve böylece dentin

ile adeziv rezinin devamlılık göstermesi sağlanmaktadır.¹²² Günümüzde sık kullanılan self-etch adeziv sistemler iki basamaklı olanlardır. Dentin ve mine yüzeyinin self-etch primer ile düzenlenmesini takiben adeziv reçinenin uygulanması şeklinde kullanılır. Son yıllarda, piyasalara “all-in-one” veya tek aşamalı self-etch sistemler olarak isimlendirilen, asit, primer ve adeziv reçine uygulama basamaklarının birleştirildiği sistemler de sunulmaktadır. Self etch sistemlerde kollajen ağın bütünlüğü ve doku ile rezinin devamlılığı amaçlanmış olsa da bağlantı kuvvetleri asitle pürüzlendirme yapılan total etch tekniğe göre daha düşük bulunmuştur.¹²³

Cam İyonomer Adezivler

Cam iyonomer restoratif materyaller, halen diş dokularına bir aracı madde gerektirmeden kimyasal olarak bağlanabilen tek materyal olma özelliklerini korumaktadırlar.¹³² Restoratif materyalin kaviteye uygulanmasından önce diş yüzeyinin polialkenoik asitle silinmesi ile smear tabakasının ortadan kalkarak 0.5–1 µm’ lik bölgede yüzeyel bir demineralizasyon meydana gelmesi ve kollajen ağın açığa çıkması sağlanmış olur.¹²⁴ Cam iyonomer bileşenlerinin de bu alana penetrasyonu ile “mikromekanik” bir bağlanma gerçekleşir.

Diş yüzeyinde oluşan demineralizasyon sonrasında hidroksiapatit kristalleri kollajen ağdan tamamen ayrılmaz. Bu sayede kollajen ağ üzerinde kalan hidroksiapatit kristallerine ait kalsiyum iyonu ile polialkenoik asit içerisindeki karboksil grupları arasında oluşan iyonik bağlar sayesinde “kimyasal bağlanma” da gerçekleşir.¹²⁵ Bu ek kimyasal bağlanma hidrolitik degradasyona karşı bir direnç oluşturmaktadır. Sonuç olarak, zayıf asit self-etch adezivlerde olduğu gibi iki yönlü bir bağlantı elde edilmiş olunur. Rezin bazlı self-etch adezivlerle cam iyonomer simanlar arasındaki temel farklılık, cam iyonomerlerin yüksek moleküler ağırlıklı polikarboksilik polimerler ile pürüzlendirme yapmalarıdır. Bu durum cam iyonomerler simanların infiltrasyon

kapasitelerini sınırlamakta ve yüzeysel bir hibrit tabaka oluşmasına neden olmaktadır. Ayrıca yüksek moleküler ağırlıkları nedeniyle, fosforik asit gibi derin bir demineralizasyon sağlayan yüzey hazırlayıcılarla muamele edilen dentine de infiltre olamazlar. Dolayısıyla bu tip agresif pürüzlendiricilerin cam iyonomerle kullanılması önerilmemektedir.¹²⁵

2.12. Yüzey İşlemleri

ZrO₂' in diş yapısına ya da diğer substratlara bağlanması güçlü bir reçine bağlantısı gerektirmektedir. Reçine bağlantısının başarısı ise seramik yüzeyi ile adeziv reçine siman arasında oluşan mikromekanik ve kimyasal bağlanmaya bağlıdır.¹²⁶

2.12.1.Mekanik Bağlantı Oluşturan Yüzey İşlemleri

2.12.1.1. Aluminyum Oksit Partikülleri ile Kumlama

Kumlama, seramik yüzeyindeki artıkları uzaklaştırıp pürüzlü bir yüzey oluşturduğundan mikromekanik bağlanmaya katkıda bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda kumlama uygulaması için 50 µm aluminyum oksit partiküllerinin, 3 bar basınç altında kullanılması önerilmektedir.¹²⁷

Kumlama, seramik ve kompozit tamir işlemlerinde, indirek kompozit bağlantısında, metal seramik restorasyonlarda metal yüzeyinde veya tribokimyasal silika kaplama işleminin bir parçası olarak kullanılmaktadır.¹²⁷

Kumlama işlemi yüzeyde plastik deformasyon yaratarak ve pürüzlülüğü artırarak yüzey alanının artmasına neden olur. Böylece, yüzey enerjisi ve ıslanabilirlik de artmış olur.¹²⁸ Ayrıca zirkonya esaslı seramiklere uygulandığında, yüzeydeki monoklinik fazda artış meydana getirdiği belirtilmektedir. Kosmac ve ark.'ı kumlamının, T-M dönüşümünün tetiklenmesinde ve yüzeyde baskı gerilimleri oluşturarak, dayanıklılığın artırılmasında etkili olduğunu bildirmişlerdir.³⁶

2.12.1.2. Asit ile Pürüzlendirme

Silika esaslı seramiklerde asit ile pürüzlendirme işlemi, adeziv simantasyonun başarısını arttırmaktadır. Asit uygulaması, cam matriksin pürüzlendirilmesini sağlayarak reçine siman ile seramik yüzeyi arasındaki mikromekanik bağlantıyı güçlendirmektedir. Ancak zirkonya seramikler cam fazı içermediklerinden, tam seramik restorasyonların adezyonu için önerilen yöntem olan hidrofluorik asit ile pürüzlendirme ve pürüzlendirilen yüzeye silan uygulaması, zirkonya seramiklerde kullanılamamaktadır.¹²⁹ Dolayısıyla reçine simanların kullanımıyla beklenen seramik-dentin bağlantı direnci elde edilememektedir.^{19, 130}

2.12.1.3. Döner Aletlerle Pürüzlendirme

Restorasyon yüzeylerinde retantif alanlar oluşturmak için elmas frezler, karbon separeler ve taş mœletler kullanılmaktadır. Elmas frezlerle pürüzlendirme işleminin zirkonya seramik yüzeyi ile reçine siman bağlantısını arttırdığı bildirilmiştir.¹³¹ Su soğutması altında düşük devirde daha az stresle yapılan pürüzlendirme işlemi, T-M dönüşümünü tetikleyebilmekte, kritik çatlak boyutunu düşürebilmekte ve yüzeydeki baskı kuvvetlerini arttırabilmektedir.¹³² Kalın grenli frezlerle pürüzlendirme ise yüzeydeki stresi arttırarak derin yüzey çatlaklarının ortaya çıkmasına ve restorasyonun dayanımının azalmasına neden olabilmektedir.¹³³

2.12.1.4. Lazerle Pürüzlendirme

Günümüzde yüzey pürüzlülüğü sağlamak amacı ile lazer kullanımı ile ilgili pek çok çalışma yapılmaktadır. Lazerin ısı oluşturarak yüzey tabakasını eritmesi sonucu düzenli olmayan pürüzlülüğe sahip alanlar oluşmaktadır. Bu amaçla yapılan çalışmalarda genellikle Er:YAG, Nd:YAG ve CO₂ lazer farklı dalga boylarında kullanılmaktadır. Kullanılması gereken enerji yoğunluğunun belirlenmesinde seramikteki gözenek miktarı da etkili olmaktadır.¹³⁴

2.12.2. Kimyasal Bağlantı Oluşturan Yüzey İşlemleri

2.12.2.1. Silan Bağlayıcı Ajanların Uygulanması

Diş hekimliğinde genellikle temel anlamda silanlar olarak adlandırılan organosilanlar, çift yönlü reaktivite gösteren, silisyum (Si) atomu ya da atomları içeren bileşiklerdir.¹³⁵⁻¹³⁷ Silan bağlayıcı ajanlar Si atomları içeren organik yapılardır ve bifonksiyoneldirler. Organik fonksiyonel kısmı organik matriksle reaksiyona girerken, alkali grupları inorganik maddelerle reaksiyona girer.¹³⁵

Silanlar, diş hekimliğinde genellikle restoratif uygulamalarda ve endodontik post uygulamalarında seramiğin (ya da diğer silika içeren seramikler) adeziv reçine siman ile bağlantısını sağlamak amacıyla kullanılmaktadırlar. Ayrıca silanların düşük vizkoziteli reçine simanlarla birlikte kullanıldıklarında, mikromekanik retansiyonu daarttırdığı düşünülmektedir.¹³⁶ Aslında geleneksel silanın kimyasal yapısı, hemen hemen tümüyle non-polar yüzeye sahip olması, kimyasal olarak silika içeren seramiklerden daha kararlı olması ve kolaylıkla hidrolize edilememesi nedeniyle ZrO_2 için etkili değildir.¹²⁶

Son yıllarda zirkonyum oksit esaslı seramiklerin simantasyonu için kullanılan bir başka yöntem de fosfat monomeri (MDP-metakriloksidekil dihidrojen fosfat) içeren ajanların (siman veya silan) uygulanmasıdır. Zirkonyum oksite Al_2O_3 ile kumlama işleminin ardından uygulanan MDP içerikli bonding veya simanların bağlantı gücünü arttırdığı bildirilmiştir.^{138, 139}

Organofosfat ve karboksilik asit bazlı, ışıkla polimerize edilebilen bir primerlerin de zirkonya gibi metal oksitlere bağlanmayı sağlayan fosforik asit grupları ve kompozit reçine sistemlerin monomerleri ile kopolimerize olabilen bir organofonksiyonel bölüm içerdiği bildirilmiştir.¹⁴⁰

2.12.2.2. Tribokimyasal Silika Kaplama Yöntemleri

Zirkonya seramikler cam fazı içermediklerinden silan uygulaması ile sağlanan kimyasal bağlanmayı elde edebilmek amacıyla silika kaplama teknikleri geliştirilmiştir.¹⁴¹ Tribokimyasal silika kaplama yöntemi, metal alaşımları ve alümina-zirkonya esaslı dental seramiklerin yüzeylerini silika kaplamak için yaygın olarak kullanılmaktadır. Silika ile kaplama yöntemlerinin hem laboratuvar hem de klinik kullanıma uygun şekilleri mevcuttur. Cojet ve Rocatec sistemleri (3M ESPE, Seefeld, Almanya) bu amaç için sıklıkla kullanılan sistemlerdir.¹⁴²⁻¹⁴⁴

CoJet sistemi klinikte kullanılabilen bir tribokimyasal silika kaplama yöntemi olup, kaplayıcı-aşındırıcı bir kum ve silan ajanından oluşur. Silika ile modifiye edilmiş 30 µm alüminyum oksit kum partikülleri 2.8 bar basınçla, 10 mm mesafeden 15 saniye boyunca püskürtüldüğünde, yüzey küçük silika partikülleri ile kaplanır. Bu uygulama sadece yüzeyin silan uygulaması için hazırlanmasını değil aynı zamanda mikromekanik retansiyonun oluşmasını da sağlamaktadır.^{24, 128}

2.13. SEM Analizi

Taramalı Elektron Mikroskobu veya SEM (Scanning Electron Microscope), çok küçük bir alana odaklanan yüksek enerjili elektronlarla yüzeyin taranması prensibiyle çalışır. Manfred von Ardenne öncülüğünde 1930'lı yıllarda geliştirilmiştir. En sık kullanıldığı biçimiyle, yüzeyden yayılan ikincil (secondary) elektronlarla yapılan ölçüm, özellikle yüzeyin engebeli (topografik) yapısıyla ilişkili bir görüntü oluşturur.

Yüksek enerjili demet elektronları numune atomlarının dış yörünge elektronları ile elastik olmayan girişimi sonucunda düşük enerjili Auger elektronları oluşur. Bu elektronlar numune yüzeyi hakkında bilgi taşır ve Auger Spektroskopisinin çalışma prensibini oluşturur. Yine yörünge elektronları ile olan girişimler sonucunda yörüngelerinden atılan veya enerjisi azalan demet elektronları numune yüzeyine doğru

hareket ederek yüzeyde toplanırlar. Bu elektronlar ikincil elektron (seconder electrons) olarak tanımlanır. İkincil elektronlar numune odasında bulunan sintilatörde toplanarak ikincil elektron görüntüsü sinyaline çevrilir. İkincil elektronlar numune yüzeyinin 10 nm veya daha düşük derinlikten geldiği için numunenin yüksek çözünürlüğe sahip topografik görüntüsünün elde edilmesinde kullanılır.¹⁴⁵

3.MATERYAL VE METOT

Bu çalışmadaki mekanik testler; Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi ve Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalları araştırma laboratuvarlarında yapılmıştır. SEM analizleri ise Erzurum Teknik Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü Nanoteknolojileri araştırma laboratuvarında yapılmıştır. Çalışma, Atatürk Üniversitesi Rektörlüğü Tarafından 2012/379 numaralı BAP projesi ile desteklenmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyalin Markası	Üretici Firma	Materyalin tipi	Materyal İçeriği
Cojet Kumu	3M ESPE, Seefeld, Almanya	Silika modifiye alümina içerikli kum	Silisik asit ile modifiye 30 µ m alümina parçacıkları
Elite HD plus	Zhermack, Rovigo, İtalya	İlave polimerize silikon	Vinil polisiloksan, ilave polimerize ölçü maddesi
Essix	Dentsply, Sarasota, FL ABD	Şeffaf plak	Termoplastik, ko-polyester
Panavia F 2.0	Kuraray, Osaka, Japonya	Dual-cure adeziv rezin siman	MDP,DMA, NaF, Boron, Baryum, Silisyum
PD Alüminyum Oksit	President Dental, Almanya	Al ₂ O ₃ içerikli kum	50 µm boyutlarında Al ₂ O ₃ aşındırma kumu
Prettau Zirkonya	Zirkonzahn, İtalya	Tam zirkonyum seramik blok	% 99.9 ZrO ₂ , Yttrium oksit, alüminyum oksit, diğer oksitler
Universal Single Bond	3M ESPE, Seefeld, Almanya	Silan içerikli bağlayıcı ajan	MDP fosfat monomer, etanol, water, HEMA, dimetakrilat rezin, silan
Z Prime Plus Primer	Bisco, ABD	Tek aşamalı bağlayıcı ajan	3 metakriloksipropiltrimetoksisilan phosphoric asit, metakrilat

Bu tez çalışmasında, monolitik zirkonyumlar üzerine yüzey işlemleri uygulanarak yüzey pürüzlülük ve sertlik değerleri ölçüldü. Daha sonra yüzeylere resin siman bağlanarak uygulanan yüzey işlemlerinin, simanın bağlantı dayanımına etkisinin

incelenmesi için IsoMet cihazı ile kesme yapılarak örnekler hazırlandı, mikrotensile yöntemi ile ölçümler yapıldı ve değerler kaydedildi.

Tez çalışmasında kullanılan materyaller tablo 3.1’de; cihazlar ise tablo 3.2’de gösterilmektedir.

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihazın Markası	Üretici Firma
Bandelin Sonorex RK102	Bandelin, Walldorf, Almanya
Binder VD 23 Etüv	Binder, Tuttlingen, Almanya
Cojet	3M ESPE, Seefeld, Almanya
ESEM, Quanta Feg 250	FEI,Oregon ABD
Instron	Testometric, Rohdale, İngiltere
Isomet 1000	Buechler, İllionis, ABD
Kumlama cihazı	Rotaks-Dent, Ankara, Türkiye
LED Işık cihazı	Henry Schein Inc., NY, ABD
Mikro germe test cihazı	Bisco, Schaumburg, IL, ABD
Norton Elmas Bıçak	Norton Diamond Wheels, ABD
Profilometre cihazı	Mitutoyo Corp, Kanagawa, Japan
Stereomikroskop	NOVEX, Arnhem, The Netherlands
Tegra Speed	Tenik Dental, Bayrampaşa/İstanbul
Vickers Hardness test cihazı	Near Atul Nagar , Pune - 411052, Maharashtra

3.1. Zirkonyum örneklerin hazırlanması

Çalışmada kullanılan zirkonyum örnekler, Prettau Zirkonia (PZ) (ZirkonZahn Steger, Ahrntal, İtalya) bloklardan, özel bir laboratuvarıda CAD/CAM sistemi ile üretilmiştir.

Öncelikle 12x12x12 mm boyutlarında plastik kalıplar hazırlandı. Hazırlanan plastik örnekler, ilave silikon esaslı ölçü maddesi (Elite HD plus, Zhermack, GmbH,

Almanya) içerisine yerleştirildi. Elde edilen negatif ölçüler içerisine pembe mum eritilerek, aynı boyutlarda mum örnekler elde edildi. Mum örneklerin boyutları kumpasla ölçüldü ve örnekler standardize edildi. Hazırlanan mum örnekler özel bir diş laboratuvarına gönderildi.



şekil 3.1 Sinterize edilmiş 10x10x10 mm boyutlarındaki PZ rnek

Örnekler CAD/CAM sistemi ile hazırlandı. Laboratuvarıda; sinterizasyon sonrası meydana gelecek bzlme miktarı hesaplanarak, kullanılan CAD sistemi ile örnekler taranıp, dijital ortama görüntüler aktarıldı. Bilgisayar üzerinde gerekli düzenlemeler yapıldı ve ölçümler tamamlanarak, PZ bloklardan CAM sistemi ile 35 adet, 12x12x12 mm boyutlarında küp şeklinde örnekler hazırlandı.

Hazırlanan rnekler laboratuvarıda Tegra Speed (Teknik Dental, Bayrampaşa/İstanbul) sinterizasyon fırınında (şekil 3.2) 2.5 saat boyunca 1500 C’ de sinterlendikten sonra 10x10x10 mm boyutlarında örnekler elde edildi. (şekil 3.1)



Şekil 3.2 Sinterizasyon fırını

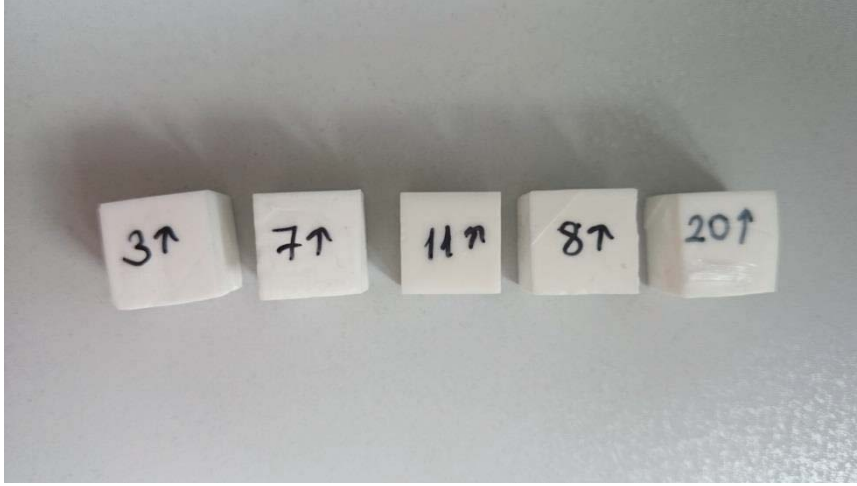
3.2. Deney gruplarının oluşturulması

Standart PZ örneklerin sinterleme işlemlerinin tamamlanması sonrasında, örneklerin oda ısısında soğuması beklendi. Sertlik ve pürüzlülük ölçülecek, rezin siman bağlanacak yüzeyler oklarla işaretlenerek, örnekler 1’den 35’e kadar numaralandı. Farklı yüzey uygulamalarına geçilmeden önce, örneklerle ultrasonik temizleyicide (Bandelin Sonorex RK102 Transistor, Bandelin, Walldorf, Almanya) % 99 oranında alkol ile 3 dakika süre ile temizlik işlemi uygulandı. Örnekler temiz bir presel yardımıyla plastik kaplara yerleştirildi.

Test gruplarının oluşturulması amacıyla, uygulanacak yüzey işlemlerine göre 35 adet örnek rastgele 5’erli gruplara ayrıldı.(Şekil 3.3) Gruplar;

- 1-Kontrol Grubu (Ko)
- 2-Kumlama Grubu (Ku)
- 3-Co-jet Grubu (C)

- 4-Primer Grubu (P)
 - 5-Single Bond Grubu (S)
 - 6-Kumlama+Primer (KP)
 - 7-Cojet+Single Bond (CS)
- olarak belirlendi.



Şekil 3.3 Yüzey işlemleri için rastgele seçilen 5 PZ örnek

3.3. İlk Sertlik ve Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri

Gruplar oluşturulduktan sonra hiçbir yüzey işlemi uygulanmadan, bütün örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri profilometre cihazı (Mitutoyo Surf Test SJ 201 P/M; Mitutoyo Corp, Kanagawa, Japan) ile ölçüldü ve kaydedildi. Ardından yine tüm örneklerin sertlik değerleri; Vickers Hardness Test Cihazı (Universal Motion, Inc. No. 208, R Cube, S. No. 116/5/1, Warje Highway, Near Atul Nagar , Pune - 411052, Maharashtra) ile ölçüldü ve elde edilen değerler kaydedildi.

3.4. Yüzey İşlemleri

3.4.1. Kontrol Grubu

Rastgele seçilen 5 adet örneğe, hiçbir yüzey işlemi uygulanmadı.

3.4.2. Kumlama Grubu

Kumlama için seçilen örneklere, özel bir diş laboratuvarında kumlama cihazı (Rotaks-Dent, Ankara/TURKIYE) ile 20 saniye süre ile 10 mm mesafeden ve 4 bar basınçla, 50 µm boyutlarında Al₂O₃ partikülleri ile yüzey işlemi uygulandı.



Şekil 3.4 Kumlama cihazının içerisinde ve kumlama ucunun görünümü

3.4.3. Cojet Grubu

Cojet işlemi için 3M ESPE Cojet Prep (3M Deutschland GmbH Dental Products Carl-Schurz-Strabe 141453 Neuss-Almanya) kullanıldı.(Şekil 3.5a) Örneklerin yüzeylerine, kliniğimizde Cojet Sand (30 µm alüminyum oksit kum partikülleri) (Şekil 3.5b) 2.8 bar basınçla, 10 mm mesafeden 15 saniye süreyle uygulandı.(Şekil 3.5c)



Şekil 3.5 a- Cojet Prep cihazı



Şekil 3.5 b- Cojet kumu



Şekil 3.5 c- Cojet işlemi uygulanması

3.4.4. Primer Grubu

Rastgele seçilen 5 adet örnek ultrasonik temizleyicide temizlendikten sonra Z-prime plus primer (BISCO, Inc. Schaumburg, IL. 60193 U.S.A) üreticinin talimatları doğrultusunda 20 saniye boyunca yüzeye uygulandı ve 5 saniye hava spreyi yardımı ile örnek yüzeyine yayılması sağlandı.(Şekil 3.6)



Şekil 3.6 Z-prime plus primer

3.4.5. Single Bond Grubu

Ultrasonik temizleyicide yüzeyleri temizlenen örneklerden seçilen 5 adet örnek yüzeyine üreticinin talimatları doğrultusunda 20 saniye single bond universal (3M Deutschland GmbH Dental Products Carl-Schurz-Strabe 141453 Neuss-Almanya) (Şekil 3.7) uygulandı ve 5 saniye boyunca hava spreyi ile yüzeye yayılması sağlandı.



Şekil 3.7 Single bond universal

3.4.6. Kumlama-Primer Grubu

Dördüncü grubumuz için seçilen örneklerle de ikinci grupta uygulanan kumlama işlemi aynen uygulandı. Daha sonra yüzeyde bulunan kum artıklarının giderilmesi için ultrasonik temizleyicide yüzeyi temizlendi. Z-prime plus primer yüzeye 20 saniye uygulandı ve hava spreyi ile 5 saniye yüzeye iyice yayılması sağlandı.

3.4.7. Cojet – Single Bond Grubu

Üçüncü grubumuzda kullanılan Cojet cihazı ve kumu aynı şekilde yüzeylere uygulandı. Uygulama yapıldıktan sonra yüzeyler ultrasonik temizleyicide temizlendi. Daha sonra silan içerikli Single Bond Universal (3M Deutschland GmbH Dental Products Carl-Schurz-Strabe 141453 Neuss-Almanya) 20 saniye süreyle yüzeye uygulanıp, hava spreyiyle 5 saniye yüzeye yayılması sağlandı.

3.5. İkinci Sertlik ve Yüzey Pürüzlülük Ölçümleri

Yüzey sertlik ve pürüzlülük ölçümleri, primer ve single bond işlemleri uygulanmadan yapıldı. Bu aşamada kumlama ve Cojet işlemleri için 10’ar örnek kullanılmış oldu. Kumlama için 2. ve 4. gruplardaki örnekler; Cojet için 3. ve 5. gruplardaki örnekler kullanıldı. Ölçümler yapılmadan önce örnek yüzeyleri ultrasonik cihazlarda temizlendi.

3.5.1. Sertlik Ölçümleri

Sertlik ölçümleri için Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D. araştırma laboratuvarında bulunan Vickers Hardness Test Cihazı (Universal Motion, Inc. No. 208, R Cube, S. No. 116/5/1, Warje Highway, Near Atul Nagar , Pune - 411052, Maharashtra) kullanıldı. Monolitik zirkonyum örneklerin yüzeylerine 10 kg yük 15 saniye süreyle uygulandı.(Şekil 3.8) Örnek yüzeylerinde oluşan piramit görüntüsü tespit edilerek, köşegen uzunluklarını belirten D1 ve D2 uzunlukları ölçüldü. Ölçülen değerler tekrar cihazın üzerinde bulunan hesaplama bölümüne yazılarak HV ve MPa değerleri hesaplandı ve kaydedildi.



Şekil 3.8 Vickers hardness test cihazında sertlik ölçüm işlemi

3.5.2. Yüzey Pürüzlülük Ölçümleri

Yüzey pürüzlülük ölçümleri için, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D. araştırma laboratuvarında bulunan profilometre cihazı (Taylor Hobson UK (Global Headquarters) PO Box 36, 2 New Star Road) kullanıldı.(Şekil 3.9) İşlem uygulanan her bir örnek yüzeyinde 3'er kez pürüzlülük

ölçümü yapıldı. Elde edilen değerlerin ortalamaları alınarak, Ra ve Rp olarak kaydedildi.



Şekil 3.9 Profilometre cihazı ile yüzey pürüzlülük ölçümü

3.6. SEM analizi

Tüm örnekler yüzey işlemi uygulandıktan sonra, gruplardan rastgele birer örnek seçildi. Seçilen örnekler herhangi bir yüzey kaplama işlemine tabi tutulmadan, Erzurum Teknik Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü araştırma laboratuvarında bulunan FIB/SEM tomografi elektron mikroskopunda (Quanta 3D FEG, FEI, USA) yüzey görüntüleme işlemi yapıldı.(Şekil 3.10) Görüntüler 200, 500 ve 1000 kez büyütme ile görüntülendi ve görüntüler kaydedildi.



Şekil 3.10 SEM cihazı

3.7. Rezin Simanın (RS) Örnek Yüzeylerine Bağlanması

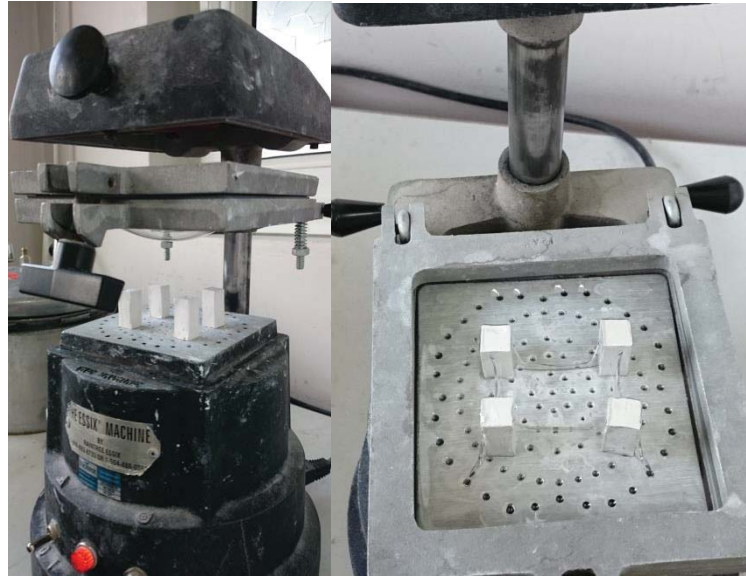
Sertlik ve yüzey pürüzlülük testleri yapıp, SEM görüntüleri alınan örneklerle rezin siman bağlandı. Bu tez çalışmasında monolitik zirkonyum yüzeylerine Panavia F 2.0 (Şekil 3.11) (Kuraray Medical Inc. Osaka, Japan) Metakriloksidekil dihidrojen fosfat monomer (MDP) içerikli rezin siman bağlandı.



Şekil 3.11 Panavia F 2.0 rezin siman kiti

Öncelikle PZ örneklerimizin boyutlarında olacak şekilde paris alçısından modeller elde edildi. Elde edilen alçı modeller üzerinde vakum altında ESSIX (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) plağından kalıplar oluşturuldu. (Şekil 3.12a-b)

Elde edilen kalıbın kapalı olan yüzeyinden 5 mm yükseklikte, bir kaçış deliği oluşturuldu.



Şekil 3.12a-b ESSIX kalıpların elde edilmesi

Ko, Ku ve C gruplarındaki örneklere yüzey işlemlerini takiben; yüzeylerine üretici firmanın önerileri doğrultusunda rezin siman uygulandı. Set içerisinde bulunan

Primer-A ve Primer-B (Şekil 3.13a) fırça yardımıyla karıştırıldı ve örneklerin yüzeylerine 30 saniye süreyle uygulandı. (Şekil 3.13b)



Şekil 3.13a Panavia F 2.0 Primer A-B

KP ve CS gruplarındaki örnek yüzeylerine ise set içeriğinde bulunan primer uygulanmadı.



Şekil 3.13b Primer A-B'nin PZ örnek yüzeyine uygulanması

Hazırlanan ESSIX kalıplarının içerisine kaçış deliğini 1 mm geçecek kadar rezin siman yerleştirildi. Resin simanlar üretici firmanın talimatları doğrultusunda, A ve B pastaları homojen olacak şekilde karıştırıldı.



Şekil 3.14a Panavia F2.0 A-B paste



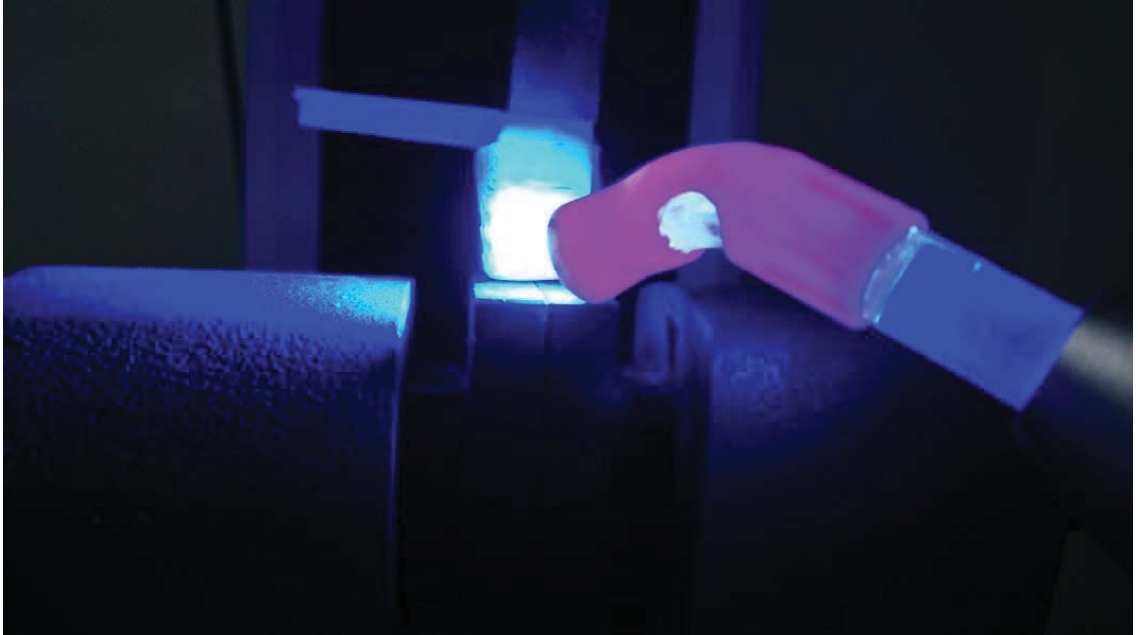
Şekil 3.14b Panavia F2.0 A-B paste'lerin karıştırılması

Daha sonra üzerlerine PZ örnekler konularak Instron (Testometric, Rohdale, İngiltere) Universal test cihazında 0,01 KN yük altında tutularak (Şekil 3.15), rezin simanın LED ışıkla(HS-LED 1500, Henry Schein Inc., NY, ABD) polimerizasyonu sağlandı. Işık ESSIX kalıbın her bir yüzeyinden 40 sn süreyle uygulanarak rezin simanın tam olarak polimerizasyonu sağlandı. (Şekil 3.16)



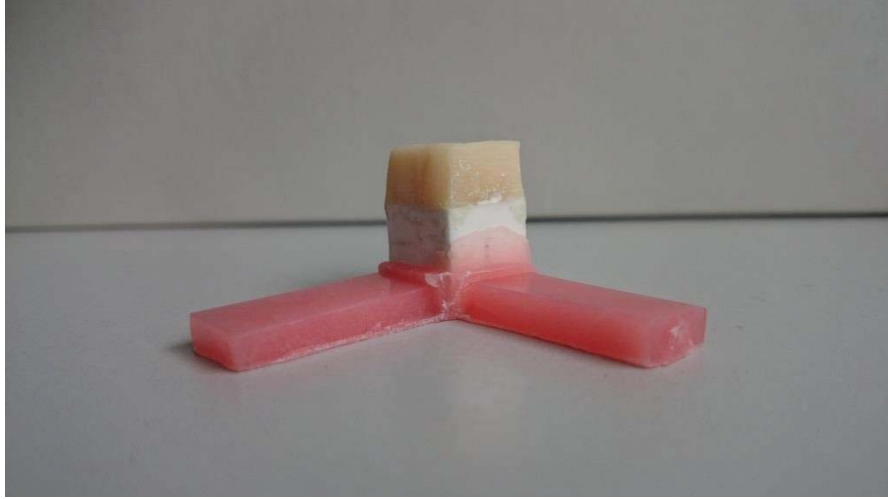
Şekil 3.15 Instronda 0,01 kN yük altında örneklerin tutulması aşaması

Elde edilen PZ-RS (Prettau Zirconia- Rezin Siman) örnek ESSIX plağından ayrılarak; yüzey düzensizlikleri giderildi. Böylece eşit basınç altında, eşit boyutlarda, optimum bir düzenek altında standart örnekler elde edilmiş oldu.



Şekil 3.16 Yük altındaki rezin simanların ışık ile polimerizasyonu

Daha sonra, kesme işlemi için PZ-RS örnekler soğuk akrilikten hazırlanan kalıplar içerisine yerleştirildi.(Şekil 3.17)



Şekil 3.17 Akrilik kalıp içerisinde yerleştirilen PZ-RS örnek

3.8. ISOMET Cihazında Örneklerin Kesilmesi

Soğuk akrilikten hazırlanan “L” şeklindeki kalıplar içlerine yerleştirilen örnekler fakültemiz Restoratif Diş Tedavi A.D. araştırma laboratuvarında bulunan ISOMET 1000 Precision Saw (Buechler, 41 Waukegan Road Lake Bluff, Illinois 60044, USA) cihazına bağlandı.(Şekil 3.18a-b)



Şekil 3.18a- Isomet cihazı

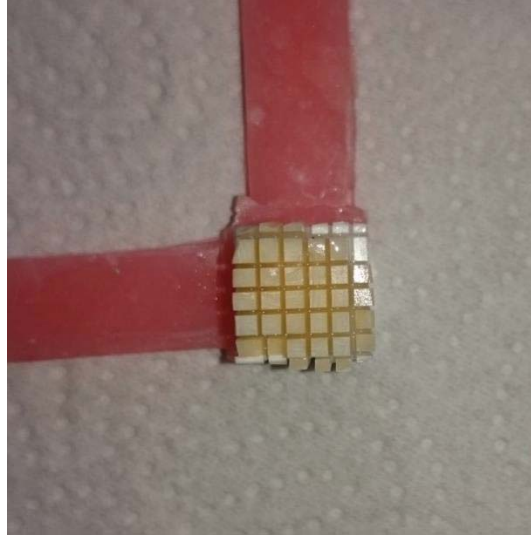
Cihazın hızı 100 Rpm/dk ve kesi genişliği bıçak kalınlığı da (~0.4 mm) göz önüne alınarak 1.4 mm olarak ayarlandı. Örnekler elmas separe bıçakla (Norton diamond Wheel Blade, USA) hem vertikal hem de sagittal düzlemlerde kesildi.(Şekil 3.19a-b)



3.18b PZ-RS örneğın Isomet cihazına bağlanması



Şekil 3.19a- PZ-RS örneğın vertikal yönde kesilmesi



Şekil 3.19b- Vertikal ve sagittal yönde kesilmiş PZ-RS örnek

Elde edilen çubuklar kontrol edildi. Boyutları farklı ve düzensiz olan çubuklar örnekler içerisinde çıkarıldı. Bu işlemde sonra her bir PZ-RS örnekten toplam 25 adet mikrobar çubuk örnek elde edildi.(Şekil 3.20) Bu çubuklar da yine örneklerin numaralarına göre ayrı ayrı plastik kutulara konuldu. Örnekler mikrogerilme testi öncesi 24 saat süreyle 37 °C’de etüvde bekletildi.(Şekil 3.21)



Şekil 3.20 Mikrobar çubuk örnekler



Şekil 3.21. ETÜV

3.9. Mikro Gerilim Testinin Yapılması

Çubuk şeklinde hazırlanan örnekler dijital bir kumpasla ölçüldü ve bağlanma yüzey alanlarının 1 mm^2 olmasına dikkat edildi. Bağlanma yüzeyleri 1 mm^2 den farklı olan örnekler teste tabi tutulmadı. Boyutları $1 \times 1 \times 10 \text{ mm}$ olan örnekler, Restoratif Diş Tedavisi A.D. araştırma laboratuvarında bulunan, mikro gerilim test cihazına (Micro Tensile Tester, BISCO, Inc., Schaumburg, IL, USA) siyanoakrilat yapıştırıcılarla (Pattex 2K, Henkel, Duesseldorf, Germany) sabitlendi.(Şekil 3.21)



Şekil 3.22 Mikro gerilim test cihazına sabitlenen mikrobar çubuk

Daha sonra örnekler 1 mm/dk hız ile çekme testi yapıldı. Test sonucu Newton (N) cinsinden elde edilen değerler MPa cinsine dönüştürüldü ve kaydedildi. Mikro gerilim testi hazırlanan her bir örnek için aynı şekilde yapıldı.(Şekil 3.22)



Şekil 3.23 Mikro gerilim test cihazında çekme işleminin yapılması

3.10. Kopma Yüzeylerinin Stereomikroskopta İncelenmesi

Mikro gerilme test cihazında çekilerek bağlanma dayanımları ölçülen PZ-RS örneklerin kopma yüzeyleri stereomikroskopta (NOVEX, Euromex Microscopen BV Arnhem - The Netherlands) incelendi.(Şekil 3.23) Kopma yüzeyleri adeziv, kohesiv ve miks olarak sınıflandırıldı. Her bir gruba ait kopma yüzeyleri görüntülenerek, başarısızlık değerleri % olarak hesaplandı.



Şekil 3.24 kopma görüntülerinin analiz edildiği stereomikroskop

3.11 Verilerin İstatistik Analizi

Bu tez çalışmasında; PZ örneklerin yüzeylerine uygulanan yüzey işlemlerini takiben ölçülen sertlik ve yüzey pürüzlülüğü değerleri ile rezin siman bağladıktan sonra yapılan mikro gerilme testi sonucu elde edilen verilerin analizleri, istatistik paket programı SPSS (SPSS 16.0 for Windows, Chicago, IL, ABD) kullanılarak yapıldı.

Sertlik ve pürüzlülük ölçümleri için bağımlı ve bağımsız gruplarda t testi yapıldı. Varyanslar homojen dağılmadığı için Mann Whitney U ve Wilcoxon Ranks Testleri ile değerler analiz edildi.

Mikro gerilme testi verilerini analiz etmek için one way ANOVA testi yapıldı. Gruplar arasındaki farkların kıyaslanması için ise Dunnets'in çoklu karşılaştırma analizi kullanıldı.

4.BULGULAR

4.1. İstatistiksel Analizlerin Değerlendirilmesi

Ku ve C işlemleri sonucu yapılan sertlik ölçümlerinin verilerinin değerlendirilmesi Tablo 4.1’de, yüzey pürüzlülük ölçümlerinin verileri Tablo 4.2’de görülmektedir.

Mikro gerilim testi sonrası elde edilen bulgular Tablo 4.4’te; stereomikroskopta incelenen kopma şekillerine ait veriler Tablo 4.5’te görülmektedir.

4.1.1. Sertlik ve Yüzey Pürüzlülük Analizleri

Mekanik yüzey işlemleri (Ku, C) yaptığımız toplam 20 adet örneğe (n=10) rezin siman bağlamadan önce sertlik ve yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapıldı. Sertlik ölçümü Vickers Hardness testi ile; pürüzlülük ölçümü ise Profilometre cihazı ile yapıldı.

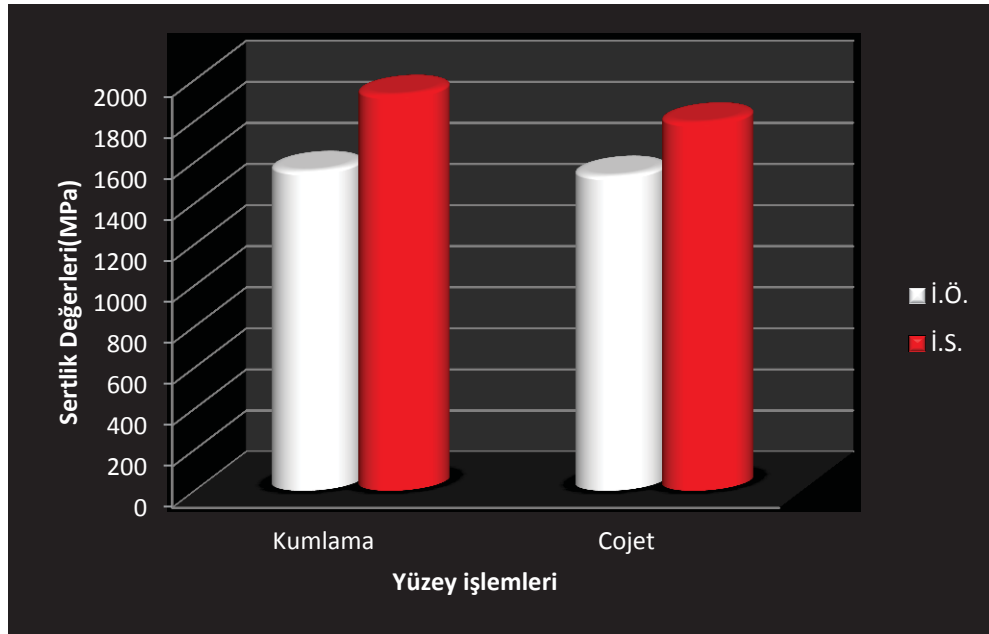
Yapılan analizler neticesinde kumlama işleminin yüzey sertliğini istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilediği tespit edilmiştir.($p<0.05$)

Cojet işlemi uygulanan yüzeylerden elde edilen veriler incelendiğinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı tespit edilmiştir.($p>0.05$)

Kumlama ve Cojet işlemlerinin yüzey sertliğine etkisini karşılaştırdığımızda; kumlamanın (1927.67 MPa), yüzey sertliği üzerinde Cojet (1793.44 MPa) işlemine göre daha yüksek değerler verdiği; ancak istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı tespit edilmiştir.($p>0.05$)(Tablo 4.1)

Tablo 4.1 Kumlama ve Cojet işlemlerine ait sertlik değerlerinin Ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerlerinin tablosu (MPa)

	Ortalama	Standart Sapma	Minimum (min)	Maksimum (maks)
Ku ilk	1557.56	344.164	1194	2177
Ku son	1927.67	333.576	1614	4639
C ilk	1534	283.55	1244	2208
C son	1793.44	319.29	1435	2404



Şekil 4.1 Kumlama ve Cojet işlemlerine ait sertlik değerlerinin grafik gösterimi(MPa)

Yüzey pürüzlülükleri değerlendirildiğinde ise; kumlama işleminin yüzey pürüzlülüğünü istatistiksel olarak anlamlı derecede arttırdığını görmekteyiz.($p < 0.05$)

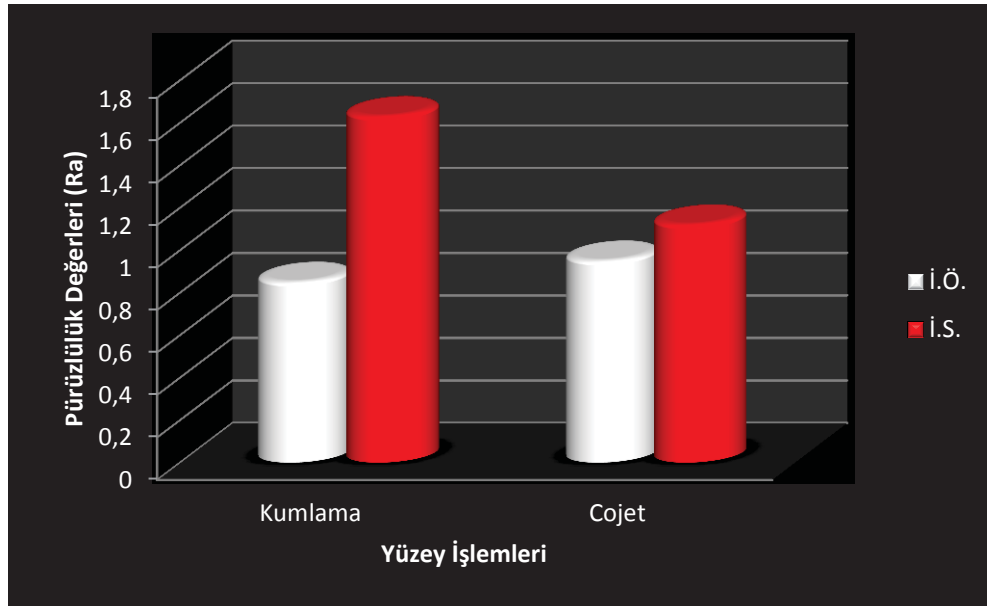
Uygulanan Cojet işleminin ise yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını; ancak istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı tespit edilmiştir.($p > 0.05$)

Kumlama ve Cojet işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisini karşılaştırdığımızda ise kumlamanın (R_a ; 1.63) yüzey pürüzlülüğünü, Cojet (R_a ; 1.12)

uygulamasına nazaran arttırdığını fakat istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç olmadığı bulunmuştur.($p>0.05$)(Tablo 4.2)

Tablo 4.2 Kumlama ve Cojet işlemlerine ait yüzey pürüzlülük değerlerinin Ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri

	Ortalama	Standart sapma	Minimum (min)	Maksimum (maks)
Ku ilk	0.85	0.27	0.4	1.2
Ku son	1.63	0.47	1.2	2.5
C ilk	0.95	0.22	0.5	1.4
C son	1.12	0.42	0.6	1.7



Şekil 4.2 Kumlama ve Cojet işlemlerine ait yüzey pürüzlülük değerlerinin grafik gösterimi(Ra)

4.1.2. Yüzey İşlemlerinin Bağlanma Dayanımına Etkisinin İncelenmesi

Elde edilen istatistiksel verilere göre en yüksek bağlanma dayanımı KP (18.76 MPa) grubunda ölçülürken; en düşük bağlanma dayanımı Ko (3.09 MPa) grubunda ölçülmüştür. Ortalama değerleri göz önüne alındığında, yüzey işlemlerinin bağlanma

dayanımlarına etkilerini büyükten küçüğe; KP>S>P>CS>Ku>C>Ko olarak sıralayabiliriz.

Tablo 4.3. Mikro gerilme testine ait verilerin one way ANOVA analizi değerleri

ANOVA					
	Karelerin toplamı	df	Ortalamaların karesi	F	P değeri
Gruplar arası	4653.328	6	775.555	62.114	.000
Grup içi	2097.630	168	12.486		
Toplam	6750.957	174			

Tablo 4.4 Mikro gerilme testine ait verilerin homojen dağılım analiz tablosu

Varyansların Homojen Dağılım Analizi				
data				
Levene Statistic	df1	df2	Sig.	
6.801	6	168	.000	

KP işleminin bağlanma dayanımına etkisi en yüksek olmasına karşın S ve P gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı; diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu tespit edilmiştir.($p<0.05$)(Tablo 4.4) S işlemi sonucu elde edilen ortalama değerleri incelendiğinde en yüksek ikinci değere sahip olmasına karşın; KP, P, ve CS grupları ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı tespit edilmişken, diğer gruplarla anlamlı derecede farklı olduğu görülmüştür.($p<0.05$)

P grubu incelendiğinde; Ku, C, Ko gruplarından anlamlı derecede farklılık arz ederken ($p<0.05$), KP, S ve CS gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı gözlenmiştir.($p>0.05$)(Tablo 4.4)

Tablo 4.5 Yüzey işlemlerine ait mikro gerilme testi değerleri (MPa)

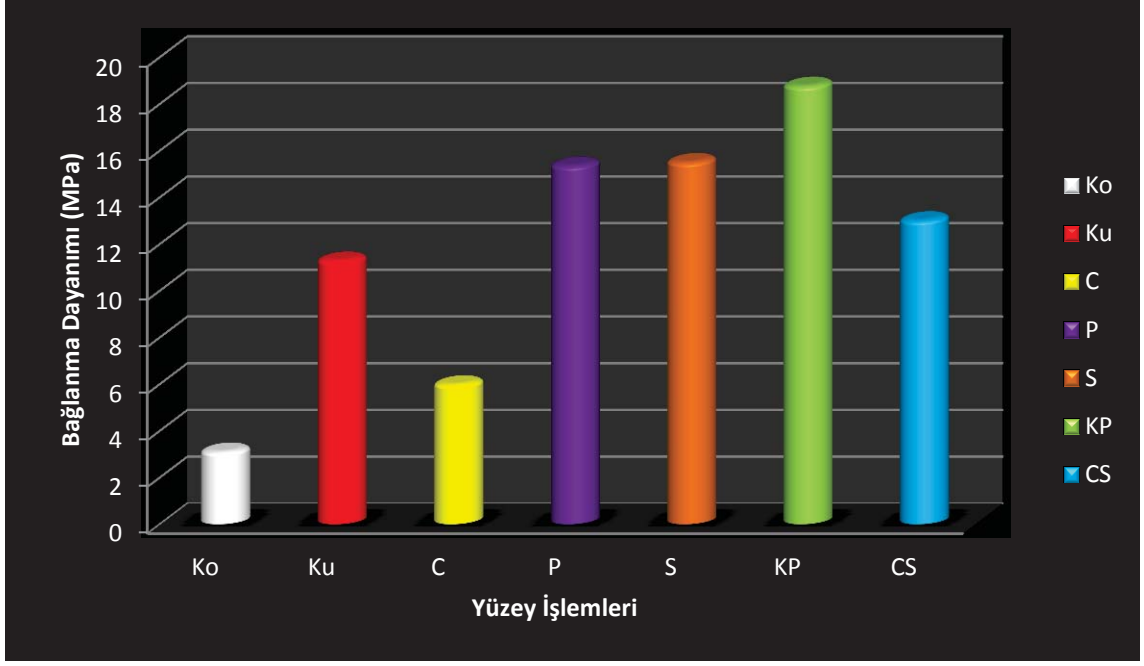
Ortalama için						
% 95 güven aralığı						
	Ortalama	Standart sapma	Alt Sınır	Üst Sınır	Minimum	Maksimum
Ko	3.09	1.52	2.46	3.72	0.90	7.30
Ku	11.27	2.81	10.11	12.43	3.70	16.80
C	5.97	0.83	5.63	6.32	3.80	7.10
P	15.34	4.35	13.54	17.14	8.20	25.90
S	15.49	3.65	13.98	17.00	7.70	23.00
KP	18.76	5.32	16.57	20.96	4.50	28.50
CS	13.00	3.96	11.36	14.64	5.90	19.90

CS grubunun diğer gruplarla ilişkisini incelediğimizde; S, P ve Ku grupları ile aralarında anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0.05$), KP grubundan anlamlı derecede düşük, C ve Ko gruplarından ise istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini görmekteyiz. ($p<0.05$)

Ku grubunun bağlanma dayanımına etkisi; yalnızca CS grubu ile anlamlı bir fark göstermezken ($p>0.05$); KP, S, P gruplarından anlamlı derecede düşük, C ve Ko gruplarından ise anlamlı derecede yüksek olduğu tespit edilmiştir. ($p<0.05$)(Tablo 4.4)

C grubunun bağlanma dayanımı diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. ($p<0.05$) Bunlardan; Ko grubundan daha yüksekken, diğer grupların tamamından daha düşüktür.

Ko grubunun bağlanma dayanımı değerlendirildiğinde ise; diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu tespit edilmiştir. ($p<0.05$)(Tablo 4.4)

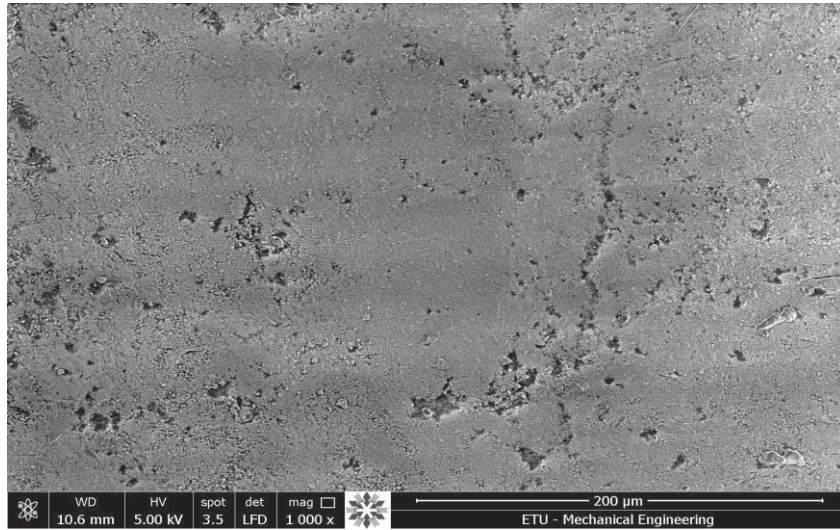


Şekil 4.3 Yüzey işlemlerine ait mikro gerilme test sonuçlarını gösteren grafik (MPa)

4.2.SEM Analizinin İncelenmesi

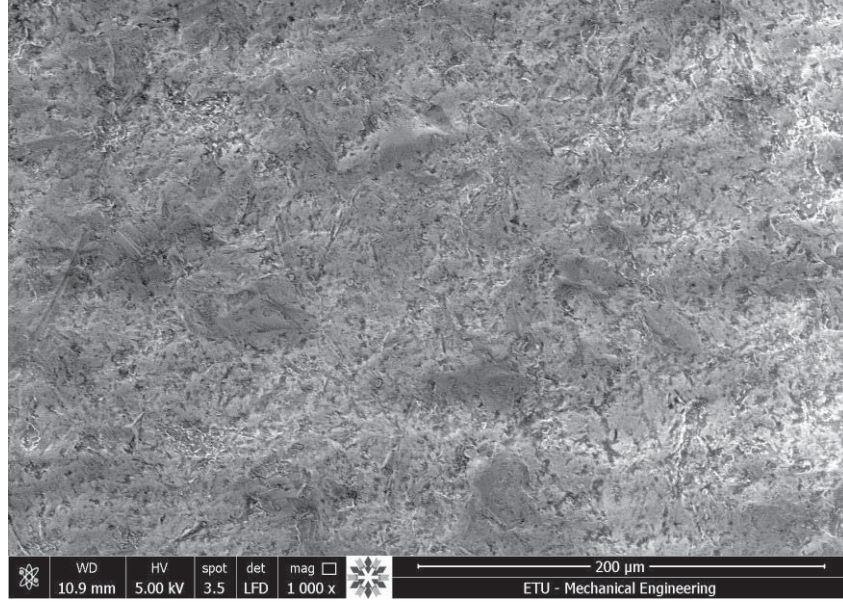
PZ örneklerimize yapılan fiziksel yüzey işlemlerini takiben, elektron mikroskobu altında yüzey özellikleri ve yüzeydeki değişimler incelendi. İncelenen görüntüler 200, 500 ve 1000 kat büyütmelerle fotoğraflandı.

Alınan görüntülerden; Kontrol grubundaki örneklerin yüzeylerinde, düz ve pürüzsüz bir yüzey görüntüsünün yanında; PZ bloklardan yapılan kesme işlemi sonucu oluşan bıçak izleri ve yüzeyden kopan küçük parçaların boşlukları gözlemlendi.(Şekil 4.4)



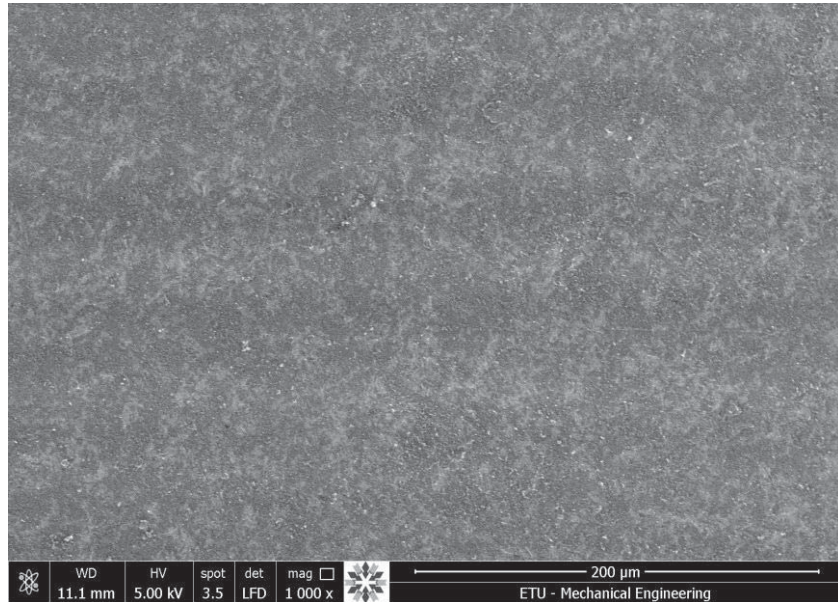
Şekil 4.4 Ko grubuna ait örneğin 1000X büyütmedeki SEM görüntüsü

Kumlama grubunda, kontrol grubundan tamamen farklı şekilde yüzeyde çok miktarda ve derinlikleri fazla mikro boşluklar gözlemlendi. Kontrol grubundaki pürüzsüz yüzey tamamen yok olmuştu.(Şekil 4.5)



Şekil 4.5 Ku grubuna ait örneğin 1000X büyütmedeki SEM görüntüsü

Cojet uygulanan örnek yüzeylerinde ise, belli belirsiz bir değişiklik gözlenirken, kontrol grubundan çok da farklı bir yüzey görüntüsü ile karşılaşılmadı.(Şekil 4.6)



Şekil 4.6 C grubuna ait örneğin 1000X büyütmedeki SEM görüntüsü

4.3. Stereomikroskopta Kırılma Tiplerinin İncelenmesi

Hazırlanan PZ-RS örneklerin mikro gerilme test cihazındaki çekme işlemlerini takiben kopma şekilleri stereomikroskopta (NOVEX, Euromex Microscopen BV Arnhem - The Netherlands) incelendi. Kopmalar adeziv, kohesiv, ve miks olarak gözlemlendi. Elde edilen görüntüler incelenerek, kopma şekilleri % olarak Tablo 4.5'te verilmiştir.

Tablo 4.6 Mikro gerilme testi sonucu stereomikroskopta gözlenen kopma şekilleri(%)

	Adeziv	Kohesiv	Miks
Ko	% 100	-----	-----
Ku	% 23	% 11	% 66
C	% 78	-----	% 22
P	% 16	% 21	% 63
S	-----	% 23	% 77
KP	-----	% 77	% 23
CS	% 31	% 6	% 63

5.TARTIŞMA

Farklı seramik restorasyonların simantasyonu için birçok siman kullanılmaktadır. Konvansiyonel ve rezin simanlar seramik restorasyonlar için yeterli tutuculuk sağlamaktadırlar.¹⁴⁶

Konvansiyonel simanlarda görülen, renk yansıması ve simantasyon başarısızlıkları rezin simanların geliştirilmesini sağlamıştır. Rezin simanların üretilmesi ile seramiğin altından siman yansıması ve desimantasyon büyük ölçüde elimine edilmiştir.¹⁴⁷

Rezin simanların ilk üretilen tiplerinde, kullanım hassasiyeti yüksek olduğundan simantasyon işleminin uzamasına ve zorlanmaya sebep olmaktaydı. Özellikle de adeziv sistemlerin self-adezivlere göre daha fazla ön hazırlık gerektirmeleri dental kullanım için dezavantaj olarak görülmektedir. Self-adezivlerde ise böyle bir yüzey işlemine ihtiyaç duyulmamaktadır.¹⁴⁶

Self-adeziv simanlar içerisinde otopolimerizan ve ışıkla polimerize olanlar zirkonyum seramiklerin simantasyonunda kullanılmaktadır. Işıkla polimerize olanların çalışma zamanının klinisyenin kontrolünde olması çalışma avantajı sağlamaktadır. Bu anlamda zirkonyum seramiklerin simantasyonunda daha sıklıkla ışıkla polimerize olan self-adezivler kullanılmaktadır.¹⁴⁸

Adeziv sistemlerin diş hekimliğinde önemli bir yeri olduğu ispatlanmıştır. Dental adeziv malzemelerin özelliklerini değerlendirmek için en geçerli yöntem klinik çalışmalardır. Ancak klinik çalışmaların uzun sürmesi ve hasta takibi yapılması gibi olumsuzlukları bulunmaktadır. Bunlara ilave olarak ağız ortamının ısısı, kan, dişeti oluşu sıvısı, tükürük gibi klinik etkenler ve brüksizm, günlük fonksiyonlar, ısısal gerilmeler, malokluzyon gibi ağız içi ortamda var olan çok sayıda farklı gerilmeler

adeziv bağlanmayı azaltabilmektedir ve başarısızlığa sebep olan faktörü belirlemek zorlaşmaktadır.¹⁴⁹

Bu tez çalışması da, standardizasyonun sağlanabilmesi amacıyla in vitro olarak laboratuvar ortamında gerçekleştirildi.

Adeziv sistemlerin etkinliğinin laboratuvar şartlarında karşılaştırılmasında bağlanma dayanımı testleri önemli yer tutmaktadır. Bağlanma dayanımı; diş-restorasyon ara yüzeyi yakınında veya içinde, muhtemel bir hatayla bağlantının bozulması için gerekli birim yüzey alanına düşen kuvvettir. Bağlanma dayanımı testleri aynı zamanda “debonding testleri” olarak da isimlendirilmektedir. Araştırmacılar şimdiye kadar en çok makaslama ve çekme kuvveti bağlanma dayanımı testlerini kullanmışlardır. Klasik makaslama ve çekme kuvveti bağlanma dayanımı testleri geniş diş yüzey alanlarında (7-12 mm²) yapılmaktadır. Yüzeyin geniş olması nedeniyle bağlanma alanında homojen olmayan stres birikimi gerçekleşmektedir. Stres dağılımının homojen olmaması restorasyon yüzeyinde lokal stres alanları oluşturmaktadır. Bu yüzden örneklerdeki kırılmalar sıklıkla koheziv şekilde (dentin veya kompozit materyal içerisinde) görülmektedir. Bu problemi gidermek amacıyla stres dağılımının daha homojen ve stres birikiminin daha az olduğu mikro gerilme test metodu geliştirilmiştir.^{140, 141}

Araştırmacılar bu yöntemin kullanılmasıyla materyalin dişe yapışma yüzeyindeki bağlanma dayanımının daha doğru belirlenebildiğini (adeziv başarısızlıkların koheziv başarısızlıklardan daha çok görüldüğünü), yüksek değerlerdeki bağlanma dayanımlarının ölçülebildiğini, bağlanma dayanımının bölgesel ölçümünün mümkün olduğunu, tek bir diştten birden fazla örnek elde edilebildiğini ve irregüler yüzeylerin test edilmesinin sağlanabildiğini bildirmektedir.^{84, 150}

Bu tez çalışmasında, bu avantajları sebebiyle mikro gerilim test tekniği kullanılmıştır.

Sano ve ark.⁸⁴ yaptıkları çalışmada mikro gerilim bağlanma dayanımı ile kesit alanının ters orantılı olduğunu bildirmişlerdir. Alan büyük olduğunda koheziv kırıkların daha fazla meydana geldiğini, bu nedenle yüksek bağlanma dayanımı sonuçlarının elde edilemediğini belirtmişlerdir.

Yazarlara göre, bağlanma alanı küçüldüğünde koheziv kırıklar azalmakta, 2 mm²'ye kadar küçültülen kesit alanına sahip örneklerde koheziv kırıklar oluşmamaktadır. Gerçek bağlanma değerinin kesit alanı 2 mm²'nin altında olduğunda saptanabilmektedir.^{151, 152}

Daha önce yapılan çalışmalarda örneklerin boyutları değerlendirildiğinde mikro gerilim testi için kesit alanının 1,5–0,5 mm² arasında olması gerektiği belirtilmiştir.¹⁵² Yapılan bu çalışmada yukarıdaki veriler göz önüne alınarak yaklaşık 1,0x1,0 mm bağlanma alanına sahip numuneler hazırlanmıştır.

Mikro-gerilme kuvveti testi için kullanılan üç ana örnek dizaynı bulunmaktadır. Bunlar; çubuk, halter ve kum saati şeklindedir.¹⁵¹

Yapılan çalışmalarda aynı adeziv sistem için örneklerin çubuk, kum saati veya halter şeklinde hazırlanmasının, ayrıca kum saati ve halter şeklindeki örneklerde kesit alanının kare ve silindir şekilli olmasının bağlanma dayanımını etkilemediği; bağlanma yüzey alanındaki değişimin ise bağlanma dayanımını ters orantılı olarak etkilediği belirtilmektedir.¹⁵¹

Çubuk şekilli örnekler mikro-gerilme testlerinde kullanılan ilk örnek şeklidir. Mikro gerilme test metodu daha güvenilir, ancak zaman alıcı ve teknik hassasiyet gerektiren bir adezyon testi olarak kabul edilmektedir. Çubuk şekilli örneklerin hazırlanması kolaydır. Halter ve kum saati şekilli örnekler için ekstra kesim yapılması örneklere zarar verme riskini artırmakta ve standardizasyonu zorlaştırmaktadır.¹⁵²

Betamar ve ark.¹⁵³ farklı örnek şekillerinin mikro-gerilme testi sonuçlarına etkilerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, anlamlı bir farklılık bulmamakla birlikte çubuk şeklinin hazırlanma kolaylığı, diğer şekillere benzer sonuçlar vermesi ve örnek geometrisinin getirdiği etkilere maruz kalmaması nedeniyle tercih edilebilir olduğunu bildirmişlerdir.

Diğer taraftan Ghassemieh¹⁵¹ çubuk ve halter örneklerin bağlanım dayanımı değerlerinin birbirlerinden anlamlı derecede farklı olmadığı fakat kum saati örneklerinin mikro gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin ve standart sapma değerlerinin diğer örnek dizaynlarıyla karşılaştırıldığında oldukça düşük olduğunu bildirmiştir.

Goracci ve ark.¹⁵² çalışmalarında örneklerin şeklinin, kalınlığının bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişlerdir. Çubuk şeklinde hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımının kum saati şeklindeki örneklerle oranla daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Sonuçlar doğrultusunda kum saati şeklinin hazırlanmasının bağlanma yüzeyinde daha fazla stres meydana getirdiği bildirmişlerdir. Kum saati şeklinin bir diğer dezavantajı ise bağlanma alanı operatör tarafından oluşturulduğundan standart bir yüzey alanı sağlanamamasıdır.^{152, 154}

Lee ve ark. siman kalınlığının zirkonia-rezin siman bağlantısına etkisini mikro gerilme test tekniği ile inceledikleri çalışmalarında, 1x1x10 mm boyutlarında çubuk şeklinde örnekler kullanmışlardır.¹⁵⁴

Anunmana ve ark.¹⁵⁵ yaptıkları çalışmada lityum disilikat ve zirkonyum seramiklerin bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında, mikro gerilme test tekniği için 1x1x8 mm boyutlarında çubuk şekilli örnekler hazırlamışlardır.

Bu bilgiler ışığında bu tez çalışmasında çubuk şeklinde örnekler hazırlandı.

O'Kray¹⁵⁶, Hirasama¹⁵⁷ ve Soderholm¹⁵⁸, test edilen örneklerin ıslak ve kuru olmasının ve suda bekletme işleminin test sonuçlarını etkileyebileceğini bildirmişlerdir.

Pratt ve ark.¹⁵⁹ suda 3 ay beklettikleri örneklerde bağlanma dayanımının fark edilir derecede azaldığını belirtmişlerdir. Silanizasyon uygulanan yüzeylerin nemli şartlarda kararlı olmadıkları ve bu nedenle kırıkların meydana gelebildiğini bildiren çalışmalar mevcuttur.¹⁵⁹⁻¹⁶¹ Önceki çalışmalarda 37 °C de distile suda farklı süreler uygulanmıştır.

Lee ve ark.¹⁵⁴ zirkonyum-rezin siman bağlantı dayanımını inceledikleri çalışmada örnekleri test öncesi 37 °C'de 24 saat süreyle distile suda bekletmişlerdir.

Anunmana ve ark.¹⁵⁵ benzer bir çalışmada çubuk şeklindeki örneklerini 37 °C'de 24 saat süreyle distile suda bekletmişlerdir

Bu çalışmada da örnekler 37 °C'de etüvde distile suda 24 saat süreyle bekletilmiştir.

Sertlik, materyalin klinik başarısını etkileyen önemli mekanik özelliklerdendir. Kalıcı yüzey değişikliğine karşı direnç olarak tanımlanan sertlik, materyale uygulanan yüzey işlemleri ve polisaj ile doğrudan ilişkilidir.¹⁶²

Düşük yüzey sertliği olan maddeler daha kolay çizilebilmektedirler. Yüzey çizikleri materyalin yorgunluğuna ve bu sebeple de restorasyonun erken başarısızlığına neden olurlar.¹⁶³

Sürekli yükler altında, zirkonyumlara gelen baskılar neticesinde, küçük deformasyonlar, bunların birikmesiyle de plastik deformasyonlar meydana gelebilir. Katı materyallerden bazıları bu yükleri absorbe edebilirken, bazıları da özellikle de gevrek yapıda olanlar, tolere edemeyip kırılabilirler.¹⁶³

Zirkonyum polimerik bir materyal olduğundan, uygulanan yüzey işlemlerinin hatta polisaj işleminin bile yüzey sertlik değerlerini etkileyebileceğini bildiren çalışmalar vardır.^{36, 164}

Dental malzemelerin sertliklerinin tespitinde Brinell, Knoop, Barcol, Rockwell ve Vickers test metodları tercih edilmektedir. Ancak bu testlerden Rockwell daha çok endüstride kullanılmaktadır ve Brinell testi ile beraber kırılğan malzemeler için uygun değildir. Vicker's testi kompozit materyallerin mikro sertliklerinin ölçümü için uygun olan ve diş hekimliğinde sık kullanılan bir metottur.^{165, 166}

Al-Radha ve ark.¹⁶⁷ yaptıkları çalışmada, zirkonyum ve titanyumun yüzey özelliklerini ve bakteriyal adezyonu incelemişlerdir. En yüksek mikrosertlik değerini zirkonyum ile kaplanmış titanyum yüzeyinin verdiğini tespit etmişlerdir.

Roy ve ark.¹⁶⁸ yaşlandırma yapılmış ve yapılmamış Y-TZP seramiklerinin yüzey sertliklerini karşılaştırmışlar ve yaşlandırma yapılmamış Y-TZP'lerin daha yüksek mikrosertlik değeri verdiklerini belirtmişlerdir.

Vicker's Hardness test yöntemi ile yapılan sertlik ölçümleri sonucu çalışmamızda; kumlama işleminin yüzey sertliğini istatistiksel olarak anlamlı şekilde etkilediği tespit edilmiştir.($p<0.05$) Cojet işlemi uygulanan yüzeylerden elde edilen veriler incelendiğinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı tespit edilmiştir.($p>0.05$) Kumlama ve Cojet işlemlerinin yüzey sertliğine etkisini karşılaştırdığımızda; kumlamanın (1927,67 MPa), yüzey sertliği üzerinde Cojet (1793,44 MPa) işlemine göre daha yüksek değerler verdiği, ancak istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı tespit edilmiştir.($p>0.05$)

Protetik materyallerde yüzey pürüzlülüğünü ölçmek amacıyla kullanılan birçok alet vardır ve bu aletlerden bir tanesi de profilometre cihazıdır. Profilometre; hazırlanmış örnek yüzeyi üzerinde, sabit doğrusal bir mesafede, boyutları belirli elmas

bir uç yardımıyla yüzeyin taranması prensibiyle çalışır. Hem dijital hem de analog donanım ve yazılım kullanılarak alınan kayıtların yanında yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü (Ra) de hesaplamaktadır.⁸³

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri daha önceki çalışmalara uygun olarak örneklerin merkezinde olacak şekilde her örnek için 3 kez tekrarlanmıştır. Daha sonra elde edilen değerlerin ortalaması alınarak her bir örneğin ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) kaydedilmiştir.⁸⁰ Cihaz her bir grup örneğin ölçümünden sonra kalibre edilmiştir.

Bir materyalin yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesinde, yüzeyin nitel (SEM) ve nicel (profilometre vb) incelemeleri kullanılır. Porselen polisaj metotlarını profilometre, SEM ve görsel olarak değerlendirdikleri çalışmalarında SEM ve profilometre verilerinin birbirleri ile paralel olduklarını belirtmişlerdir. Sjögren ve ark.⁸¹ ise, materyalin yüzey özelliğinin SEM ile incelenmesinin yüzey topografisi açısından nicel incelemelerden daha çok bilgi verdiğini bildirmişlerdir.

Amer ve ark.¹⁶⁹ üç farklı seramik materyalinin üç farklı yüzey bitirme işlemi neticesinde uygulanan çigneme kuvvetlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisini inceledikleri çalışmalarında, zirkonyumun anlamlı derecede düşük değerler verdiğini bildirmişlerdir.

Akın ve ark.¹⁷⁰ zirkonyum seramiklere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü ve rezin siman bağlanma dayanımını araştırdıkları çalışmalarında, yüzey işlemlerinin hiçbirinin pürüzlülüğü anlamlı derecede arttırmadığını belirtmişlerdir.

Zhang ve ark.¹⁷¹ kumlama işleminin zirkonyumun yüzey pürüzlülüğü ve bakteriyel adezyona etkisini inceledikleri çalışmalarında, kumlamanın anlamlı derecede yüzey pürüzlülüğü oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Bu bilgiler ışığında bu tez çalışmasında örneklerimize yüzey işlemleri uygulandıktan sonra, yüzey pürüzlülüklerini profilometre cihazı ile ölçüp, SEM

analizleri ile yüzeyde meydana gelen değişimler incelenmiştir. Tam seramik sistemlerde yüksek dayanıklılıktaki ZrO_2 alt yapı materyalinin kullanımı son zamanlarda popüler hale gelmiştir.¹⁷² Diş hekimliği mesleği için üretilen tam seramik sistemlerin sayılarının artışıyla birlikte, bu tip materyallerin uygulaması porselenin metale kaynaştığı geleneksel metal-seramik protezlerin yerini hızla almaktadır. Bununla birlikte, kırılma ve parçalara ayrılma ile ilgili hasarlar, bu tip seramikler güçlendirilmiş seramikler olduğu halde neredeyse tüm klinik raporlarda belirtilmektedir.¹⁷³

Tam seramik materyaller, uzun seneler hasta ağızında ideal şekillerde eksik dişlerin yerini alabilmelerine rağmen, restorasyonun yapımı esnasındaki laboratuvar hataları, porselenin poroz yapısı, travma, okluzal çatışmalar gibi sebeplerden ötürü kırılma ya da kopma gösterebilirler.¹⁷³

Çiğneme kuvvetlerine bağlı olarak meydana gelen doğal etkin gerilimler kırık oluşumunu aktive edebilmektedirler. Ek olarak intraoral korozyon kuvvetleri mikro kırıkların oluşumunu arttırarak porselen kırıklarının meydana gelmesine sebep olurlar.¹⁷⁴ Kullanım sırasında oluşan çatlak ve kırıkların zirkonyum-porselen ara yüzünde oluşan gerilme kuvvetleriyle ilişkili olduğu varsayılmaktadır. Bu gerilimlerin sebebi, termal büzülme ve genleşme miktarlarının uyumlu olmaması ve yüzeyde meydana gelen değişikliklerdir.³¹

Güçlendirilmiş seramiklerin uzun bir geçmişi yoktur fakat intraoral kuvvetler sonucu meydana gelen kırılmaların insidansı bu materyallerin klinik prognozu açısından göz ardı edilmemelidir.¹⁷⁵ ZrO_2 seramiklerin in-vitro çalışmalarda kabul edilebilir değerlerde dayanıklılık sergilediği ve fraktür kırıklarına karşı dirençli oldukları ispat edilmiştir.¹⁷⁶

Bu çalışmada yukarıda bahsedilen güçlü özelliklerinden, estetik ihtiyacı yeterince karşılamasından dolayı, klinikte geniş kullanım alanı bulmaya başlayan monolitik zirkonyum seramikler kullanılmıştır.

Adeziv sistemler; bağlanma mekanizmaları, kimyasal içerikleri, uygulama yöntemleri, piyasaya çıkış sıraları gibi özelliklere göre sınıflandırılmıştır. Ancak güncel olarak; rezinin dentine bağlanmasında mevcut olan temel teknikler, total-etch ve self-etch şeklinde tanımlanmakta ve bu yöntemlerin herbiri içerisinde basitleştirilmiş uygulamalar bulunmaktadır. Böylelikle dentin adezivlerini; 3 aşamalı total-etch, 2 aşamalı total-etch, 2 aşamalı self-etch ve tek aşamalı self-etch sistemler olmak üzere 4 ayrı kategoride incelemek mümkündür.¹⁷⁷

Yapılan çalışmalarda total-etch sistemlerinin self-etch sistemlere göre daha yüksek bağlanma dayanımı oluşturduğunu tespit etmişlerdir.^{178, 179}

Attia¹⁸⁰, zirkonyum seramiklerin bağlantı dayanımı araştırdığı çalışmasında; total-etch ve self-etch sistemlerin bağlantı dayanımında anlamlı bir fark tespit etmemiştir.. Ayrıca bu iki tip rezin simanın bağlantı dayanımının Rezin modifiye cam iyonomer simanlardan çok daha yüksek olduğunu tespit etmiştir.

Piwowarczyk¹⁰³, rezin simanların her bir aşamasının tek tek yapılmasını gerektiren sistemlerin; uygulamasının zor olması, zaman kaybına neden olması ve diğer sistemlerle kıyaslandığında bağlantı dayanımlarında çok bariz bir fark olmamasından dolayı self adeziv sistemlerin kullanılmasının yaygınlaştığını belirtmiştir.

Lee ve ark.¹⁵⁴ siman kalınlığının rezin siman-zirkonyum arasındaki bağlanma dayanımını araştırdıkları çalışmalarında, daha az çalışma hassasiyeti gerektirmesi ve aşamalarının az olması sebebiyle self-etch bir siman kullandıklarını belirtmişlerdir.

Ehlers ve ark.¹⁴⁷ zirkonyum alt yapılı seramiklere konvansiyonel ve rezin simanların bağlanma dayanımlarına termal döngü ve suda bekletme işlemlerinin etkisini

incelemiş. Yapılan araştırmanın neticesinde self-adeziv simanların konvansiyonel simanlara göre daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiklerini belirtmişlerdir.

Bu çalışmada; klinik kullanımı daha kolay olan ve kullanımı gittikçe yaygınlaşan, self-etch bir rezin siman kullanıldı.

Zirkonyum seramiklerin diş yüzeylerine daha sıkı tutunabilmeleri için rezin siman seçimi büyük önem arz etmektedir. Özellikle fosforik asit grupları içeren rezin simanların, zirkonyum yüzeyinde metal oksitlerle daha yüksek ve başarılı bir tutuculuk oluşturduğu düşünülmektedir. Bununla beraber 10-MDP isimli, metal oksit ile zirkonyum yüzeyindeki fosfat esteri arasında kimyasal bağlantıyı sağlayan monomer içeren rezin simanlar da vardır. Bu iki grup siman da konvansiyonel BIS-GMA içerikli simanlara göre çok daha iyi tutuculuk sağlamaktadır.^{176, 181}

Kern ve Thompson¹⁸² ZrO₂ seramiklerin simantasyonlarını değerlendirdikleri bir çalışmada, BIS-GMA içerikli rezin simanların tutuculuklarının zayıf olduğunu bulmuşlardır. Ancak yapılan yüzey işlemleri ile tutuculuğun daha güçlü ve stabil hale geleceğini ifade etmişlerdir.

Öztürk ve ark.¹⁸³ Cerec III ve IPS Empress II materyalleri ile hazırlanan seramik kuronların bağlanma dayanımını araştırmışlar. alışmalarında Panavia F 2.0'ı ve Variolink II'yi kullanmışlardır. alışmalarının sonucunda dentin yüzeyine bağlanmada bu iki rezin siman arasında anlamlı bir farklılık bulamamışlardır.

Amaral ve ark.¹⁸⁴, yaptıkları çalışmada 10-MDP içerikli rezin simanların cam infiltre zirkonyum seramiklere bağlanma dayanımına yüzey işlemlerinin etkilerini inceledikleri çalışmada, yeterli tutuculuk sağlamadığını belirtmişlerdir. Ancak; laboratuvar da silika kaplı air abrazyon yönteminden sonra uygulanan 10-MDP içerikli rezin simanların silanizasyon işleminden sonra tutuculuklarının arttığını tespit etmişlerdir.

Lee ve ark.¹⁸⁵ yaptıkları çalışmada, kumlamayı takiben uygulanan zirkonya primer ile elde edilen bağlantı dayanımını, 10-MDP içerikli resin simanından daha yüksek bulmuştur. Ayrıca fosforik asit içerikli resin siman ile 10-MDP içerikli siman arasında da anlamlı bir fark bulmamışlardır.

Castillo de Oyagüe ve ark.¹⁸⁶ zirkonyum seramiklere herhangi bir yüzey işlemi uygulamadan; konvansiyonel simanlar, self adeziv sistemler ve 10-MDP içerikli resin simanların bağlantı dayanımını inceledikleri çalışmalarında, 10-MDP içerikli resin simanların daha yüksek bağlantı dayanımına sahip olduklarını bulmuşlardır.

Blatz ve ark.¹³⁹ yaptıkları çalışmada farklı resin simanların zirkonyum seramiklerle bağlantı dayanımı inceledikleri çalışmada; 10-MDP içerikli resin simanların, fosfat monomeri içermeyen, fosforik asit içerikli resin simanlardan daha yüksek bağlantı dayanımına sahip olduklarını bulmuşlardır.

Lee ve ark.¹⁸⁵ full seramiklerin simantasyonu için kullanılan, 10-MDP içerikli resin siman olan Panavia F 2.0'ı ve fosforik asit içerikli Rely X Unicem'i karşılaştırdıkları çalışmalarında Panavia F 2.0'ın daha yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğunu bulmuşlardır.

Bu çalışmada, klinik kullanımı kolay olan, zirkonyum seramiklerin simantasyonunda daha etkili olarak kullanılan, 10-MDP monomer içeriğine sahip Panavia F 2.0 kullanılmıştır.

Ural ve ark.¹⁸⁷ asitleme 110 µm partikül boyutundaki Al₂O₃ partikülleri ile kumlama ve lazerin zirkonyum seramiklerin dentin yüzeyine bağlanma dayanımını araştırdıkları çalışmada, CO₂ lazer ile yapılan yüzey düzenlemesinin en yüksek değeri verdiğini tespit etmişlerdir.

Akyıl ve ark.¹⁸⁸ yaptıkları çalışmada, yüzey işlemlerinin Y-TZP' nin rezin siman bağlantı dayanımına etkisini incelemişlerdir. Er:YAG, Nd:YAG ve CO₂ lazerin tek başına kullanılmasının yeterli bağlantı dayanımı oluşturmadığını tespit etmişlerdir.

Yun ve ark.¹⁸⁹ zirkonyum seramiklerin rezin siman bağlantı dayanımına farklı yüzey işlemlerinin etkisini inceledikleri çalışmada, Nd:YAG ve CO₂ lazer uygulamasının yeterli miktarda bağlantı dayanımı meydana getirdiğini bulmuşlardır (14.9-19.7 MPa). Ayrıca kumlama ve Cojet uygulamalarının rezin siman bağlantı dayanımını arttıran en güçlü iki yöntem olduklarını belirtmişlerdir(20.98 MPa).

Kırmalı ve ark.¹⁹⁰ zirkonyum seramik yüzeylerine veneer seramiklerin bağlantı dayanımını araştırdıkları çalışmalarında, 50µm'lik Al₂O₃ ile kumlama işlemi neticesinde en yüksek değeri bulmuşlar. Ayrıca 5W ve 6W'lık Nd:YAG lazer uygulamalarının da yeterli miktarda tutuculuk sağladığını gözlemlemişlerdir. Ancak lazer uygulama miktarlarının hiçbirinde kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı olacak derece farklı yüzey pürüzlülüğü değerleri ölçülmemiştir.

Yukarıda bahsedilen çalışmaların ışığında; klinik uygulamasının hassasiyet gerektirmesi, maliyetli bir cihaz olması, her klinikte bulunmaması, bağlantı dayanımına olumlu etkisinin az olması ve uygulanmasını takiben zirkonyum yüzeyinde faz değişimlerine sebebiyet verebilecek olması sebeplerinden dolayı bu çalışmada, rezin siman bağlantı dayanımı öncesi zirkonyum yüzeyine lazer uygulaması yapılmamıştır.

Casucci ve ark.¹⁹¹ yaptıkları çalışmada zirkonya seramik ve rezin siman bağlantı dayanımına yüzey işlemlerinin etkinliğini araştırmışlar. Bu çalışmada yüzeye uygulanan asitleme işleminin yetersiz miktarda pürüzlendirme yaptığını tespit etmişler ve bağlantı dayanımına olumlu katkı sağlamayacağını ifade etmişlerdir.

Ayrıca yapılan bazı çalışmalarda, zirkonyum yüzeyine uygulanan asitleme işleminin; rezin simanın normal kullanım prosedüründe var olması ve yüzeyleri

temizleme amacı ile kullanılması sebeplerinden dolayı, spesifik bir aşındırıcılık özelliği var olmadığı kabul edilmektedir.¹⁹²

Lahbouer ve ark.¹⁹³ yaptığı çalışmada; zirkonyum yüzeyine uygulanan kimyasal hidroksilasyon işleminin, materyalin yüzey özelliklerine ve rezin siman bağlantı dayanımına etkisini incelemiş ve bağlantı dayanımına olumlu etkisi olduğunu gözlemlemiştir.

Hidroflorik asit (HF), seramiğin cam matriksini çözerek lōsit kristalleri çevresinde mikroandırkatların oluşmasını sağlamaktadır. Akışkanlığı yüksek rezin materyaller bu boşlukları doldurarak güçlü bir mikromekanik bağlantı oluşturmaktadırlar.¹⁹⁴

Yapılan araştırmalar rehberliğinde, zirkonyumun cam matriks içermemesi, asit uygulanmasının zirkonyum yüzeyindeki etkinliğini yetersiz kılması sebebiyle, bu çalışmada asitle pürüzlendirme işlemi yapılmamıştır.

Şen ve ark.¹⁹⁵, elmas frezle yaptıkları yüzey pürüzlendirme işlemiyle bağlantı dayanımının asitle yapılan yüzey pürüzlendirmeye göre daha az olduğunu bildirmişlerdir.

Yapılan bazı araştırmalarda; zirkonyum yüzeyinde yapılan frez ile aşındırma işleminin rezin siman bağlantı dayanımını etkilemediğini, hatta bazı çalışmalarda frez ile aşındırılmış grupların kontrol grubu ile aynı değerleri verdiklerini belirtmişlerdir.¹⁹⁶⁻

198

Yüzey aşındırma işlemlerinin yüzeyde belirli miktarlarda değişiklik yaptığı bilinmektedir.¹⁹⁹ Bu işlemler yüzeyde, mikro çatlakalara sebep olmakta. Bu çatlakların büyümesi ile de zirkonyum yüzeyinde faz değişimleri görülebilmektedir.²⁰⁰

Guess ve ark.²⁰¹ zirkonyum alt yapıli seramiklerin simantasyonu öncesi yapılan yüzey hazırlıkları sonucu oluşan mikro boşlukların tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüme sebep olduğunu belirtmişlerdir.

Kosmac ve ark.³⁶ kumlama ve frezleme işlemlerinin Y-TZP seramiklerin eğilme dayanımlarına etkisini inceledikleri çalışmada, frezle aşındırma işleminin faz değişimini tetikleyebileceğini belirtmişlerdir.

Bu çalışmada, yukarıda bahsedilen sonuçlar göz önüne alınarak zirkonyum yüzeylerinde frez ile aşındırma işlemi yapılmamıştır.

Kumlama işlemi eskiden beri dental laboratuvarlarda metal yüzeyine uygulanmaktaydı. Sonradan rezin siman uygulanmasının öncesinde seramik materyal yüzeyinin pürüzlendirilmesi içinde kullanılmaya başlanmıştır. Bu aşamada; yüzeyin kuru ya da nemli olması, partikül boyutu ve şekli ve uygulanan basınç gibi faktörler sonucu etkilemektedir.²⁰²

Al₂O₃ ile kumlama işlemiyle yüzey pürüzlendirme yapıldığında bağlanma için gerekli olan yüzey alanı artar ve yüzey gerilimi azalarak rezinin yüzeyi daha iyi ıslatabilmesi sağlanır.²⁰³ Al₂O₃ ile kumlanan seramik yüzeyinde mikromekanik pürüzlülük oluşur.²⁰⁴ Kumlama ile pürüzlendirme işleminden sonra bağlantı yalnızca ortaya çıkan mikromekanik girintilere bond ajanlarının yapışmasıyla olmaktadır.²⁰⁵

De Oyague ve ark.¹⁸⁶ yaptıkları çalışmada, zirkonyum yüzeyine 50µm partikül büyüklüğünde silika kaplı Al₂O₃ partikülleri püskürtmüşler ve 125 µm partikül büyüklüğünde Al₂O₃ partikülleri ile kumlama uygulanan örneklere kıyasla, daha yüksek bağlanma dayanımı elde edildiğini belirtmişlerdir.

Akyıl ve ark.²⁰⁶ zirkonyum ve rezin simanın bağlantı direncini karşılaştırdıkları çalışmalarda, örnek yüzeylerine farklı yüzey işlemleri uygulamış ve SEM görüntüsü fotoğraflarını değerlendirmişlerdir. Yaptıkları analizlerde Al₂O₃ ile kumlanan ve Cojet

uygulanan örnek yüzeylerinde mikromekanik tutuculuğa yardımcı olduğu düşünülen gözenekler ve pürüzlü yüzeyler belirlemişlerdir.

Attia¹⁸⁰ yaptığı çalışmada, farklı yüzey işlemleri ve farklı rezin simanların, zirkonyum seramiklerin simantasyonuna etkisini incelemiştir. Yapılan çalışma neticesinde silika kaplı kumlama ve silanizasyon işleminin birlikte uygulanmasının, kumlama işlemi ile elde edilen bağlantı dayanımına yakın bulmuştur.

Amaral ve ark.¹⁸⁴ yüzey hazırlıklarını inceledikleri çalışmalarında, zirkonyumla güçlendirilmiş seramik yüzeylerde, kumlama ve silika kaplı partiküllerle kumlama işlemi sonrasında silan uygulamasını takiben yapılan simantasyonda yüksek bağlantı dayanımı elde edildiğini bildirmişlerdir.

Bottino ve ark.²⁰⁷ Cojet sisteminin etkilerini inceledikleri çalışmalarında, yalnız kumlama, silika kaplama ve silan bağlanma ajanı içeren silan uygulamalarını kıyaslamış ve fosfat monomer bulunduran rezin siman ile zirkonyum seramik arasındaki çekme dayanımının silika kaplı örneklerde daha fazla olduğunu rapor etmişlerdir.

Ghasemi ve ark.²⁰⁸ zirkonyum seramiklere resin siman bağlantı dayanımına yüzey işlemlerinin etkisini incelemişler. Zirkonyumlara farklı miktarlarda lazer uygulaması ve kumlama işlemleri uygulamış. 3W miktarda uygulanan lazerin ve 50µm'lik kumlama işleminin rezin siman bağlantı dayanımını arttırdığını bulmuşlardır. Bununla beraber kumlama işleminin, bağlantı dayanımını, lazer uygulamasına göre anlamlı şekilde arttırdığını ifade etmişlerdir.

Bazı çalışmalarda Cojet sistemi uygulanması sonrasında silan uygulamanın, silika içerikli, caminfiltre alümina ve zirkonyum oksit seramiklerinin bağlantı dayanımlarını yükselttikleri belirtilmiştir.^{102, 143}

Yi ve ark.²⁰⁹ yaptıkları çalışmada, hiçbir yüzey işlemi uygulamadan kullanılan self adeziv sistemlerin zirkonyum seramiklerin simantasyonunda yetersiz olduğunu

bulmuşlardır. Ancak; 50 µm boyutundaki Al₂O₃ partikülleri ile kumlama ve Cojet ile 30µm boyutundaki partiküllerle yüzey pürüzlendirme işleminin, rezin simanların adezyonlarını arttırdığını bulmuşlardır. Bununla beraber bu uygulamaların, zirkonyum yüzeyinde faz değişimlerine sebep olabileceğini ifade etmişlerdir.

Yapılan bazı çalışmalarda, zirkonyum yüzeyine uygulanan 50µm'lik Al₂O₃ uygulamasının rezin siman bağlantı dayanımını önemli ölçüde arttırdığını bildirmişlerdir.²¹⁰⁻²¹²

Hummel ve ark.²¹³ yaptıkları çalışmalarda silika kaplı kumlama işleminin zirkonyumun rezin siman bağlantı dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir (25.4 MP_a).

Atsu ve ark.¹³⁸ yaptıkları çalışmada silika kaplı kumlama işlemi neticesinde zirkonyum seramik, tam seramik ve metal seramik restorasyonların dış yüzeyine bağlantı dayanımlarının önemli ölçüde arttığını belirtmişlerdir.

Yun ve ark.²¹⁴ yaptıkları çalışmada, 50 µm partikül boyutundaki Al₂O₃ tozları ile kumlama işlemini takiben zirkonya primer uygulanmasının, bağlanma dayanımını arttırdığını tespit etmişlerdir.

Thompson ve ark.¹²⁶ yaptıkları çalışmada zirkonyum yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemleri ve kimyasal ajanların bağlanma dayanımına etkisini araştırmışlar, kumlama sonrası uygulanan primer'in en yüksek değeri verdiğini tespit etmişlerdir.

Zandparsa ve ark.²¹⁵ farklı bağlanma ajanlarının etkinliklerini araştırdıkları çalışmalarında kumlama sonrası primer uygulamasının mine yüzeyine bağlanmayı anlamlı dercede arttırdığını belirtmişlerdir.

Güdük²¹⁶, zirkonyum ve monolitik zirkonyum yüzeyine farklı yüzey işlemleri uygulamış ve rezin siman bağlantı dayanımını incelemiştir. Yapılan çalışmada tribokimyasal kaplama monolitik zirkonyuma rezin siman bağlantı dayanımını anlamlı dercede arttırmıştır (35.32 MPa).

Restorasyonların kısa ve uzun dönem başarısını değerlendiren birçok klinik ve laboratuvar testi yapılmaktadır. Günümüzde bağlanma dayanım testleri ile ilgili standart ve ayrıntılı bir protokol bulunmadığından dolayı, aynı materyal için farklı araştırmacılar farklı bağlanma dayanım değerleri elde edilebilmektedir. Ancak sağlam ve doğru parametreler kurulduğunda, adezivlerin diş dokularına bağlanma kapasitesi ile bu materyallerin klinik performansları arasında ilişki kurulabilir.²¹⁷

Yapılan farklı çalışmalarda, zirkonyum altyapılı seramiklerin rezin siman bağlantı dayanımını mikro gerilme test tekniği ile değerlendirmişler ve ortalama 28-39 MPa olarak bulmuşlardır.^{12, 218, 219}

Anunmana ve ark.²²⁰ zirkonyum alt yapılı seramiklerin rezin siman bağlantı dayanımını araştırdıkları çalışmada ortalama bağlanma değerini 24-39 MPa olarak tespit etmişlerdir.

Bu tez çalışmasında elde edilen veriler ve istatistik analizler göz önüne alındığında; herhangi bir yüzey işlemine tabi tutulmadan, yalnızca rezin simanın set içeriğinde bulunan bağlantı ajanları ile yapılan simantasyonun Monolitik Zirkonyum /rezin siman bağlantısında daha düşük bağlanma değerleri verdiği tespit edilmiştir.

Ayrıca 50 µm boyutundaki Al₂O₃ partikülleri ile yapılan kumlamayı takiben yapılan SEM analizinde yüzeyde mikrotagların varlığı tespit edilmiştir. Kumlama işlemi neticesinde elde edilen bağlanma dayanımını Kontrol grubuna göre anlamlı derecede farklı çıkmıştır. Ancak; Cojet işleminin tek başına uygulanmasının yeterli olmadığı, bağlanma dayanımının Kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı çıkmadığı görülmektedir.(p>0.05)

Aboushelib ve ark.²¹⁹ yaptıkları çalışmada zirkonyum seramiklerin yalnızca silan uygulanarak simantasyonlarında çok düşük bağlantı dayanımı bulmuşlardır.

Nishigawa ve ark.²²¹ zirkonyum seramiklerin diş yüzeylerine bağlantı dayanımlarını araştırdıkları çalışmada, silan uygulaması öncesinde kumlama işlemi yapılmasının, yüzeyin rezin siman bağlantı dayanımı için daha uygun hale getirdiğini gözlemiştir.

Cheng ve ark.²²² zirkonyum seramiklerin mine yüzeyine bağlanma dayanımlarını araştırmışlardır. Yaptıkları  alışmada Cojet, kumlama ve silan uygulamalarının hepsi arasında anlamlı farklılıklar bulmuşlardır. Yapılan bu yüzey işlemlerinden bağlantı dayanımını en fazla miktarda arttıranın kumlama işlemi olduğunu tespit etmişlerdir.

Bu tez çalışmasında silan içerikli single bond universal kullanılmıştır. Tek başına kullanıldığında (Primer grubu) elde edilen bağlanma dayanımı, en yüksek bağlanma dayanımı gösteren Kumlama+Primer grubundan istatistiksel olarak farklılık arz etmemektedir. Bu da single bond'un tatmink r bir tutuculuk oluşturduğunu göstermektedir.(15.49 MPa)

Yi ve ark.²⁰⁹ farklı içeriklere sahip primerleri, Z Prime Plus ve Monobond Plus'ı karşılaştırmıştır. Herhangi bir yüzey işlemi uygulamadan Monobond Plus kullanıldığında çok düşük bir bağlantı dayanımı elde edilirken, Z Prime Plus kullanıldığında daha yüksek bir bağlantı dayanımı elde edilmiştir. Kumlamayı takiben primerlerin kullanılması ise bağlantı dayanımını önemli  l de arttırmıştır.

Koizumi ve ark.¹⁹⁷ yaptıkları çalışmada frez ile aşındırma işlemini takiben primer uygulaması ile yeterli miktarda bağlanma dayanımı elde edilmiştir. (22 MP_a).

Chen ve ark.²²³ yaptıkları çalışmada Z-prime plus ve zirkonyum arasında meydana gelen Primer-oksit-zirkonyum kimyasal bağlantısının, bağlanma dayanımını anlamlı şekilde arttırdığını bulmuşlardır.

Kumlama+Primer uygulamasının en yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini verilerin analizi ile tespit ettiğimiz bu tez çalışmasında, rezin simanın set içeriğinde

bulunan primer'in bağlanma dayanımına yeterli katkıyı sağlamadığını görmekteyiz. Kumlama+Primer grubunda kullanılan Z-prime plus'ın, Kumlama grubuna ait bağlanma dayanımı verileri ile kıyaslandığında, bağlanma dayanımına katkısı açıkça görülmektedir.

Ayrıca Primer grubunda tek başına kullanılan Z-prime plus'ın, Kumlama+Primer grubuna ait bağlanma dayanımı verilerinden istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermediği söylenebilir.(15.34 MPa)

Z-prime plus'ın tek olarak kullanıldığı Primer grubunun bağlantı dayanımının Kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek çıkması, yapılan diğer çalışmaların sonuçları ile örtüşmektedir.

Bu tez çalışmasında, mekanik yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımına olumlu etkileri olsa da, kimyasal bağlanma sağlayan ajanlar kadar yüksek olmadığı tespit edilmiştir. Ancak; mekanik işlemleri takiben yapılan kimyasal uygulamalar neticesinde bağlanma dayanımının anlamlı derecede arttığı tespit edilmiştir(KP>Ku, CS>C).

Cojet grubunun kontrol grubuna çok yakın ve düşük değerler vermiş olması Cojet işlemi ile kullanılan silan yerine, silan içerikli single bond'un kullanılmasının sebebiyet verdiğini düşünmekteyiz.

Kimyasal bağlantı sağlayan single bond ve Z-prime plus'ın kullanıldığı Single Bond ve Primer gruplarında elde edilen değerlerin Kumlama+Primer grubu ile anlamlı bir fark göstermemesi, tek başına kimyasal ajanların yeterli bağlanma dayanımına sahip olduğunu göstermektedir.

SEM analizi ile elde edilen görüntüler incelendiğinde, Kumlama işleminin Prettau Zirconia örneklerin yüzeyinde mikro boşluklar oluşturduğu ve Cojet işleminin ise Kontrol grubundan çok farklı bir yüzey yapısı oluşturmadığı tespit edilmiştir. Bu görüntüler dikkate alındığında Kumlama grubunun bağlanma dayanımının Kontrol ve

Cojet gruplarından anlamlı derecede yüksek olması; Cojet grubunun ise Kontrol grubundan farklılık göstermemesi, mikromekanik bağlantının bağlanma dayanımına olumlu katkı sağladığını göstermektedir.

Stereomikroskopta, kopma yüzeylerinin analizi yapıldığında; yüksek bağlantı dayanımı sonucu meydana gelen kohesiv kopma %77 ile Kumlama+Primer grubunda görülmüştür ki; bu tez çalışmasında en yüksek bağlantı dayanımına sahip olan grup Kumlama+Primer olarak tespit edilmiştir. Kontrol grubunda en düşük bağlanma dayanımının belirtisi olan adeziv kopma %100 oranında tespit edilmiştir.

Kontrol, Cojet ve Cojet+Single Bond yüzey işlemlerinde yüksek oranda adeziv kopma gözlenirken; Kumlama+Primer grubunda yüksek oranda kohesiv kopma; Kumlama, Primer ve Single Bond gruplarında ise yüksek oranda miks kopmalar gözlenmiştir. Adeziv kopmanın yüksek oranda görüldüğü gruplarda farklı prosedürlerle, bu başarısızlık oranı düşürülebilir.

Yapılan testler ve elde edilen verilerin istatistik analizleri sonucunda elde edilen bulgular, kimyasal bağlayıcı ajanların mekanik yüzey işlemlerine göre monolitik zirkonyum ve rezin siman arasındaki bağlanma dayanımı üzerinde daha etkili olduğu hipotezimizi doğrulamıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yapılan bu in vitro tez çalışmasında, farklı yüzey işlemlerinin monolitik zirkonyumun sertlik ve yüzey pürüzlülüğü ile rezin siman bağlantı dayanımına etkisi incelenmiş ve aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır;

- 1- Monolitik zirkonyuma uygulanan yüzey işlemleri neticesinde kumlama işleminin sertliği anlamlı derecede etkilediği ($p<0.05$), Cojet işleminin ise anlamlı derecede etkilemediği tespit edilmiştir. ($p<0.05$)

Kumlama ve Cojet grupları karşılaştırıldığında ise, Kumlama işleminin (1927.67 MPa) Cojet işleminden (1793.44 MPa) daha fazla etkilediği; ancak istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edilmiştir ($p>0.05$).
- 2- Kumlama işleminin yüzey pürüzlülüğünü anlamlı derecede etkilediği ($p<0.05$), Cojet işleminin ise anlamlı derecede etkilemediği tespit edilmiştir. ($p>0.05$). Ayrıca; Kumlama (R_a ; 1.63) işleminin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi Cojet (R_a ; 1.12) işlemine göre istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$)
- 3- Mikro gerilim testi sonucu bağlanma dayanımları ölçüldüğünde en yüksek bağlanma dayanımı değeri Kumlama+Primer grubunda (18.76 MPa); en düşük bağlanma dayanımı değeri Kontrol grubunda (3.09 MPa) bulunmuştur.
- 4- Mikro gerilim testi sonuçları karşılaştırıldığında, Kumlama+Primer grubu, Single Bond (15.49 MPa) ve Primer (15.34 MPa) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede fark göstermezken ($p>0.05$), diğer tüm gruplardan daha yüksek değerler göstermiştir ($p<0.05$).
- 5- Kontrol (3.09 MPa) grubu diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bağlanma dayanımı göstermiştir ($p<0.05$).

- 6- Kopma başarısızlıkları incelendiğinde, kohesiv başarısızlık en yüksek (%77) oranda Kumlama+Primer grubunda; adeziv başarısızlık en yüksek oranda (%100) Kontrol grubunda; miks başarısızlık en yüksek oranda (%77) S grubunda görülmüştür.

Sonuç olarak; monolitik zirkonyuma rezin siman bağlantı dayanımını arttıran farklı yüzey işlemleri olmasına rağmen, henüz en yüksek bağlantı dayanımı konusunda bir fikir vermek mümkün görünmemektedir. Ancak; mekanik ve kimyasal yöntemlerin bir arada kullanılmasının olumlu etki yapacağını söyleyebiliriz. Yine de klinik kullanımı daha kolay olan, farklı yüzey işlemlerinin ve bir arada kullanıldıkları farklı seçeneklerin olacağı daha kapsamlı araştırmaların yapılması gerektiği kanaatini taşımaktayız.

KAYNAKLAR

1. Craig RG, Powers JM. Restorative Properties in Restorative Dental Materials. New York: Mosby Publication. 2002:551-592.
2. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1999, 20: 1-25.
3. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*, 2009, 4: 130-151.
4. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*, 2004, 31: 682-688.
5. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent*, 2001, 86: 495-510.
6. Savran Çakır S. Zirkonyum dioksit alt yapı üzerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin ve tekrarlanan fırınlamanın üst yapı porseleninin bağlanma dayanımına etkisinin in-vitro olarak incelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2011.
7. Mormann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. *Quintessence Int*, 1996, 27: 821-828.
8. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. Baskı. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi, 1983: 1-26.
9. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*, 1985, 29: 621-644.

10. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials* 11 Baskı. St. Louis, Saunders, 2003: 655-719.
11. van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent*, 1999, 20: 1115-1124, 1126 passim; quiz 1136.
12. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater*, 2006, 22: 857-863.
13. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 1996, 75: 18-32.
14. Mc Lean J.W., T.H. H. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. 1965, 119: 251-267W.
15. Mc Lean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics*. 1. Baskı. Chicago, 1979: 25, 28, 55-63.
16. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 1994, 7: 329-338.
17. Mc Lean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. 2001, 85: 61-66.
18. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 2003, 89: 374-380.
19. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*, 1998, 14: 64-71.
20. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater*, 2012, 28: 449-456.

21. Touati B, Miara P, Nathanson D. *Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations*. Baskı. London, Martin Dunitz Ltd, 1999: 21-49.
22. Yavuzylmaz H. *Metal Destekli Estetik Kuronlar*. Baskı. Ankara, Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, 1996: 192-196.
23. Yılmaz B. Beş Farklı Yöntemle Hazırlanan Zirkonyum Altyapılı Kuronların Marjinal Uyum ve Kırılma Dirençlerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2008, 9.
24. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 1997, 128: 297-307.
25. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*, 1999, 2: 9-35.
26. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu E. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Baskı. Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 1993: 19-35.
27. Christensen GJ. The confusing array of tooth-colored crowns. *J Am Dent Assoc*, 2003, 134: 1253-1255.
28. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 1994, 7: 149-154.
29. Berthelsen CL, Stille KR. Automated personal health inventory for dentistry: a pilot study. *J Am Dent Assoc*, 2000, 131: 59-66.
30. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 2006, 27: 535-543.
31. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 2008, 24: 299-307.

32. Catledge SA, Cook M, Vohra YK, Santos EM, McClenny MD, David Moore K. Surface crystalline phases and nanoindentation hardness of explanted zirconia femoral heads. *J Mater Sci Mater Med*, 2003, 14: 863-867.
33. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*, 2004, 48: viii, 531-544.
34. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2001, 86: 520-525.
35. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2002, 17: 793-798.
36. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*, 1999, 15: 426-433.
37. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*, 2004, 20: 655-662.
38. 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: 45-61.
39. Robin C, Scherrer SS, Wiskott HW, de Rijk WG, Belser UC. Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocatec system. *Dent Mater*, 2002, 18: 389-395.
40. Saygili G, Sahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil*, 2003, 30: 758-764.

41. Saldana JM, Ramirez H, Vigueras DJ. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. 2003, 18.
42. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont*, 2005, 14: 39-45.
43. Matinlinna JP, Lassila LV, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*, 2004, 17: 155-164.
44. Sato TS. *Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water*. Baskı. 1985: 356-359.
45. Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent-Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res*, 1999, 47: 481-493.
46. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 1999, 20: 371-376.
47. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, 2008, 204: 505-511.
48. Uzun İ. Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Farklı Materyallerin Biyouyumluluklarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. Protetik Diş tedavisi Anabilim Dalı. Erzurum: Atatürk Üniversitesi, 2009.
49. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*, 2004, 7: 25-45.

50. Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*, 2002, 46: 405-426, viii.
51. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, 2006, 137: 1289-1296.
52. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam seramik sistemleri II. 2005, 22: 49-60.
53. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2007, 98: 389-404.
54. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*, 2005, 113: 174-179.
55. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent*, 2001, 4: 243-262.
56. Giordano RA, 2nd. CAD/CAM: overview of machines and materials. *J Mass Dent Soc*, 2002, 51: 12-15.
57. Sjolín R, Sundh A, Bergman M. The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent*, 1999, 2: 197-207.
58. Andersson M, Razzoog ME, Oden A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int*, 1998, 29: 285-296.
59. Suarez MJ, Gonzalez de Villaumbrosia P, Pradies G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont*, 2003, 16: 229-232.

60. 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: 134-142.
61. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM--fillings of the future? *Int Dent J*, 1997, 47: 247-258.
62. Mormann W, Brandestini M, Ferru A, Lutz F, Krejci I. [Marginal adaptation of adhesive porcelain inlays in vitro]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed (1984)*, 1985, 95: 1118-1129.
63. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. 2007, 3: 34-38.
64. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2007, 2: 58-72.
65. Abt E. Computer-aided design/ computer-aided manufacturing crown survival rates. *Evid Based Dent*, 2010, 11: 25-26.
66. Ghazy MH, Madina MM, Aboushelib MN. Influence of fabrication techniques and artificial aging on the fracture resistance of different cantilever zirconia fixed dental prostheses. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2011, 10: 56-63.
67. Wikisözlük. Monolitik nedir?. <http://tr.wiktionary.org/wiki/monolitik>.
68. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*, 2013, 29: 1201-1208.
69. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont*, 2012, 4: 76-83.

70. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 2011, 106: 145-152.
71. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonca G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*, 2014, 112: 770-777.
72. Laboratories G. Bruxzir Solid Zirconia. <http://www.bruzzir.com/>. 10.01.2015.
73. Zirkonzahn. Prettau Anterior. <http://www.zirkonzahn.com/us/prettau-zirconia>. 10.10.2014.
74. Ulusoy N, Gökay O, Kasar B, Müjdecı A. Çeşitli restoratif materyallerin değişik sertleşme ve polimerizasyon şartlarındaki yüzey sertlik değerlerinin zamana bağlı olarak karşılaştırılması. 1999, 26: 9-19.
75. Zaimoglu L, Dalat D, Saklar F. [Effect of light exposure time on hardness of visible light cured composites]. *Ankara Univ Hekim Fak Derg*, 1989, 16: 147-153.
76. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med*, 2007, 18: 155-163.
77. Seymen F, Gülhan A. Arka grup dişlerde kullanılan çeşitli dolgu materyallerinin yüzey sertliklerinin incelenmesi. *İÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1998, 30: 145-152.
78. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. *Dişhekimliğinde maddeler bilgisi*. Baskı. Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi, 1993.
79. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*, 1995, 22: 421-427.

80. Tholt de Vasconcellos B, Miranda-Junior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent*, 2006, 31: 442-449.
81. Sjogren G, Bergman M, Molin M, Bessing C. A clinical examination of ceramic (Cerec) inlays. *Acta Odontol Scand*, 1992, 50: 171-178.
82. Yanikoglu N, Duymus ZY, Yilmaz B. Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. *Dent Mater J*, 2009, 28: 344-351.
83. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, 1998, 42: 613-627.
84. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, 1994, 10: 236-240.
85. Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, Ciucchi B, Russell CM, Pashley DH. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res*, 1995, 74: 1679-1688.
86. Yoshiyama M, Carvalho RM, Sano H, Horner JA, Brewer PD, Pashley DH. Regional bond strengths of resins to human root dentine. *J Dent*, 1996, 24: 435-442.
87. Sauro S, Pashley DH, Montanari M, Chersoni S, Carvalho RM, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Prati C. Effect of simulated pulpal pressure on dentin permeability and adhesion of self-etch adhesives. *Dent Mater*, 2007, 23: 705-713.
88. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater*, 2003, 19: 575-583.
89. Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ, Jr. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater*, 2003, 19: 693-699.

90. Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater*, 1998, 14: 194-201.
91. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater*, 2000, 16: 180-187.
92. Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res*, 1984, 63: 146-148.
93. Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ. Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med*, 1997, 8: 306-335.
94. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*, 1995, 11: 117-125.
95. Shono Y, Terashita M, Pashley EL, Brewer PD, Pashley DH. Effects of cross-sectional area on resin-enamel tensile bond strength. *Dent Mater*, 1997, 13: 290-296.
96. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res*, 2000, 79: 1385-1391.
97. Yesilyurt C, Bulucu B. Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: a microtensile bond strength test. *J Contemp Dent Pract*, 2006, 7: 26-36.
98. Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent*, 2000, 2: 139-147.
99. Brentel AS, Ozcan M, Valandro LF, Alarca LG, Amaral R, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dent Mater*, 2007, 23: 1323-1331.

100. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2003, 89: 268-274.
101. 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: 45-50.
102. 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: 551-558.
103. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent*, 2005, 30: 382-388.
104. Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on microtensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dental Materials*, 2001, 17: 445-455.
105. Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int*, 1992, 23: 135-141.
106. Bouillaguet S, Virgillito M, Wataha J, Ciucchi B, Holz J. The influence of dentine permeability on cytotoxicity of four dentine bonding systems, in vitro. *J Oral Rehabil*, 1998, 25: 45-51.
107. Hume WR. Influence of dentine on the pulpward release of eugenol or acids from restorative materials. *J Oral Rehabil*, 1994, 21: 469-473.
108. Hosoya Y. Resin adhesion to the ground young permanent enamel: influence of etching times and thermal cycling test. *J Clin Pediatr Dent*, 1994, 18: 115-122.

109. Marshall GW, Jr., Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*, 1997, 25: 441-458.
110. Abdalla AI. Microtensile and tensile bond strength of single-bottle adhesives: a new test method. *J Oral Rehabil*, 2004, 31: 379-384.
111. Swift EJ, Jr., Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int*, 1995, 26: 95-110.
112. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent*, 1998, 26: 1-20.
113. Ozok AR, Wu MK, Wesselink PR. Comparison of the in vitro permeability of human dentine according to the dentinal region and the composition of the simulated dentinal fluid. *J Dent*, 2002, 30: 107-111.
114. Itthagarun A, Tay FR. Self-contamination of deep dentin by dentin fluid. *Am J Dent*, 2000, 13: 195-200.
115. Reis AF, Oliveira MT, Giannini M, De Goes MF, Rueggeberg FA. The effect of organic solvents on one-bottle adhesives' bond strength to enamel and dentin. *Oper Dent*, 2003, 28: 700-706.
116. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, 2003, 28: 215-235.
117. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent*, 2003, 28: 647-660.
118. Perdigao J, Lopes M. Dentin bonding--state of the art 1999. *Compend Contin Educ Dent*, 1999, 20: 1151-1158, 1160-1152; quiz 1164.

119. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater*, 2001, 17: 296-308.
120. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, 2005, 84: 118-132.
121. Jacques P, Hebling J. Effect of dentin conditioners on the microtensile bond strength of a conventional and a self-etching primer adhesive system. *Dent Mater*, 2005, 21: 103-109.
122. van Aken RH, Maas DJ, Hagen CW, Barth JE, Kruit P. Design of an aberration corrected low-voltage SEM. *Ultramicroscopy*, 2010, 110: 1411-1419.
123. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater*, 1998, 14: 394-398.
124. Martinez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samso J, Peraire M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int J Prosthodont*, 2003, 16: 74-77.
125. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res*, 2000, 79: 709-714.
126. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater*, 2011, 27: 71-82.
127. Wood DJ, Bubb NL, Millar BJ, Dunne SM. Preliminary investigation of a novel retentive system for hydrofluoric acid etch-resistant dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 1997, 78: 275-280.

128. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater*, 2003, 19: 725-731.
129. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. *J Adhes Dent*, 2003, 5: 153-162.
130. 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: 453-461.
131. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*, 2000, 13: 131-135.
132. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res*, 2000, 53: 304-313.
133. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater*, 2002, 18: 590-595.
134. Erdem A. Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanmış Y-Tzp Alt Yapı Malzemesinin Rezin Simanlarla Bağ Dayanımının İncelenmesi. Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi, İzmir: Ege Üniversitesi, 2011.
135. Matinlinna JP, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of a novel silane blend system on resin bond strength to silica-coated Ti substrate. *J Dent*, 2006, 34: 436-443.
136. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2006, 77: 28-33.
137. Yoshida K, Yamashita M, Atsuta M. Zirconate coupling agent for bonding resin luting cement to pure zirconium. *Am J Dent*, 2004, 17: 249-252.

138. 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: 430-436.
139. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*, 2004, 91: 356-362.
140. Magne P, Paranhos MP, Burnett LH, Jr. New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. *Dent Mater*, 2010, 26: 345-352.
141. Ozcan M. The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 2002, 87: 469-472.
142. Oh WS, Shen C. Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. *J Prosthet Dent*, 2003, 90: 241-246.
143. Sun R, Suansuwan N, Kilpatrick N, Swain M. Characterisation of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. *J Dent*, 2000, 28: 441-445.
144. Xible AA, de Jesus Tavares RR, de Araujo Cdos R, Bonachela WC. Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 2006, 95: 224-229.
145. Vikipedi. Taramalı elektron mikroskobu.
http://tr.wikipedia.org/wiki/Taramalı_elektron_mikroskobu.
146. Yaman BC, Ozer F, Takeichi T, Karabucak B, Koray F, Blatz MB. Effect of thermomechanical aging on bond strength and interface morphology of glass fiber and zirconia posts bonded with a self-etch adhesive and a self-adhesive resin cement to natural teeth. *J Prosthet Dent*, 2014, 112: 455-464.

147. Ehlers V, Kampf G, Stender E, Willershausen B, Ernst CP. Effect of thermocycling with or without 1 year of water storage on retentive strengths of luting cements for zirconia crowns. *J Prosthet Dent*, 2015.
148. Karimipour-Saryazdi M, Sadid-Zadeh R, Givan D, Burgess JO, Ramp LC, Liu PR. Influence of surface treatment of yttrium-stabilized tetragonal zirconium oxides and cement type on crown retention after artificial aging. *J Prosthet Dent*, 2014, 111: 395-403.
149. Özyeşil AG, Günel Ş, Belli S, Eskitaşçıoğlu G. İki farklı bağlanma dayanımı testinin karşılaştırılması(Mikroshear ve Mikro gerilim). *S. Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2009, 18: 118-121.
150. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent*, 1989, 17: 61-67.
151. Ghassemieh E. Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dent Mater*, 2008, 24: 536-547.
152. Goracci G, Bazzucchi M, Mori G, Casa de Martinis L. In vivo and in vitro analysis of a bonding agent. *Quintessence Int*, 1994, 25: 627-635.
153. Betamar N, Cardew G, Van Noort R. Influence of specimen designs on the microtensile bond strength to dentin. *J Adhes Dent*, 2007, 9: 159-168.
154. Lee TH, Ahn JS, Shim JS, Han CH, Kim SJ. Influence of cement thickness on resin-zirconia microtensile bond strength. *J Adv Prosthodont*, 2011, 3: 119-125.
155. Anunmana C, Champirat T, Jirajariyavej B. Tensile strength of bilayered ceramics and corresponding glass veneers. *J Adv Prosthodont*, 2014, 6: 151-156.
156. O'Kray K, Suchak AJ, Stanford JW. Shear Strength of Porcelain Repair Materials. *Journal of Dental Restorations*, 1987, 66: 207-211.

157. Hirasawa T, Hirano S, Hirabayashi S, Harashima I, Aizawa M. Initial dimensional change of composites in dry and wet conditions. *J Dent Res*, 1983, 62: 28-31.
158. Soderholm KJ, Roberts MJ. Influence of water exposure on the tensile strength of composites. *J Dent Res*, 1990, 69: 1812-1816.
159. Pratt RC, Burgess JO, Schwartz RS, Smith JH. Evaluation of bond strength of six porcelain repair systems. *J Prosthet Dent*, 1989, 62: 11-13.
160. Soderholm KJ. Degradation of glass filler in experimental composites. *J Dent Res*, 1981, 60: 1867-1875.
161. Soderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dent Res*, 1984, 63: 1248-1254.
162. Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater*, 2002, 18: 12-19.
163. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2012, 107: 170-177.
164. Pittayachawan P, McDonald A, Young A, Knowles JC. Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2009, 88: 366-377.
165. Ozcan M. Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil*, 2003, 30: 194-203.
166. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol*, 2004, 75: 292-296.

167. Al-Radha AS, Dymock D, Younes C, O'Sullivan D. Surface properties of titanium and zirconia dental implant materials and their effect on bacterial adhesion. *J Dent*, 2012, 40: 146-153.
168. Roy ME, Whiteside LA, Katerberg BJ, Steiger JA. Phase transformation, roughness, and microhardness of artificially aged yttria- and magnesia-stabilized zirconia femoral heads. *J Biomed Mater Res A*, 2007, 83: 1096-1102.
169. Amer R, Kurklu D, Johnston W. Effect of simulated mastication on the surface roughness of three ceramic systems. *J Prosthet Dent*, 2015.
170. Akin GE, Kaval ME, Turk T, Akin H. Surface roughness and bond strength of zirconia posts to a resin cement after various surface pretreatments. *Photomed Laser Surg*, 2015, 33: 246-251.
171. Zhang M, Zhang Z, Ding N, Zheng D. Effect of airborne-particle abrasion of presintered zirconia on surface roughness and bacterial adhesion. *J Prosthet Dent*, 2015, 113: 448-452.
172. 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: 308-318.
173. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent*, 2006, 96: 237-244.
174. 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: 2-6.

175. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P, Franz Hammerle CH. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int*, 2006, 37: 685-693.
176. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int*, 2002, 33: 415-426.
177. Loose M, Rosentritt M, Leibrock A, Behr M, Handel G. In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced-composite versus all ceramic fixed partial dentures. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 1998, 6: 55-62.
178. Yesilyurt C, Bulucu B, Sezen O, Bulut G, Celik D. Bond strengths of two conventional glass-ionomer cements to irradiated and non-irradiated dentin. *Dent Mater J*, 2008, 27: 695-701.
179. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater*, 2003, 19: 199-205.
180. Attia A, Kern M. Effect of cleaning methods after reduced-pressure air abrasion on bonding to zirconia ceramic. *J Adhes Dent*, 2011, 13: 561-567.
181. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent*, 2006, 96: 104-114.
182. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent*, 1995, 73: 240-249.
183. Ozturk N, Usumez A, Usumez S, Ozturk B. Degree of conversion and surface hardness of resin cement cured with different curing units. *Quintessence Int*, 2005, 36: 771-777.
184. 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: 1-9.
185. Lee HJ, Ryu JJ, Shin SW, Suh KW. Effect of surface treatment methods on the shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic. *Journal of Korean Academic Prosthodontics*, 2007, 45: 743-752.
186. 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: 172-179.
187. 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: 354-359.
188. 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: 539-545.
189. Yun JY, Ha SR, Lee JB, Kim SH. Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic. *Dental Materials*, 2006, 26: 650-658.
190. Kirmali O, Akin H, Kapdan A. Evaluation of the surface roughness of zirconia ceramics after different surface treatments. *Acta Odontol Scand*, 2014, 72: 432-439.
191. Casucci A, Monticelli F, Goracci C, Mazzitelli C, Cantoro A, Papacchini F, Ferrari M. Effect of surface pre-treatments on the zirconia ceramic-resin cement microtensile bond strength. *Dent Mater*, 2011, 27: 1024-1030.
192. Papia E, Larsson C, du Toit M, Vult von Steyern P. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2014, 102: 395-413.

193. Lohbauer U, Wagner A, Belli R, Stoetzel C, Hilpert A, Kurland HD, Grabow J, Muller FA. Zirconia nanoparticles prepared by laser vaporization as fillers for dental adhesives. *Acta Biomater*, 2010, 6: 4539-4546.
194. Takeuchi K, Fujishima A, Manabe A, Kuriyama S, Hotta Y, Tamaki Y, Miyazaki T. Combination treatment of tribochemical treatment and phosphoric acid ester monomer of zirconia ceramics enhances the bonding durability of resin-based luting cements. *Dent Mater J*, 2010, 29: 316-323.
195. Şen D, Nayır EH. Pürüzlendirme İşlemlerinin Porselen Lamine Veneerlerin Bağlantı Dayanıklılığı Üzerine Etkileri. *Dişhekimliğinde Klinik Dergisi*, 1997, 4: 197-200.
196. Jevnikar P, Krnel K, Kocjan A, Funduk N, Kosmac T. The effect of nano-structured alumina coating on resin-bond strength to zirconia ceramics. *Dent Mater*, 2010, 26: 688-696.
197. Koizumi H, Nakayama D, Oba Y, Yamada K, Matsumura H. Effect of acidic primers on adhesive bonding of tri-n-butylborane initiated adhesive resin to alumina. *J Oral Sci*, 2010, 52: 571-576.
198. Nakayama D, Koizumi H, Komine F, Blatz MB, Tanoue N, Matsumura H. Adhesive bonding of zirconia with single-liquid acidic primers and a tri-n-butylborane initiated acrylic resin. *J Adhes Dent*, 2010, 12: 305-310.
199. Vult von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil*, 2006, 33: 682-689.
200. Oilo M, Tvinnereim HM, Gjerdet NR. Qualitative and quantitative fracture analyses of high-strength ceramics. *Eur J Oral Sci*, 2009, 117: 187-193.

201. Guess PC, Zhang Y, Kim JW, Rekow ED, Thompson VP. Damage and reliability of Y-TZP after cementation surface treatment. *J Dent Res*, 2010, 89: 592-596.
202. Wolf DM, Powers JM, O'Keefe KL. Bond strength of composite to porcelain treated with new porcelain repair agents. *Dent Mater*, 1992, 8: 158-161.
203. Swift EJ, Jr. New adhesive resins. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent*, 1989, 2: 258-260.
204. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dent Mater*, 1993, 9: 151-161.
205. Attia A. Influence of surface treatment and cyclic loading on the durability of repaired all-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci*, 2010, 18: 194-200.
206. 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: 801-808.
207. 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: 60-65.
208. Ghasemi A, Kermanshah H, Ghavam M, Nateghifard A, Torabzadeh H, Nateghifard A, Zolfagharnasab K, Ahmadi H. Effect of Er,Cr:YSGG laser treatment on microshear bond strength of zirconia to resin cement before and after sintering. *J Adhes Dent*, 2014, 16: 377-382.
209. Yi YA, Ahn JS, Park YJ, Jun SH, Lee IB, Cho BH, Son HH, Seo DG. The effect of sandblasting and different primers on shear bond strength between yttria-tetragonal zirconia polycrystal ceramic and a self-adhesive resin cement. *Oper Dent*, 2015, 40: 63-71.

210. Moon JE, Kim SH, Lee JB, Ha SR, Choi YS. The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements. *Dent Mater*, 2011, 27: 651-663.
211. Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima M, Pilecki P, Sherriff M, Melo L, Watson TF. Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont*, 2011, 20: 84-92.
212. Yang B, Barloi A, Kern M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent Mater*, 2010, 26: 44-50.
213. Hummel M, Kern M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. *Dent Mater*, 2004, 20: 498-508.
214. Yun JY, Ha SR, Lee JB, Kim SH. Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic. *Dent Mater*, 2010, 26: 650-658.
215. Zandparsa R, Talua NA, Finkelman MD, Schaus SE. An in vitro comparison of shear bond strength of zirconia to enamel using different surface treatments. *J Prosthodont*, 2014, 23: 117-123.
216. Songül Güdük M. Farklı yüzey işlemleri uygulanan zirkonya seramik ile adeziv reçine siman bağlantısının in vitro olarak değerlendirilmesi. Protetik Diş Tedavisi. Doktora Tezi
İstanbul: İstanbul Üniversitesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2014.
217. Tekçe N. The Correlation Between Laboratory Bond Tests and Clinical Outcome. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, İzmir*, 2013, 34: 57-65.
218. 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: 984-991.

219. Aboushelib MN, de Kler M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength and impact energy of fracture of CAD-veneered zirconia restorations. *J Prosthodont*, 2009, 18: 211-216.
220. Anunmana C, Anusavice KJ, Mecholsky JJ, Jr. Interfacial toughness of bilayer dental ceramics based on a short-bar, chevron-notch test. *Dent Mater*, 2010, 26: 111-117.
221. Nishigawa G, Maruo Y, Irie M, Oka M, Yoshihara K, Minagi S, Nagaoka N, Yoshida Y, Suzuki K. Ultrasonic cleaning of silica-coated zirconia influences bond strength between zirconia and resin luting material. *Dent Mater J*, 2008, 27: 842-848.
222. Cheng H, Qiao GY, Dong C, Zhang FQ. [An in vitro comparison of the influence of different surface treatment on shear bond strength between zirconia and enamel]. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*, 2014, 23: 436-440.
223. Chen L, Suh BI, Kim J, Tay FR. Evaluation of silica-coating techniques for zirconia bonding. *Am J Dent*, 2011, 24: 79-84.

EKLER

EK-1. Özgeçmiş

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı : Hamza ULU Doğum Tarihi: 06.10.1985 Doğum Yeri : Beyşehir/KONYA Medeni Hali : Evli, 1 çocuk Uyruğu : T.C. Adres : Atatürk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 25240 ERZURUM Tel : 0442 231 1736 Faks : 0442 236 0945 E-mail : dt.hamzaulu@atauni.edu.tr
Eğitim
Lise : Mürşide Ermumcu A.Ö.L (2003) Lisans : Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2003-2009) Doktora : Atatürk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2010-2015)
Yabancı Dil Bilgisi
İngilizce: Orta derecede (ÜDS; 57,50; Bahar 2010)

EK-2. Etik Kurul Onayı



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 04.02.2015

Oturum Sayısı: 01/2015

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	Prof. Dr. Funda BAYINDIR
Araştırmanın Açık Adı	Farklı Yüzey İşlemlerinin Monolitik Zirkonyumun Sertlik ve Yüzey Pürüzlülüğü ile Resin Siman Bağlantı Dayanımına Etkisinin İncelenmesi
Karar No	4
Alınan Karar	Sorumlu Araştırmacı Prof. Dr. Funda BAYINDIR'ın danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Hamza ULU'nun yürüteceği "Farklı Yüzey İşlemlerinin Monolitik Zirkonyumun Sertlik ve Yüzey Pürüzlülüğü ile Resin Siman Bağlantı Dayanımına Etkisinin İncelenmesi" başlıklı tez çalışmasının yapılmasında bilimsel ve etik açısından sakınca olmadığına oy birliği ile karar verilmiştir.

Prof. Dr Abubekir HARORLI
Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. İsmail CEYLAN

Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR

Yrd. Doç. Dr. Ali KIKI

EK-3. Laboratuvar İzin Formu

Tarih:11.02.2015

ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ ETİK KURULUNA

Kliniğimize başvuran Hamza ULU isimli öğrencinin, danışmanı Sayın Prof. Dr. Funda BAYINDIR nezaretinde, "Farklı Yüzey İşlemlerinin Monolitik Zirkonyum Sertlik ve Yüzey Pürüzlülüğü ile Rezin Siman Bağlantı Dayanımına Etkisinin İncelenmesi " isimli tezini Protetik Diş Tedavisi Kliniğimizde yapması uygun görülmüştür.



Klinik Sorumlusu

Prof. Dr. Lütfü İ. ALADAĞ



Sorumlu Danışman

Prof. Dr. Funda BAYINDIR



Sorumlu Öğrenci

Arş. Gör. Dt. Hamza ULU