

T.C.  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİBER LAZER SİSTEMİ VE FARKLI YÜZEY PÜRÜZLENDİRME  
YÖNTEMLERİ UYGULAYARAK YÜZEYİ PÜRÜZLENDİRİLEN  
ZİRKONYA MATERYALİ İLE DENTİN ARASINDAKİ BAĞLANTI  
KUVVETİNİN İN-VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Doktora Tezi

Dt. Server ÜNAL

DANIŞMAN

Prof. Dr. Remzi NİGİZ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR

--- 2013 ---

T.C.	
DİCLE ÜNİVERSİTESİ	
KÜTÜPHANESİ	
Ders Baş No.	0079967
Kitap No.	617-89/7NA
	2013

Bu doktora tezi Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne desteklenmiştir.

Proje No: 12-DH-75

T.C  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
MÜDÜRLÜĞÜ

”FİBER LAZER SİSTEMİ VE FARKLI YÜZEY PÜRÜZLENDİRME YÖNTEMLERİ UYGULANARAK YÜZEYİ PÜRÜZLENDİRİLEN ZİRKONYA MATERYALİ İLE DENTİN ARASINDAKİ BAĞLANTI KUVVETİNİN İN-VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ” isimli Doktora Tezi 26.06.2013 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Remzi NİĞİZ

Tezi Teslim Eden : Dh. Server ÜNAL

Jüri Üyesinin

	Ünvanı	Adı Soyadı
Başkan	: Prof. Dr. Remzi NİĞİZ	
Üye	: Prof. Dr. Ashlan ÜŞÜMEZ	
Üye	: Doç.Dr. Zelar SEYFİOĞLU POLAT	
Üye	: Doç. Dr. Zelar ÜLKÜ BAŞKAN	
Üye	: Yrd. Doç. Dr. Ela TULES FIRAT	

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

26.106/2013

  
Prof. Dr. Salih HOŞOĞLU  
Dicle Üniversitesi  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince klinik deneyimleriyle, akademik bilgisiyle, hoşgörüsüyle, tüm desteği ile yanımda olan, bu çalışmanın ortaya çıkışında, ilerlemesinde özverisini ve emeğini esirgemeyen, her anlamda örnek aldığım hocalarım sayın Prof. Dr. Remzi NİĞİZ ve Doç. Dr. Zelal SEYFİOĞLU POLAT'a,

Bu çalışmanın oluşturulması ve ilerlemesinde çok değerli katkılarından dolayı sayın Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ'e,

Çalışmanın laboratuvar aşamasında yardımları ve güler yüzlerini eksik etmeyen sayın Yrd. Doç. Dr. Tuğrul SARI ve Dh. Esat GÜVEN'e,

Çalışmanın istatistik değerlendirmesini, SEM incelemesini, fiber lazer uygulamasını yaparak katkılarını koyan sayın Yrd. Doç. Dr. Ersin UYSAL'a, Dr. Mustafa İLHAN'a ve mühendis Eren ÇİMEN'e;

Hayatımın her döneminde olduğu gibi bu dönemde de maddi manevi desteklerini her zaman hissettiğim, bana güç veren annem Ümmü MUTLUAY'a, babam Veli Ali MUTLUAY'a, kayınpederim Turhan ÜNAL'a ve kayınvalidem Nuriye ÜNAL'a,

Her zaman desteğini hissettiğim, tezimin her aşamasında yanımdan hiç ayrılmayan ve yardımlarını esirgemeyen sevgili eşim Mehmet ÜNAL'a ve biricik oğlum Sami ÜNAL'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

## İÇİNDEKİLER

İç Kapak	I
Onay Sayfası	II
Teşekkür	III
İçindekiler Dizini	IV
Resimler Dizini	VII
Tablolar Dizini	IX
Şekiller Dizini	X
Kısaltmalar Dizini	XI
Özet	XIII
İngilizce Özet (Abstract)	XV
<b>1.GİRİŞ VE AMAÇ</b>	<b>1</b>
1.1 Genel Bilgiler	3
1.1.1 Zirkonyum	3
1.1.1.1 Tarihçe	3
1.1.1.2 Yapısı ve Özellikleri	4
1.1.1.3 Magnezyum Stabilize Zirkonyum (Mg-PSZ)	7
1.1.1.4 Zirkonyum ile Sertleştirilmiş Alümina (ZTA)	7
1.1.1.5 Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristali	8
1.1.2 Freze Teknolojisi	12
1.1.2.1 CAD/CAM Sistemler	16
1.1.2.1.1 CEREC Sistem	16
1.1.2.1.2 Lava Sistem	17
1.1.2.1.3 Cercon Sistem	17
1.1.2.1.4 DCS Precident Sistem	17
1.1.2.1.5 Procera All-Ceram Sistem	18
1.1.3 Zirkonyum Kronların Simantasyonu	18
1.1.3.1 İdeal bir Siman Materyalinde Bulunması Gereken Özellikler	18
1.1.3.2 Simanların Sınıflandırılması	19
1.1.3.3 Adeziv Sistemler	20
1.1.3.4 Bonding Sistemler	22

1.1.3.4.1 Bonding Sistemlerin Sınıflandırılması ve Özellikleri	22
1.1.3.5 Kompozit Rezin Simanlar	24
1.1.4 Zirkonyum Kronlarda Tutuculuğu Arttırmak için Yapılan Yüzey Uygulamaları	30
1.1.4.1 Mekanik bağlantı oluşturan işlemler	31
1.1.4.1.1 Kumlama	31
1.1.4.2 Elmas döner alet ve frez ile pürüzlendirme	32
1.1.4.3 Plazma spreji yöntemi	32
1.1.4.4 Lazer ile pürüzlendirme	33
1.1.4.4.1 Lazerin Tarihçesi	33
1.1.4.4.2 Lazerin Fiziği	34
1.1.4.4.3 Lazer Aygıtının Komponentleri	35
1.1.4.4.4 Lazer Aktif Maddesi	35
1.1.4.4.5 Lazer kullanım parametreleri	36
1.1.4.4.6 Lazer ışığının dokudaki etkileri	36
1.1.4.4.7 Lazerlerin sınıflandırılması	37
1.1.4.4.7.1 Argon Lazer	39
1.1.4.4.7.2 Diod Lazer	40
1.1.4.4.7.3 Nd:YAG Lazer	40
1.1.4.4.7.4 CO <sub>2</sub> Lazer	41
1.1.4.4.7.5 Er,Cr:YSGG Lazer	42
1.1.4.4.7.6 Er:YAG Lazer	42
1.1.4.4.7.7 Fiber Lazer	42
1.1.4.2 Kimyasal bağlantı oluşturan işlemler	46
1.1.4.2.1 Silan bağlayıcı ajan uygulama	46
1.1.4.3 Hem mekanik hem de kimyasal bağlantı için uygulanan işlemler	46
1.1.4.3.1 Silisyum oksit (SiO <sub>2</sub> ) tanecikleri ile kumlama	46
1.1.5 Taramalı Elektron Mikroskobu	48
1.1.6 Makaslama testleri	48
1.1.7 Termal Siklus Uygulaması	49

<b>2- GEREÇ VE YÖNTEM</b>	<b>50</b>
2.1 Deneklerin Seçimi	51
2.2 Hazırlanan dişlerin akriliğe gömülmesi	52
2.3 Zirkonyum disklerin hazırlanması	54
2.4 Deney gruplarının oluşturulması	57
2.5 Hazırlanan gruplar	58
2.6 Üretimi Tamamlanan Zirkonyum Disklere Yüzey İşlemlerinin Yapılması	58
2.7 Silika kaplı alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) uygulanması (Cojet)	59
2.8 Alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) kumu uygulanması	61
2.9 Fiber lazerin uygulanması	62
2.10 Zirkonyum disklerin reçine simanlarla yapıştırılması	66
2.11 SEM incelemesi	71
2.12 Termal siklus uygulaması	72
2.13 Örneklerin Makaslama Kuvvetlerine Karşı Bağlantı Dirençlerinin Değerlendirilmesi	73
<b>3. İSTATİSTİKSEL ANALİZ</b>	<b>75</b>
<b>4. BULGULAR</b>	<b>76</b>
4.1 Makaslama Testi Bulguları	76
4.2 Ayrılma Tipleri	81
4.3 Sem Bulgularının Değerlendirilmesi	85
<b>5. TARTIŞMA</b>	<b>89</b>
<b>6. SONUÇLAR VE ÖNERİ</b>	<b>101</b>
<b>7. KAYNAKLAR</b>	<b>102</b>
<b>8. ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>115</b>

**RESİMLER DİZİNİ**

**Resim 1:** Zirkonyum elementi

**Resim 2:** Yb:Fiber lazer ile kaynak yapılmış, yazı yazılmış ve oyma yapılmış örnekler

**Resim 3:** Standart kalıp, ortodontik akrilik ve diş

**Resim 4:** Akriliğe gömülmüş dişler

**Resim 5: a)** Dişlerin okluzal yüzünde dentin açığa çıkarılması

**Resim 5: b)** Kesilmiş diş

**Resim 6:** Zirkonyum diskin tasarlanması

**Resim 7:** Zirkonyum disklerin yazılım programında dizaynı

**Resim 8:** Zirkonyum disklerin üretildiği yarı sinterize zirkonyum blok

**Resim 9:** Zirkonyum disklerin freze teknolojisi ile üretimi

**Resim 10:** Sinterlenmemiş zirkonyum diskler

**Resim 11:** Zirkonyum disklerin sinterleme için fırına yerleştirilmesi

**Resim 12:** Sinterlenmiş zirkonyum diskler

**Resim 13:** Cojet kumlama cihazı

**Resim 14: a-b)** Cojet kumu

**Resim 15:** Zirkonyum disklerin silika kaplı  $Al_2O_3$  ile kumlanması

**Resim 16:** Cojet sistemine ait silan bağlayıcı ajanın uygulanması

**Resim 17:** Kumlama cihazının görüntüsü

**Resim 18:** Zirkonyum disklerin  $Al_2O_3$  tanecikleri ile kumlanması

**Resim 19:** Fiber lazer cihazının görüntüsü

**Resim 20:** Fiber lazerin zirkonyum disk yüzeylerine uygulama parametreleri

**Resim 21:** Zirkonyum disklerin yüksekliğinin kaydedildiği düzenek

**Resim 22:** Fiber lazerin ışın kalitesini artıran fiber kablo (sarı renk)

**Resim 23:** Fiber lazerin güç kaynağı

**Resim 24:** Fiber lazerin zirkonyum diske uygulanması

**Resim 25:** Yüzey uygulamaları yapılmış, simantasyona hazır zirkonyum diskler

**Resim 26:** Panavia F 2.0 rezin siman seti

**Resim 27:** Variolink N rezin siman seti

**Resim 28:** Simantasyonu tamamlanmış tüm gruplar

**Resim 29:** SEM cihazının görüntüsü

**Resim 30: a-b)** Zirkonyum disklerin yüzeyinin kaplanması

**Resim 31:** Termal siklus cihazı

**Resim 32:** Örneklerin termal siklus cihazındaki görüntüsü

**Resim 33:** Makaslama Test cihazı

**Resim 34:** Makaslama testinin uygulanması

**Resim 35:** Zirkonyum diskin dişten ayrılmış hali

**Resim 36:** Rezin simanın tamamının zirkonyum yüzeyinde olan örneğin görüntüsü

**Resim 37:** Rezin simanın tamamının dentin yüzeyinde olan örneğin görüntüsü

**Resim 38:** Rezin simanın yarısından fazlasının dentin yüzeyinde olan örneğin görüntüsü

**Resim 39:** Rezin simanın yarısından fazlasının zirkonyum disk yüzeyinde olan örneğin görüntüsü

**Resim 40:** Cojet(silika kaplı  $Al_2O_3$ ) uygulaması yapılan zirkonyum disklerin SEM görüntüsü (x5000)

**Resim 41:** Kum ( $110 \mu m Al_2O_3$ ) uygulaması yapılan zirkonyum disklerin SEM görüntüsü (x5000)

**Resim 42:** Fiber lazer uygulaması yapılan zirkonyum disklerin SEM görüntüsü (x5000)

**Resim 43:** Yüzey uygulaması yapılmayan kontrol grubu zirkonyum disklerin SEM görüntüsü (x5000)



**TABLolar DİZİNİ**

**Tablo 1:** Y-TZP'nin fiziksel ve kimyasal özellikleri

**Tablo 2:** Çalışmada kullanılan materyaller

**Tablo 3:** Çalışmada kullanılan cihazlar

**Tablo 4:** Deney gruplarının oluşturulması

**Tablo 5:** Deney için hazırlanan gruplar

**Tablo 6:** Zirkonyum disklerin yüzeylerinde oluşturulan farklı yüzey uygulamaları.

**Tablo 7:** Zirkonyum disklerin dentin yüzeyine yapıştırıldığı farklı simanlar.

**Tablo 8:** Farklı yüzeylerin oluşturulduğu ve farklı simanlarla yapıştırılan zirkonyum disklerin makaslama testi ortalama değerleri ve standart hatası.

**Tablo 9:** Makaslama testi uygulandıktan sonra ARI indeksine göre ayrılma tipleri

**Tablo 10:** Makaslama testi uygulandıktan sonra BRI indeksine göre ayrılma tipleri

## ŞEKİLLER DİZİNİ

**Şekil 1:** Zirkonyum dioksitin sıcaklığa bağlı faz değişimi

**Şekil 2:** Transformasyon doygunluğu mekanizmasının şematik çizimi

**Şekil 3:** Lazer ışınının özellikleri

**Şekil 4:** Lazer komponentlerinin diagramı

**Şekil 5:** Lazerin dokudaki etkileri

**Şekil 6:** Fiber kablolar arasından,  $Yb^{3+}$  iyonları için iki düzeyli geçiş yapısı

**Şekil 7:** Ana hatları ile çalışma sürecinde izlenen yöntem

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

$Al_2O_3$	: Alüminyum oksit
Bis-GMA	: Bisfenol-A-glisidilmetakrilat
$^{\circ}C$	: Santigrad derece
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar yardımıyla tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar yardımıyla üretim)
CaO	: Kalsiyum oksit
Ce	: Seryum
HEMA	: Hidroksietilmetakrilat
MDP	: Metakrilo oksidodesil dihidrojen fosfat
MgO	: Magnezyum oksit
Mm	: Milimetre
mm/dak	: Milimetre/dak
PSZ	: Bölümlü stabilize zirkonyum (Partially Stabilized Zirconium)
SEM	: Scanning Electron Microscobe (Tarayıcı Elektron Mikroskobu)
TZP	: Tetragonal zirkonyum polikristali
$Y_2O_3$	: Yttriyum oksit
YTZP	: Yttriumla stabilize tetragonal zirkonyum polikristali (Yttrium Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal)
Zr	: Zirkonyum
$ZrO_2$	: Zirkonyum dioksit
M	: Mikron
mm	: Mikrometre
mJ	: Milijul
Mpa	: Megapaskal
Nm	: Nanometre
Nd-YAG	: Neodmiyum:Yttrium-Aluminium-Garnet
Er	: Erbium
Yb	: Ytterbium
Nd	: Neodmium
Tm	: Thulium
Er,Cr:YSGG	: Erbiyum,Krom: Yttrium - Skandiyum-Galyum-Garnet

Er:YAG : Erbiyum: Yttrium-Aluminium-Garnet  
CO<sub>2</sub> : Karbondioksit  
SPSS : Statistical Package for the Social Sciences

## ÖZET

### **Fiber Lazer Sistemi Ve Farklı Yüzey Pürüzlendirme Yöntemleri Uygulanarak Yüzeyi Pürüzlendirilen Zirkonya Materyali İle Dentin Arasındaki Bağlantı Kuvvetinin İn-Vitro Olarak Değerlendirilmesi**

Adeziv simantasyonundan önce, zirkonya materyali ile dentin bağlantısının güçlü olması için seramik yüzeyine çeşitli yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulanması zorunluluğu vardır. Konvansiyonel yöntemle yapılan yüzey pürüzlendirme işlemleri; Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlama, Rocatec, Cojet ve lazer sistemi ile pürüzlendirme olarak sayılabilir.

Bu çalışmanın amacı; Zirkonyum materyalinin adeziv simantasyonunda, zirkonyum yüzeyine uygulanan yüzey pürüzlendirme işlemlerinden ilk defa bu çalışmada kullanılan Fiber lazer uygulamasının, diğer yüzey pürüzlendirme yöntemleri (alüminyum oksit kumlama, cojet ) ile karşılaştırılıp; retansiyona etkisinin araştırılmasıdır. Üretilen zirkonyum disklerle farklı yüzey özellikleri teknikleri uygulandı ve son dönemlerde sık kullanılan farklı özelliklerde rezin simanlarla yapıştırılarak, zirkonyum disklerin bağlantı kuvvetleri istatistiksel olarak değerlendirildi.

Çalışmada uygulanan yüzey özelliklerine ve kullanılan siman çeşidine göre örnekler sekiz gruba ayrıldı. Her grupta 15 tane olmak üzere, toplam 120 örnek üzerinde çalışma yapıldı. Bu çalışmada kısa süre önce cerrahi nedenlerle çekilmiş, çürüksüz, çatlak ve kırık olmayan 120 adet yirmi yaş dişler kullanıldı. Daha sonra standart kalıplar kullanılarak dişler mine-sement sınırından, okluzal yüzeyleri kalıpların tabanına paralel olacak şekilde akrilik (Verteks orthoplast 456L01 Netherlands) bloğun merkezine gömüldü. Dişlerin okluzal yüzeylerinde, dentin açığa çıkana kadar tekerlek elmas frez (Fischer WR 12B) ve airator (NSK P1024001 Japan) yardımıyla yüzey aşındırması yapıldı. CAD/CAM teknolojisi ile üretilen zirkonyum disklerle; Cojet, alüminyum oksit (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), fiber lazer uygulanması yapıldı. Pürüzlendirilen ve kontrol grubundaki zirkonyum diskler SEM'de (Oxford Instruments, İngiltere) X200, X2000, X5000 büyütmelemlerde incelendi. Pürüzlendirilen zirkonyum disklerin MDP (Panavia F 2.0) ve Bis-GMA (Variolink N) içerikli rezin kompozit simanlar ile simantasyonu yapıldı. Simante edilmiş örneklere termal siklus

cihazında (SD MechatronikGmbH, Almanya) 5°C’de 15 sn, 55°C’de 15 sn, döngüler arası 5 sn olmak üzere 5000 defa ısısız döngü uygulandı. Termal siklus işleminden sonra örneklere makaslama testi uygulandı ve sonuçlar değerlendirildi.

Elde edilen verilen istatistiksel değerlendirilmesinde; farklı simanlardaki farklı yüzeyler için kuvvet dayanımı değerlerinin değişik metotlardaki ortalamaların karşılaştırılmasında TWO WAY ANOVA testi kullanılmış olup, istatistiksel anlamlılık söz konusu olduğunda farklılığın hangi gruplar arasında olduğunu belirlemede Bonferroni ve Dunnett çoklu karşılaştırma testleri kullanılmıştır. Farklı yüzeyler için simanlar arası ortalama farkların araştırılmasında bağımsız (independent) Students’ t-testi kullanılarak analiz yapılmıştır. Elde edilen verilere göre Yb:Fiber Lazer ile pürüzlendirilip Panavia F 2.0 ve Variolink N ile simante edilen zirkonyum disklerin bağlanma dayanımı diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ). En düşük bağlanma dayanımı yüzey pürüzlendirilmesi yapılmayıp Variolink N ile simante edilen zirkonyum disklerde bulunmuştur ( $p<0.05$ ).

Çalışmanın sonucunda zirkonyum disklerin adeziv simantasyonundan önce, zirkonyum yüzeyinde yüzey pürüzlendirme işlemlerinin gerekli olduğu ve Yb:Fiber lazer ile pürüzlendirme yönteminin etkisinin diğer yöntemlerden ( $Al_2O_3$ , Cojet) daha yüksek olduğu bulunmuştur. Kompozit rezin simanlar içinde MDP içerikli simanın tutuculuk ve dayanıklılık değerlerinin yüksek olduğu bulunmuştur.

**Anahtar sözcük: 1:** Yüzey Pürüzlendirme **2.** Yb: Fiber Lazer **3.** Zirkonyum **4.** Resin siman

## ABSTRACT

### **The evaluating in-vitro bond strength of zirconia surface that was roughed with fiber laser and different surface treatments techniques to dentin**

Before adhesive cementation, variety roughening procedures that applied on ceramics surface is necessary for the strong bond between dentine surface and zirconia ceramics. The conventional method of surface roughening procedures; Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> sandblasting, Rocatec, Cojet and laser system can be considered as roughening.

Purpose of this study material, adhesive cementation of zirconium, in zirconium surface roughening process Fiber laser application that firstly used this study compare with other surface roughening processes (aluminum oxide sanding, cojet) and investigate the effect of retention. Different surface properties of zirconia discs produced in recent periods commonly used techniques were applied and bonded with resin cements with different characteristics, zirconium discs bond strenght were evaluated statistically.

In this study, samples, based on the type of cement used and applied of surface properties separated into eight groups. In each group, including 15 samples, in total 120 samples were working on. In this study, shortly before the for reasons surgery freshly extracted 120 human wisdom teeth was used. Then, teeth buried cemento-enamel junction, occlusal surfaces of the forms will be parallel to the base in the center of the acrylic block using the standard template. Occlusal surfaces of the teeth, exposing the dentin with the wheel diamond bur (Fischer WR 12B) and airtribune (P1024001 NSK Japan). Discs of zirconium produced by CAD / CAM technology, cojet, aluminum oxide (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) and fiber laser were applied. One of the control group and a roughed zirconium disks examined X200, X2000, X5000 magnifications with SEM (Oxford Instruments, UK). Roughed zirconia discs cemented with MDP (Panavia F 2.0) and Bis-GMA (Variolink N). 5000 times thermal cycle was performed to cemented examples. After the thermal cycle, shear bond stress test was applied to the samples and the results were evaluated.

The data were evaluated by TWO WAY ANOVA test ( $p < 0.05$ ). Chi-square test was used to compare the groups. What is the difference between the two groups when it comes to statistical significance in determining the Bonferroni and Dunnett's multiple comparison test was used. Independent investigation of the differences between the average of cements for different surfaces (independent) Students' t-test was used to analyze. According to the data roughened with Yb: fiber laser and cemented with Panavia F 2.0 and Variolink N bond strength of the zirconia discs are significantly higher than the other groups ( $p < 0.05$ ). Ka group has the lowest bond strength ( $p < 0.05$ ).

As a result of this study, adhesive cementation of zirconia discs, surface roughening process is necessary to increase the durability and resistance of this process and Yb: fiber laser applied method was found to be high impact. MDP-containing composite resin shown higher values cement adhesion and durability.

**Key words:** 1. Surface roughness 2. Yb: fiber laser 3. Zirconium 4. Resin cement



## 1. Giriş ve Amaç

Metal alt yapılı seramik restorasyonlar, diş hekimliğinde uzun yıllardan beri kullanılmaktadır. Günümüzde estetik beklentinin üstün olması, biyolojik uyumu iyi olan ve estetik gereksinimleri tam olarak karşılayan malzemelere olan ilginin her geçen gün artmasına neden olmuştur. Metal alt yapılı restorasyonun; ışık geçirgenliğini engellemesi, metal-iyon renklenmesi, korozyon, restorasyonlarda ayrı bir kalınlığa neden olması ve bazı hastalarda alerjik reaksiyonlara neden olması, bu materyal yerine yeni arayışların doğmasına neden olmuştur (1). Bu nedenle; estetik açıdan üstün, biyolojik uyumu iyi olan, tam porselen restorasyonlar kullanılmaya başlanmıştır (2,3).

Günümüzde kullanılan tam seramik sistemlerinin estetik, translusens ve floresans özellikleri ön plana çıkmıştır. Kimyasal yapı ve renk yönünden stabil, radyolojik açıdan uygun olan tam seramik restorasyonlar, korozyon ve abrazyona dirençlidir. Termal genleşme katsayıları ve termal iletkenlikleri mine ve dentine yakındır (4,5,6,7). Tüm bu avantajlarına rağmen; tam seramik restorasyonların kırılma olma, onların köprü restorasyonu olarak kullanılmasına engel olmaktadır. Bu dezavantaj; araştırmacıları mekanik özellikleri daha iyi ve estetik özellikleri de mevcut olan materyal arayışına sürüklemiştir.

Tam seramik sabit restorasyonlar için geliştirilen en yeni materyal zirkonyum oksit bazlı materyallerdir. Bu materyaller biyouyumludur. Düşük bakteri adezyonu gösterir, mükemmel mekanik özelliklere sahip olup, konvansiyonel simantasyon yöntemleri ile dişe simante edilebilirler (8). Zirkonya, kimyasal ve boyutsal stabilite göstererek seramik sistemlerin güvenilirliğini arttırmıştır (9,10). Posterior diş restorasyonlarında güvenilir bir şekilde kullanılır.

En uygun restorasyon materyalini kullanmak; restorasyonun uzun dönem klinik başarısı için tek başına yeterli olmamaktadır. Kullanılan materyal dışında; yapılan restorasyonların başarısını etkileyen diğer önemli faktörler; diş hazırlığı, ölçü işlemi, laboratuvar işlemleri ve simantasyon olarak sıralanabilir.

Zirkonyum restorasyonların geleneksel simantasyonunda görülen retansiyon yetersizliği ve estetik problemlerden dolayı; adeziv simantasyon tekniğinin kullanımı artmıştır. Adeziv simantasyonun gerçekleşmesi için restorasyon materyalinin yüzeyinde camsı bir yüzeye ihtiyaç vardır. Zirkonyum materyalinde bu camsı yüzey elde edilirken farklı yöntemler kullanılır. Bunlar; aluminyum oksit kuşlama, cojet, rocatec gibi uygulamalardır.

Bu çalışmanın amacı; Zirkonyum materyalinin adeziv simantasyonunda, zirkonyum yüzeyine uygulanan yüzey pürüzlendirme işlemlerinden ilk defa bu çalışmada kullanılan Fiber lazer uygulamasının, diğer yüzey pürüzlendirme yöntemleri (aluminyum oksit kuşlama, cojet ) ile karşılaştırılıp; retansiyona etkisinin araştırılmasıdır.

## 1.1. GENEL BİLGİLER

### 1.1.1 ZİRKONYUM

#### 1.1.1.1 TARİHÇE

Zirkonyum metali ilk kez 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, bazı cevherlerin ısıtılmasından sonra oluşan reaksiyon ürünlerinden elde edilmiştir. 1824 yılında Jons Berzelius tarafından potasyumla işlenerek izole edilmiştir. Uzun yıllar nadir toprak elementleri ile karıştırılarak seramik pigmentleri olarak kullanılmıştır. Üstün mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu sayesinde, 1980'li yılların sonunda biyomedikal alanda ortopedik kalça eklemi protezlerinin yapımında kullanılmıştır (11,12). Ortopedi'de ilk kullanımı, Christel' in zirkonyum total kalça protezlerini üretmesiyle gerçekleşmiştir (12). Bu alanda kullanılan Mg ile stabilize zirkonyumun tanecik çapı büyük (30- 60 µm) ve pöröz bir yapıda olduğundan, aşınmalara neden olduğu görülmüştür (13). Ancak 2001 yılından sonra bir seri başarısızlıktan dolayı zirkonyumun biyomedikal kullanımı % 90 oranında azalmıştır (11,12).

Dış hekimliğinde zirkonyum, ilk olarak ortodontik braket (12,14), endodontik post (12,15,16) ve implant abutmenti (12) olarak kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde CAD-CAM teknolojisinin geliştirilmesiyle, tam seramik kuron ve köprülerde alternatif bir alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır (12).

Kemik içi implant materyali olarak da hayvanlar üzerinde test edilmiş ve başarılı sonuçlar alınmıştır (12,17,18). Bunun dışında zirkonyum metali korozyona dayanıklılığı ve nötron absorplama özelliğinin az olması nedeniyle nükleer reaktörlerin yapı malzemesi olarak, yanıcı özelliğinden dolayı askeri alanda ve düşük sıcaklıklarda süper iletken özelliği nedeniyle mıknatıs yapımında kullanılmaktadır. Genellikle uçuş sektöründe ve ergime noktasının yüksek olmasından dolayı yüksek sıcaklıklara dayanabilen nükleer sanayide kullanılan sağlam ve hafif bir maddedir (12).

### 1.1.1.2 YAPISI VE ÖZELLİKLERİ

Zirkonyum, sembolü Zr olan kimyasal bir elementtir (Resim 1). Atom numarası 40, atomik ağırlığı 91,22 g/mol, değerleri +2, +3 veya +4'tür. Periyodik cetvelin 5. periyodunda 4b grubunda yer alan bir geçiş elementidir. Doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır ve hekzagonal kristal yapıdadır (13,19).



**Resim 1:** Zirkonyum elementi (<http://webmineral.com/>)

Zirkonyum sıcaklığa ve korozyona karşı çok dirençlidir. Birçok farklı bileşik oluşturabilir. Bunlar zirkonat ( $ZrO_3$ ), zirkonil tuzu ( $ZrO_2$ ) ve en önemli bileşiği ise zirkonyum oksittir ( $ZrO_2$ ) (20, 21). Zirkonyum metali normal koşullar altında su ile reaksiyon vermez. Metalin yüzeyini kaplayan oksit tabakası, asitlere karşı inaktif olmasına neden olur. Sadece hidroklorik asit içerisinde çözünerek florozirkonyum bileşiklerini oluşturur. Normal koşullar altında alkali çözeltilerle reaksiyona girmez (19).

Zirkonyum paslanmaz çelik gibi kuvvetlidir. 200 °C'de, düşük değerlerde elastik modülüne sahiptir ( $8.3 \times 10^4$  MPa). 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 tabakası zirkonyumun korozyona karşı dirençli olmasını sağlar. Zirkonyum, birçok ortamda titanyum ve paslanmaz çeliğe göre daha dayanıklıdır. 130 °C'de, %37 oranındaki hidroklorik asidin korozyon etkisine karşı çok dayanıklıdır. Fosforik aside karşı aşınma direnci, 65 °C'de ve %40 oranına kadar çok iyidir, %0.1'in üzerindeki

hidroflorik asidin zirkonyuma hızlı yapışma özelliği vardır. Zirkonyumun fiziksel özellikleri, seramiklere göre üstündür (19).

Saf zirkonyumun kaynama sıcaklığı 3860 °C, erime sıcaklığı 1852 °C ve düşük termal iletkenliğe sahiptir. Monoklinik (M), Tetragonal (T) ve Kübik (K) olmak üzere 3 farklı kristal yapıya sahiptir. Bu üç yapı benzer kimyasal özelliklere sahiptir (10).

Saf zirkonyum oda sıcaklığında monoklinikdir. Monoklinik faz 1170 °C 'ye kadar stabildir ve bu dereceden sonra tetragonal faza dönüşür. Tetragonal faz 2370 °C 'de kübik faza geçer. Bu üç faza ilaveten, yüksek basınçlarda ortorombik faz oluşmaktadır (10).

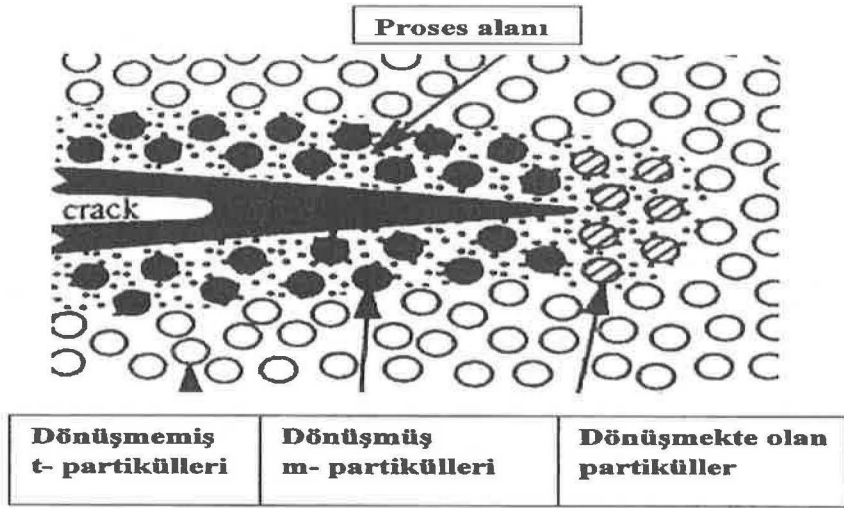
Zirkonyum kristalleri kübik florit yapı ( $\text{CaF}_2$  (Kalsiyum florit)) referans alınarak açıklanır. Transformasyonlar sırasında volüm değişimleri olmaktadır. Isıtma sırasında monoklinikten tetragonale geçerken %5 volüm azalması olurken, soğutma sırasında %3 volüm artması olur (Şekil 1) (10).



Şekil 1: Zirkonyum dioksitin sıcaklığa bağlı faz değişimi

Son olarak tekrar monoklinik faza geçer böylece çeliklerde meydana gelen 'Martensitik transformasyon' ile aynı özelliklere sahip olur. Bu olay zirkonyumun mekanik özelliklerine zararlıdır, faz transformasyonu sırasında stresler açığa çıkar, açığa çıkan stresler sonucunda kırık meydana gelir (10).

Faz dönüşümü sonucunda materyal içinde %4 - 5'lik volüm artışına neden olur. Böylece var olan çatlak uçlarında lokalize baskı stresleri oluşur. Baskı stresleri materyal içindeki mikroçatlakların ilerlemesine engel olur (Şekil 2). Bu mekanizmaya 'Transformasyon doygunluğu (Dönüşüm doygunluğu) denir ve çok yüksek dayanımı olan Y-TZP 'nin temeli olarak kabul edilir (10).



**Şekil 2:** Transformasyon doygunluğu mekanizmasının şematik çizimi

Stabilize edici oksitler (CaO, BaO, MgO, CeO... gibi) eklenerek faz transformasyonu engellenebilir (11). Stabilize edici oksitlerin eklenmesi oda sıcaklığında majör fazdaki kübik zirkonya ile minör fazdaki tetragonal ve monoklinik zirkonya çökeltilerinden meydana gelen 'Kısmen Stabilize Edilmiş' adıyla bilinen mültifaz materyalinin oluşmasını sağlar (10).

Dönüşüm sertleşmesi zirkonya seramiklerde direnci sağlayan bir mekanizmadır. Bunun dışında mikro çatlak sertleşmesi, kontak koruyuculuğu ve çatlak yönünün değişmesi gibi mekanizmalar da seramiğin sertliğine katkıda bulunurlar (22).

Denry ve arkadaşları zirkonyayı dönüşüm sertleşmesine göre üç formda sınıflamışlardır. Bu sınıflamaya göre ilk iki grupta t-ZrO<sub>2</sub> ile en az iki faz mevcut iken, üçüncü grupta sadece tek faz t-ZrO<sub>2</sub> mevcuttur (21).

I-Zirkonya ile güçlendirilmiş seramikler (ZTA)

Örnek: In-ceram zirkonya.

II-Kısmen stabilize edilmiş zirkonya (PSZ, Ca-PSZ, Mg-PSZ, Y-PSZ)

Örnek: Denzir M.

III-Tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP, Y-TZP, Ce-TZP)

Örnek: DC Zirkon, Cercon, Lava, In-Ceram YZ (21).

Dental uygulamalarda 3 çeşit zirkonyum içeren seramik sistemi kullanılır. Bunlar; yttrium tetragonal zirkonya polikristalleri (3Y-TZP), magnezyum kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve zirkonya ile sertleştirilmiş alumina (ZTA) (23,24).

#### 1.1.1.3 Magnezyum Stabilize Zirkonyum (Mg-PSZ)

Mikro yapısında kübik matriks içerisinde tetragonal faz yapısı bulunur. Yaklaşık %8-10 mol MgO (magnezyum oksit) içeren, 'Parsiyel Stabilize Zirkonya' olarak adlandırılır. Büyük tanecik boyutu (30-60 mikron) ve pöröz bir yapıda olması sebebiyle biyomedikal uygulamalarda başarılı değildir. Ayrıca sinterleme ısısı yüksek oranlarda (1680-1800 °C arasında) olduğundan soğuma esnasında faz değişimleriyle beraber ciddi kontrol edilmezse kırılma direnci kritik bir faktör olabilir. Bunun sonucunda da düşük mekanik özellik ve daha az stabil bir yapı gösterir. Denzir-M, dental restorasyonlarda kullanılan Mg-PSZ seramiklere örnektir (13,21).

#### 1.1.1.4 Zirkonyum İle Sertleştirilmiş Alümina (ZTA)

Zirkonyumun alümina matriks ile kombine edilmiş halidir. Son dönemlerde biyoseramik olarak kullanım potansiyeli artmış bir materyaldir. Dental ürünlerde kullanılan In-Ceram Zirkonya, In-Ceram Alümina içine materyalin %33 hacmi kadar %12 mol Ceria (Ce) ile stabilize zirkonyumun ilave edilmesiyle geliştirilmiştir. Materyal cam infiltrasyon işleminden önce 1100 °C de iki saat sinterleme işlemine tabi tutulur ve geleneksel yöntemle veya frezeleme yöntemiyle işlenebilir.

Geleneksel yöntemin avantajı, daha sınırlı büzülme göstermesidir. Pörözite miktarı sinterlenmiş 3Y-TZP'den %8-11 oranında daha fazladır. Bu durum materyalin 3Y-TZP dental seramiklere göre daha düşük mekanik özellikler göstermesini açıklamaktadır (21).

#### **1.1.1.5 Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristali**

ZrO<sub>2</sub>'e stabilize ajan olarak yaklaşık %2-3 mol yttria eklenmesi sonucunda %100 tetragonal fazda partiküllerden oluşan bir yapı elde edilir ve bu yapıya Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristali (Y-TZP) adı verilir (25). Oda sıcaklığında tetragonal fazda kalan partikül sayısı işlem sıcaklığına, yttrium içeriğine, partikül büyüklüğüne, matriks tarafından sağlanan desteğe bağlıdır. Ayrıca materyalin mekanik özellikleri de bu parametrelere bağlıdır (13). Yttriumun daha fazla miktarda eklenmesi ile birlikte materyal kübik faza geçerek tam stabilize olur ve son derece sert bir yapı oluşur (25). Transformasyon sadece yttrium içeriğine değil aynı zamanda dağılımına da bağlıdır (13,25).

#### **Y-TZP'nin Biyouyumluluğu:**

Yapılan in vivo ve in vitro çalışmalarda, yüksek saflıkta ZrO<sub>2</sub> tozları kullanıldığında, yüksek biyouyumluluk bulunmuştur. Bu tozlar, radyoaktif içeriklerinden arındırılmıştır. Bu nedenle, materyale karşı sistemik yada lokal herhangi bir reaksiyon oluşmamıştır (13,25,26). Son dönemde yapılan çalışmalarda, Y-TZP'nin titanyuma göre bakteriyel tutulumunun daha az olduğu gösterilmiştir. Bu nedenle, Y-TZP'nin implant abutment yapımı için uygun olabileceği düşünülmüştür (25). Y-TZP'nin, sabit parsiyel protezler için çok uygun bir materyal olduğu söylenmektedir (25,27).



Özellikler	Y-TZP
Kimyasal kompozisyonu	ZrO <sub>2</sub> +3mol%Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
Yoğunluk	>6 gcm <sup>3</sup>
Pörözite	<0.1 %
Eğilme dayanıklılığı	900-1200 MPa
Sıkışma dayanıklılığı	2000 MPa
Young modülü	210 MPa
Kırılma Dayanımı	7-10 MPa m <sup>-1</sup>
Isısal genleşme katsayısı	11x10 <sup>-5</sup> K <sup>-1</sup>
Termal iletkenlik	2 W mK <sup>-1</sup>
Sertlik	1200 HV

**Tablo 1:** Y-TZP'nin Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri (13,25)

#### Avantajları:

1. Yüksek dayanıklılık, kırılma şertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir.
2. Lokal veya sistemik yan etkilere rastlanmamıştır, biyoyumludur.
3. İnce partiküllü yapısı sayesinde detaylı şekillendirilebilir.
4. Preparasyon dişeti hizasında veya üzerinde bitirilebilir.
5. Isısal iletkenliğinin düşük olması hassasiyet ve pulpa irritasyonlarını önler.
6. Titanyuma göre daha az bakteri birikimi görülür.

7. Radyopak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirilmesine olanak sağlar.

8. Simantasyon için adeziv sistemler önerilmekle birlikte konvansiyonel teknikler de kullanılabilir.

#### **Dezavantajları:**

1. Oldukça opak görünüme sahiptir.
2. Aşındırma ve yüzey işlemlerinin materyalin özellikleri üzerinde olumsuz etkileri vardır.
3. Köprü protezlerinde azalmış interoklüzal aralık varlığında gövde ve tutucunun birleşim alanı daralacağı için restorasyon oklüzal kuvvetlere dayanamaz.
4. Bu restorasyonlarda uyumsuzluk görüldüğünde yeni bir ölçü alınarak tekrar yapılmalıdır.
5. Metal alt yapılar gibi bölünüp ağızda uyumlandıktan sonra lehimlenmeleri mümkün değildir (25,26,27,28).

#### **Endikasyonları:**

1. Anterior ve posterior tek kuronlar ve 3-4 üyeli köprülerin yapımında kullanılır.
2. Bağlantı bölgesinde oklüzo-gingival yönde en az 4 mm ve bukko-lingual yönde 3 mm mesafe varlığında yeterli dirence sahip restorasyonlar yapılabilir.

#### **Kontrendikasyonları:**

1. Örtülü kapanış vakalarında,
2. Dişsiz boşluk, karşı ve komşu dişler tarafından daraltıldığında,
3. Dayanak dişlerin kuron boylarının çok kısa olduğu durumlarda,
4. Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar varlığında,

5. Kanatlı köprü kullanımını tasarlandığında,

6. Dayanak dişlerde mobilite varlığında kontrendikedir (25,28,29).

### **Y-TZP'nin Yaşlanması**

Zirkonya' da mekanik özelliklerinin bozulmasına 'Yaşlandırma' denir. Bunun sebebi, spontan olarak tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümüdür ve bu olay su veya buhar varlığında 200 °C'nin üzerinde görülür.

Yaşlandırma aşamaları aşağıdaki şekilde özetlenmiştir:

1. t-m geçişi materyalin yüzeyinde başlayıp gövdenin içine doğru devam eder.

2. Yaşlandırma sonucunda materyalin cinsi, yoğunluğu ve direnci düşmektedir.

3. t-m dönüşümü buharın veya suyun içinde geliştirilmiştir.

4. En kritik sıcaklık aralığı 200 °C – 300 °C arasındır.

5. Stabilize edici oksitin konsantrasyonunun artması veya tane boyutunun azalması transformasyon oranını düşürür.

6. Mekanik özelliklerdeki bozulma materyalin mikro ve makro çatlamaıyla ve t-m geçişiyle birlikte yer alır (10).

Dayanımın azalması tüm TZP seramikleri için aynı değildir. Swab, düşük sıcaklıkta su buharı varlığında test edilen 10 materyalde, uygulanan işlemler sonucunda sadece bir örnekte dayanıklılığın aynı kaldığını, diğer tüm örneklerde ise dayanımın farklı derecede bozulma gösterdiğini bildirmiştir. Yaşlanma davranışındaki bu değişkenlik test edilen örneklerdeki Yttrium konsantrasyonu ve dağılımı, tanecik büyüklüğü, çatlak varlığı ve dağılımı gibi yapısal parametrelerdeki farklılıklara bağlıdır (13). Ayrıca TZP'nin stabilitesinde kübik fazın varlığının da etkili olduğu bildirilmiştir (30). Yaşlanma sonucunda yüzeyde pürüzlenme ve mikro

çatlak oluşumu meydana gelmektedir (31). Yaşlanma, materyalin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkiler (32,33).

### 1.1.2 Freze Teknolojisi

Frezeleme tekniğinde üretim, bilgisayar yardımı ile işleme sistemi (dijital) ve analog işleme sistemi olarak ikiye ayrılabilir. **Analog sistemlerde**, üretimden önce dental restorasyonun bir kopyasının freze işlemi için hazırlanması gerekir. **Dijital sistemlerde** (CAD-CAM) ise, üç boyutlu verilerin toplanması, bilgisayar ortamında dizayn edilmesi ve freze üretim aşamaları büyük oranda otomatik olarak yapılır (22).

Analog sistemleri arasında 1991'de piyasaya sürülen ve en çok bilinen Celay (Mikrona Technologie, Spreitenbach, Switzerland) sistemidir. Bu sistem frezeleme ile kopyalama esasına göre çalışır. Preperasyondan sonra alınan ölçüden model elde edilir, restorasyonun kopyası mum veya rezin'den model üzerinde hazırlandıktan sonra kopyalama cihazına sabitlenir ve model manuel olarak taranır. Tarama işlemi sırasında frezeleme cihazına hareketler eş zamanlı olarak verilir ve seramik bloğa şekil verilir (22,34).

ZrO<sub>2</sub> seramiklerin kullanıma girmesi ile birlikte CAD/CAM teknolojisi de gelişmeye başlamıştır. CAD/CAM, yani bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim teknolojinin birçok alanında kullanılan bir üretim şeklidir. İlk defa 1977'de ABD'de Bruce Altschuler tarafından optik okuyucular ile intraoral dokuların bilgisayarda görüntülenebilmesi sağlanmıştır. Restoratif diş hekimliğine girişi ise ancak 1980'lerde başlamış, 1984'de Francois Duret, Duret sistemini geliştirmiş ve tek üyeli restorasyonları elde etmiştir (35). Üretimi ve uygulanabilirliği ile ilk dental CAD/CAM uygulaması, 1985 yılında CEREC 1 sistemi olarak İsviçre'de Mörmann ve Brandestini tarafından tanıtılmıştır (22,34,35,36).

1980'lerden günümüze Cerec, Duret, Procera, Cercon, Cicero ve Lava sistemler gibi birçok CAD/CAM sistemi geliştirilmiş ve son 20 yılda dijital sistemlerin kullanımları gittikçe artmıştır. Oldukça popüler hale gelen CAD/CAM sistemleri ile birlikte alümina ve zirkonyum polikristallerin kullanımına başlanmıştır (22,37,38).

Günümüzde CAD/CAM sistemleri inley, onlay, laminate veneer, kron ve köprü sistemleri, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, implant destekli protezlerde dayanak, kron-köprü ve hibrit protez alt yapı tasarımlarında ve üretimlerinde kullanılmaktadır (22,34,39).

#### **Dental CAD/CAM sistemlerinin avantajları:**

- Geleneksel ölçü alma yöntemleri ortadan kalkmış ve bekleme süresi kısalmıştır.
- Daha iyi restorasyonların daha kısa sürede bitirilmesi sağlanmıştır.
- Tek seansta restorasyonlar bitirilebildiği için hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybı olmamaktadır. Örneğin, geçici kron hazırlama zorunluluğu ortadan kalkmıştır.
- Hata yapma oranı azalmış ve indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz kontaminasyonların önüne geçilmiştir (22,35,40).

#### **Dental CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları:**

- Birçok yeni sisteme rağmen üretim maliyeti hala fazladır.
- Monokromatik blokların kullanılması ile beklenen estetik bazen karşılanamamaktadır.
- Ekipmanların kullanılması için deneyimli elemanlara gerek duyulmaktadır.
- Derin subgingival marjinlere sahip olan dişlerin bilgisayar ortamına aktarılması zor olmakta ve iyi bir retraksiyonun yapılması zorunlu hale gelmektedir (22,40).

Dental CAD/CAM sistemleri üç yapısal elemandan oluşur:

1. **Görüntü alma:** Yapının geometrisini dijital ortama aktaracak olan optik veya mekanik bir tarayıcı.
2. **Restorasyon Dizaynı:** Elde edilecek ürüne ait verilerin oluşturacağı bir yazılım programı.
3. **Restorasyonun Üretilmesi:** Tasarlanan veriyi istenilen ürüne dönüştürebilecek bir üretim teknolojisi (22,41).

#### 1. Görüntü alma:

Restorasyonu yapılacak diş modelleri üç boyutlu olarak bilgisayara aktarılır. Ancak farklı CAD/CAM sistemlerinde ağız ortamındaki durumun bilgisayar ortamına aktarılması farklılık göstermektedir. CEREC sisteminde ağız içinde dijital üç boyutlu tarama cihazı mevcutken, diğer CAD/CAM sistemlerinde tarama genellikle modelden yapılır (22,37).

Dental CAD/CAM sistemlerinde, optik ve mekanik tarayıcılar olarak iki farklı tarama sistemi bulunmaktadır. Optik tarayıcı sistemleri 'üçgenleştirme tekniği' olarak isimlendirilen bir yöntem kullanarak üç boyutlu görüntü kaydı yapmaktadırlar. Optik tarayıcılar, ışık kaynağı olarak beyaz ışık demeti veya lazer ışını kullanırlar. Dental kullanıma sunulmuş optik tarayıcılara, Lava Scan ST (3M ESPE, beyaz ışık demeti), Everest Scan (Kavo, beyaz ışık demeti), Esl (Etkon, lazer ışını) tarayıcıları örnek verilebilir (22,41).

Mekanik tarayıcı sistemlerinde ise, ana model çizgisel alanlarla mekanik olarak okunur ve üç boyutlu yapının ölçümleri yapılır. Procera tarayıcı (Nobel Biocare, Göteborg, Sweeden) dişhekimliğinde kullanılan mekanik tarayıcıdır. Mekanik tarayıcılar doğru şekilde pozisyonlandırılarak, kesilmiş dişin tüm yüzeylerinin haritasını çıkarmaktadırlar. Bu tarama tekniği, pahalı parçalardan oluşan karmaşık bir sisteme sahip olduğundan, uzun dönem kullanımlarda, optik sistemlerle karşılaştırıldığında dezavantaj olarak düşünülebilir. Optik tarayıcıların birçoğu ise,

en ufak harekete duyarlıdır ve görüntü alınması sırasında, hastanın hareket etmesi, görüntü kalitesinden ödün verilmesine neden olacaktır. Birçok durumda görüntü almak için kullanılan tarayıcılar, tercih edilen CAD/CAM sisteminin bir parçasıdır ve sadece kendilerine uygun tasarım (CAD) yazılımı ile çalışırlar (22,41).

## **2. Restorasyon Dizaynı:**

Bilgisayar ortamına kaydedilen veriler daha sonra bilgisayar yazılımı sayesinde noktacıklardan oluşan sanal modele dönüştürülmektedir. Bilgisayar ekranında 3 boyutlu tasarım yapabilme imkanını sağlayan az sayıda CAD yazılımı vardır (22,38,42).

## **3. Restorasyon Üretilmesi:**

Restorasyonların üretimi; yarı sinterize blokların frezeleme ile şekillendirilmesinin ardından yüksek sıcaklıkta tam sinterize edilmesi ile veya tam sinterize edilmiş blokların freze ünitesi tarafından şekillendirilmesi ile yapılmaktadır (22,43).

Yarı sinterize bloklar soğuk izostatik basınç tekniği ile üretilmektedir. Üretilen bloklarda Y-TZP tozunun yanı sıra bloğun şekillendirilmesini sağlayan ve ön sinterizasyon aşamasında uzaklaştırılan bir matriks mevcuttur. Ön sinterizasyon aşaması ve matriksin bloktan uzaklaştırılması dikkat edilmesi gereken bir aşamadır. Çünkü ön sinterizasyon ısı ve hızı bloğun sertliğini, işlenebilirliğini ve şekillendirilmiş restorasyonun pürüzlülüğünü etkilemektedir. Yarı sinterize bloklardan üretilecek olan restorasyonlar, bilgisayar programı tarafından sinterizasyon büzülmesi oranında büyütülerek (yaklaşık %25) tasarlanmakta ve yüksek sıcaklıkta sinterizasyonu tamamlanmaktadır (21,22,44).

Tam sinterize Y-TZP blokların üretiminde 1500 °C altındaki sıcaklıklarda ön sinterizasyon işlemi yapılarak materyalin %95 yoğunluğa ulaşması sağlanır. Daha sonra 1400-1500 °C sıcaklıkta ikinci bir uygulamaya (sıcak izostatik basınç) tabi tutularak %99 oranında yoğunluğa ulaşması sağlanır. Tam sinterize blokların sertliği şekillendirilmelerini zorlaştırılmaktadır ve özel tasarlanmış freze cihazlarında şekillendirilmelidirler (21,22).

CAD-CAM sistemlerinde prefabrike blokların frez, elmas veya elmas diskler kullanılarak frezelenmesi sayesinde restorasyonlar üretilmektedir. Bu teknik 'eksiltme yöntemi' olarak adlandırılmıştır. Bu yöntemle prefabrik bloklardan eksiltme yapılmakta ve pahalı olan bu blokların yaklaşık %90 ı uzaklaştırılması ile boşa gitmektedir (22,37).

Eksiltme yöntemine alternatif olarak 'ekleme' yoluyla üretim yapan sistemler de geliştirilmiştir. Seçici lazer sinterizasyonu, seramik veya metal restorasyonların üretimi için kullanılan yöntemlerden birisidir (Medifactory, Bego Medical AG, Bremen, Almanya; Hint Els, Griesheim, Almanya). Bu yöntemde, restorasyonun tasarımı mevcut CAD-CAM sistemlerinde olduğu gibidir, ancak freze işlemi yerine restorasyonu tamamlamak için seramik veya metal toz havuzundaki materyal sürekli ilavelerle sinterize edilmektedir. Bazı CAD-CAM sistemlerinde ekleme ve eksiltme yöntemi birlikte kullanılmaktadır (22,37).

### **1.1.2.1 CAD/CAM Sistemler**

#### **1.1.2.1.1 CEREC Sistem**

Diş hekimliğinde klinik uygulamalardaki ilk CAD-CAM sistemi 1985 yılında CEREC1 olarak tanıtılmıştır. CEREC (**C**eramik **R**econstruction) sistemin temelinde aynı seansta hastadan alınacak ağız içi kayıtle, ağız dışında restorasyonun tamamlanıp hastaya teslim edilmesi esasına dayanır (22,36).

CEREC 2, Siemens firması tarafından 1994 yılında geliştirilmiştir. 2000 yılında ise CEREC 3 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) geliştirilmiştir. Bu sistemde ağız içi kamera ile direkt olarak optik ölçü alınır, bilgisayar ortamında tasarlanır (CAD: Computer Aid Design) ve tornalama cihazında seramik bloklar yontularak aynı seansta hazırlanan restorasyon (inlay/onlay, kron) hasta ağızına simante edilir. CEREC 3 sistemi hasta başında tasarım ve üretim yapabilen tek sistemdir (22,36,37,45).



### 1.1.2.1.2 Lava Sistem

Lava sistem; optik tarayıcı (Lava Scan), bilgisayar destekli freze makinesi (CAM, Lava Form), sinterizasyon için bir fırın (Lava Therm) ve CAD/CAM yazılımından oluşmaktadır. Bu sistemde %3 mol yitriumla kısmi olarak sinterize edilen  $ZrO_2$  seramik bloklar kullanılır. İşleme optik tarayıcı ile ölçüden elde edilen modelden yüzeye temas etmeden taranarak başlanır. CAD desteği ile üç boyutlu olarak bilgisayara aktarılır ve teknisyenin mum modelasyon yapmasına gerek kalmadan altyapı elde edilir. İkinci sinterizasyonda %20-25 büzülme göstereceği için bu oranlarda büyütülmüş altyapılar hazırlanır. Sinterlenmiş altyapılar veneer seramiği (Lava Ceram) ile kaplanmaktadır (22,39).

### 1.1.2.1.3 Cercon Sistem

Cercon sistem, CAD/CAM teknolojisine sahip Cercon Brain ve sinterleme işleminin yapıldığı Cercon Heat sinterleme fırını olmak üzere iki üniteden oluşmaktadır. Prepare edilen diştten elde edilen model üzerinde hazırlanan mum modelaj, Cercon cihazının ana parçasına (Cercon Brain) yerleştirilir. Hazırlanan örnek cihazın lazer sistemi ile taranır ve elde edilen veriler frezeleme ünitesine aktarılarak zirkonyum bloklardan altyapılar elde edilir. Final sinterleme sırasında kaynaklanabilecek %20 oranındaki büzülme miktarı hesaplanır ve altyapılar daha büyük hazırlanır. Sinterlenmesi tamamlanan alt yapının üzerine, veneer seramiği (Cercon Ceram S) eklenerek restorasyon bitirilir (22,37,40).

### 1.1.2.1.4 DCS Precident Sistem

DCS Precident Sistem 1990 yılında kullanılmaya başlanılmıştır. Altyapılar tam sinterize Y-TZP bloklar (DC-Zirkon) şekillendirilerek üretilmektedir. PreciScan tam otomatik lazer ölçüm cihazıyla kesilen diş, komşu dişler ve çevre dokular temas etmeden ölçümler yapılarak bilgiler elde edilir. Cihaz her iki çeneden ölçüm yaparak model elde edebilmekte ve 30 üye altyapının frezeleme ünitesinde üretimi yapılabilmektedir. DCS Dentform yazılımı ile konnektör bağlantıları ve gövde formları tasarlanabilmektedir. DCS sistemde; porselen, cam seramik, In-Ceram,

zirkonyum, metal ve fiberle güçlendirilmiş kompozit kullanılabilir. Üst yapı ise veneer porseleni (Vita D ceramics) ile yapılır (21,22,35).

#### **1.1.2.1.5 Procera All-Ceram Sistem**

1993 yılında Nobel Biocare ve Sandvik Hard Materials tarafından geliştirilmiştir. Yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit yapıları için geliştirilmiş CAD/CAM metodudur. Alüminyum oksit (Procera All-Ceram) materyali dışında zirkonyum oksit (Procera All-Zirkon) ve titanyum (Procera All-Titan) materyalleri ile de altyapı restorasyonları elde edilir. Procera sistemde, bilgisayar destekli üretim (CAM) ünitesi sadece İsveç ve ABD olmak üzere iki merkezde olduğundan modeller tarama cihazında (Procera Scanner) tarandıktan sonra görüntü e-mail yoluyla Nobel Biocare Procera Sandvik'e yollanır. Tarama işleminden sonra koping özel geliştirilmiş CAD yazılım programı ile üç boyutlu olarak tasarlanır. Final sinterizasyon işlemi, yüksek sıcaklıklarda (1550 °C) yapılır ve oluşacak büzülme için %15-20 oranında daha büyük güdükler hazırlanır. Son aşamada ise altyapı alümina ile güçlendirilmiş seramikle kaplanmaktadır (22,46).

#### **1.1.3 Zirkonyum Alt Yapılı Kronların Simantasyonu**

Zirkonyum alt yapı kronların simantasyonunda, siman materyalinin doğru seçilmesi sızıntıyı önlemek, tutuculuğu ve direnci sağlamak için önemlidir. Kron-köprü restorasyonların başarısı, doğru seçilen yapıştırıcı siman ve simantasyon tekniği ile bütünleşmektedir (47,48).

##### **1.1.3.1 İdeal bir Siman Materyalinde Bulunması Gereken Özellikler:**

- 1- Toksik olmamalı, pulpa ve diğer dokuları irrite etmemeli,
- 2- Tükürük ve ağız sıvılarında erimemeli,
- 3- Yeterli dirence sahip olmalı,
- 4- Yeterli sıkışma direncine, çekme direncine ve adezyona sahip olmalı,

- 5- Mine, dentin, metal alaşımlar, porselen ve akrilik rezin gibi materyaller bağlantısı iyi olmalı,
- 6- Estetik restorasyonların simantasyonunda simanın rengi diş yapısına benzer olmalı,
- 7- Uygun film tabakası ve vizkositeye sahip olmalı,
- 8- Pulpayı diğer restoratif materyallerin zararlı etkilerinden korumalı,
- 9- Metal restorasyonlar altındaki elektriği izole ederek galvanik akım etkisini minimum düzeye indirmeli,
- 10- Yeterli sertleşme ve çalışma süresi olmalıdır (47,49).

### 1.1.3.2 Simanların Sınıflandırılması

Simanlar beş ana grupta sınıflandırılabilir:

- 1- Fosfat bağlı simanlar (Çinko Fosfat),
- 2- Fenol bağlı simanlar (Çinko Oksit Öjenol),
- 3- Polikarboksilat bağlı siman (Çinko polikarboksilat ve Cam iyonmer),
- 4- Rezin modifiye cam iyonmer siman,
- 5- Rezin kompozit siman.
  - a- Dolduruculu, kimyasal polimerizasyonlu
  - b- Dolduruculu, ışık veya hem ışık hem de kimyasal polimerizasyonlu
  - c- Doldurucusuz (50,51).

Zirkonyum alt yapıli restorasyonların simantasyonu geleneksel simantasyon yöntemi kullanılacaksa, çinko fosfat ya da modifiye cam iyonmer simanlarla yapılabilir. Fakat marjinal açıklıkları daha iyi kapatmaları, tutuculuklarının daha fazla olması ve restorasyonun kırılma direncini arttırmaları gibi avantajlarından

dolayı adeziv simantasyon tekniği uygulanarak rezin yapıştırma simanları kullanılabilir (52).

Adeziv simantasyon ile tutuculuk artmakta, marjinal bütünlük sağlanmakta, mikrosızıntı azaltılmakta ve sekonder çürük riski önlenerek daha başarılı, uzun ömürlü restorasyonların yapımına imkân sağlanmaktadır. Adeziv rezin siman ile seramik ve diş arasında daha iyi bir bağlantı sağlandığı için hem restorasyonun dayanıklılığı artmakta hem de alttaki destek diş güçlenmektedir. Bunların yanında diş rengine transparan simanların kullanılması, opak konvansiyonel simanların yanında estetik avantaj sağlamaktadır (52).

Adeziv simantasyon sırasında rastlanılan en önemli problem restorasyon ve diş arasında polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan mikroaralıktır. Oluşan mikroaralık bağlantıyı olumsuz yönde etkilemektedir. Son yıllarda kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları, dişin sert dokularına ve seramiğe hem mekanik hem kimyasal olarak bağlantı oluşturmaları kullanımlarını yaygınlaştırmıştır. Ancak termal genleşme katsayılarının uyumsuzluğundan kaynaklanan kenar sızıntısı, polimerizasyon büzülmesi ve postoperatif hassasiyet ise rezin simanların önemli dezavantajlarıdır. Yapılan çalışmalarda seramik restorasyonların yapıştırılmasında rezin simanlarla birlikte kullanılan dentin bonding ajanların polimerizasyon sırasında oluşan aralığı ve hassasiyeti azalttığı görülmüştür (53,54,55).

### 1.1.3.3 Adeziv Sistemler

Dişhekimliğinde adezyon kavramı ilk defa 1995 yılında Buonocure tarafından minenin asitlenmesi ile başlamıştır. İki farklı maddenin (adeziv-aderent) birbiri ile yakın temasa getirildiklerinde maddelerden birinin moleküllerinin diğer maddenin moleküllerine bağlanması veya birbirlerini çekmesi sırasında oluşan kuvvete adezyon kuvvet adı verilmektedir. Yüzey enerjisi, ıslanma ve temas açısı kavramları adezyonu tanımlamak için bilinmesi gereken kavramlardır (56).

**Yüzey enerjisi:** Maddenin yüzeyinin birim alandaki enerji artışına denir.

**Islanma:** Sıvı maddenin katı madde üzerinde kolayca yayılması ve katıya bağlanmasıdır.

**Temas Açısı:** Adeziv ve aderentin ara yüzeyinde adeziv tarafından oluşturulan açıdır (22).

Adezyon kavramı çoğunlukla, %37'lik fosforik asitin mine yüzeyine 15-30 sn uygulanması ile yüzeyde  $\text{mm}^2$  de 30.000-40.000 adet bulunan prizmatik yapının pürüzlendirilerek hem yüzey enerjisinin iki kat düşürülmesi, hem de yüzey alanının 10-20 kat artırılmasına dayanır (55). Mine dokusu % 95-96 kristal yapı, %1 organik yapı ve % 3 sudan oluşur. Kristal yapısının fazla olması, mineye yüksek yüzey enerjisi verirken su içeriğinin azlığı ise bağlanmayı kolaylaştırır. İlk kez Buonocure, mineye 30 sn süreyle %85'lik ortofosforik asit uygulayarak akrilik reçinenin mineye bağlanabildiğini göstermiştir (48).

Dentin dokusu %50 inorganik yapı, %30 organik yapı ve %20 kadar da sudan oluşur. Dentinin kompleks yapısı ve kimyasal içeriğinin farklı olması bağlanma zorlukları meydana getirmektedir (53). Dentine bağlanma, dentinin derinliğine bağlı olarak da değişir. Derin dentin, yüzeyel dentinden daha nemli bir yapıya sahiptir. Bunun sebebi derin dentinde tübül sayısı  $\text{mm}^2$  de 45.000 civarında iken yüzeyel dentinde ise  $\text{mm}^2$  de 25.000 civarındadır. Ayrıca derin dentinde tübüller daha geniştir. Tübüller içindeki sıvı pulpadan belirli bir basınçla dentine doğru sürekli bir akış halindedir. Bu durumda dentin kurutulsa bile kısa bir süre sonra tekrar nemli hale gelmesine sebep olur. Dentin yüzeyinin nemli olması dentine bağlanmada zorluk yaratırken nemli yüzeye bağlanabilen wet-bonding sistemler geliştirilmiştir. Ancak bu sistemlerde de dentin yüzeyinin ne kadar nemli olması gerektiğinin bilinmesi de önemli bir problemdir (48).

1956 yılında Buonocure'un mine yüzeyini asitleyerek tutuculukta elde ettiği başarıdan sonra dentin üzerinde de aynı işlemi tekrarlayarak hidroklorik asit ile asitleme ve gliserofosforik asitdimetakrilat (GPDM) rezin ile sonuç elde etmeye çalışmış ama başarılı olamamıştır. 1965 yılında Bowen adlı araştırmacı N-fenilglisidilmetakrilat'ı (NPG-GMA) geliştirerek dentindeki kalsiyum ile rezin arasındaki şelasyonun bağlantı kuvvetini arttıracaklarını düşünmüş ancak başarısız olmuştur. Her iki araştırmacı da düşük ıslanabilirliği olan rezinleri kullanmış ve smear tabakası üzerine uygulamışlardır. Kullanılan monomerler smear tabakasının derinlerine nüfuz edemediği için tutuculuk değerleri 2-3 MPa sınırlarında kalmıştır.

Her iki sistem dentin adezyonu çalışmalarında 'Birinci Jenerasyon sistemler' olarak kabul edilmişlerdir (57,58,59). Daha sonraki yıllarda dentin adezyonundaki gelişmelerle birlikte dentin bonding ajanlar aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır (48,57,60).

### 1.1.3.4 Bonding Sistemler

#### 1.1.3.4.1 Bonding Sistemlerin Sınıflandırılması ve Özellikleri

**1- Birinci Nesil dentin bonding sistemleri:** 1980 öncesinde üretilmişlerdir. Mineye iyonik, dentine kovalent bağlarla tutunurlar. Dentine zayıf bağlanma direnci gösterirler ve geleneksel bağlanma sistemleriyle karşılaştırdıklarında mikro sızıntıyı önlemede bir gelişme sağlamadıkları görülmüştür.

**2- İkinci Nesil dentin bonding sistemleri:** 1980'li yıllarda üretilmişlerdir. Bu sistemler polimerize olabilir fosfatların Bis-GMA esaslı reçnelere ilave edilmesiyle geliştirilmişlerdir. Bağlanma değerleri 5-6 MPa'nın üzerine çıkmamıştır.

**3- Üçüncü Nesil bonding sistemleri:** 1980'den sonra üretilmişlerdir. Kimyasal olarak ikinci nesilden çok farklıdır ve çok basamaklı işlemler uygulanır. Bonding sistemin uygulamasından önce dentine asitleme işlemi uygulanır. Kullanılan asitler smear tabakasını ya modifiye eder ya da ortadan kaldırır. Asitten sonra primer ve bonding ajanı uygulanır. Bu sistemde de mikro sızıntı tam olarak önlenememiştir.

**4- Dördüncü Nesil bonding sistemleri:** 1990'lı yıllarda üretilmişlerdir. Total-asitleme kavramının ve çok basamaklı bonding sistemlerin geliştirilmesi ile dördüncü nesil bonding sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemde dentine bağlanma üç esasa dayanır. Birincisi; demineralize dentin yüzeyine rezinlerin girmesi ile hibrit tabakası oluşumunun sağlanması, ikincisi; asitlenmiş dentin yüzeyindeki tübüller için rezin tag oluşumunun sağlanması ve üçüncüsü ise dentinin inorganik ve organik içeriğinin kimyasal birleşmesidir. Dördüncü nesil bonding sistemler üç aşamalı uygulamalarda dentin conditioner, dentin primer ve adeziv rezin sırasıyla uygulanır. İki aşamalı uygulamalarda ise self-etching primer ve adeziv rezin sırayla uygulanır.

**5- Beşinci Nesil bonding sistemleri:** Dördüncü nesil bonding sistemlerindeki üç basamaklı zor ve karışık uygulama aşamalarını kolaylaştırmak ve hızlandırmak amacıyla piyasaya sürülmüşlerdir. Primer ve adeziv tek şişede kullanıma sunulmuştur. Bu nedenle bu sisteme tek şişe sistemler de denilmektedir. Yapılarında Bis-GMA ve HEMA bulunur. Dördüncü nesil gibi beşinci nesil dentin bonding sistemlerde de bağlantı hibrit tabakasının oluşumuna bağlıdır.

**6- Altıncı Nesil bonding sistemleri:** Asit, primer ve adezivin tek solüsyonda (all-in-one) birleştirilerek tek seferde uygulanan sistemlerdir.

**7- Yedinci Nesil bonding sistemleri:** Asit ve dentin hassasiyetini azaltan ajan uygulandıktan sonra primer ve adezivin tek aşamada uygulanarak adezyon sağlayan sistemlerdir (48,57,60).

**Primerin içeriğine göre bonding sistemler:**

1- Aseton içerikli

2- Su içerikli

**Total etching yöntemine göre bonding sistemler:**

1- İki bileşen içeren ajanlar;

Asitleme likidi , primeri + bonding ajanı

2- Üç bileşen içeren ajanlar;

Asitleme likidi, primer ve bonding ajanı

**Self etching primer yöntemine göre bonding sistemler:**

1- İki bileşenli ajanlar;

Asit + primer, bonding ajanı

2- Tek bileşenli ajanlar;

Asit + primer + bonding ajanı (61).

Rezin simanlarda bağlantı mikromekanik olarak sağlandığından yüzeyin pürüzlendirilmesi, ıslatılması ve siman ile bağlantının sağlanması amacıyla yüzeye üç farklı materyal uygulanır. Bunlar: conditioner (asit), primer ve adeziv bağlayıcı ajan(bonding materyali)'dir. Conditioner olarak adlandırılan asitler smear tabakasını ortadan kaldırır veya modifiye ederler. Dentin tübüllerini açığa çıkarırlar ve dentin geçirgenliğini arttırlar (60).

Primer, yapısal olarak dentine bağlanan bir reaktif grup (hidrofilik), reçineye bağlanan bir metakrilat grup (hidrofobik) ve bu iki grubu bağlayan ana gruptan oluşmaktadır. Adeziv bağlayıcının görevi ise primer'in açık olan metakrilat uçlarıyla birleşerek dentin kanalları içersindeki reçine uzantılarının şekillendirilmesidir. Bunun sonucunda adeziv bağlayıcının dentinin kollajen ağ yapısı içersine penetre olduğu bir hibrid tabaka oluşur. Adeziv bağlayıcılar Bis-fenol Glisidilmetakrilat (Bis-GMA) ve Üretan dimetakrilat (UDMA) içerirler (62).

### **1.1.3.5 Kompozit Rezin Simanlar**

Kompozit esaslı reçine simanlar ilk kez Howe tarafından tanıtılmış ve metal destekli sabit köprü protezlerin simantasyonunda kullanılmıştır. 1986 yılından itibaren materyallerle olan adezyonun gelişmesiyle tam seramik, inley, onley, porselen veneerler ve kuronların yaygınlaşması ile reçine simanların kullanımı yaygınlaşmıştır (60).

Son yıllarda geliştirilen kompozit rezin simanlar, inorganik doldurucuya bağlanmış rezin matriksten oluşur. Kompozit rezin simanlar, esas olarak Bis-GMA veya üretan dimetakrilat rezinler, fırınlanmış silika, cam doldurucudan hazırlanmış mikrodolduruculu veya küçük partiküllü hibrit kompozittir. Kompozit rezin simanların baskı dirençleri 180-265 MPa, çekme direnci 34-37 MPa, elastik modülü 6.8-10.8 GPa, dentine bağlanma dayanıklılığı 18-30 MPa'dır (60,63, 64,65)

### **Kompozit Rezin Simanların Avantajları:**

- 1) Seramik restorasyonların direncini artırır.



- 2) Çekme ve basma dirençleri yüksektir.
- 3) Estetik sonuçları ve renk uyumları iyidir.
- 4) Ağız sıvılarında çözünmeye karşı dirençlidirler.
- 5) Asidik solüsyonlara karşı dirençlidirler.
- 6) Başarılı bir şekilde uygulandıklarında periodontal marjinlerde irritan etkileri minimaldir (53).
- 7) Mikrosızıntı olasılığı çinko fosfat ve polikarboksilat simanlardan daha azdır (22).
- 8) Adeziv simanlar, 25  $\mu$  veya daha az kalınlıktaki özel uygulamalar olan indirekt restorasyonların simantasyonunda tavsiye edilmektedirler (22).

### **Kompozit Resin Simanların Dezavantajları**

1) Uygulanmaları diğer siman materyallerine göre uzun süre alır ve uygulama teknikleri hassasiyet gerektirir (53).

2) Resin simanlarda polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak diş ve siman arasında mikro aralık oluşabilir (66). Bu büzülmeyi önlemek için resinlerin içersine farklı inorganik doldurucular ve bir ön polimerizasyon işlemine tabi tutulup sonra toz haline getirilen polimer tozları ilave edilir (22).

3) Restorasyonların altında marjindeki resin simanın hızla aşınması veya bozulmasına bağlı olarak marjinlerde aralıklar ve marjin kırılmaları görülebilir. Resin simanın içeriğindeki mikrodoldurucu miktarı arttırılarak aşınmaya karşı direnci arttırılabilir (66).

4) Resin esaslı simanlar kompozit resin restoratif maddeler gibi pulpaya irritan etkileri vardır. Pulpaya yakın dentine uygulama olduğu

durumlarda kalsiyum hidroksit veya cam iyonomer siman kavite örtücüleriyle pulpanın korunması gerekir (22).

5) Restorasyonun çıkartılması gereken bir durum olduğunda rezin simanın sertleşme esnasında ya da sertleştikten sonra yerlerinden sökülmeleri oldukça güçtür (47).

6) Dental rezinlerin sertleşmesi, serbest radikal ilaveli polimerizasyonla olmaktadır ve bu işlem öjenol gibi fenolik bileşiklerle inhibe edilebilir. Pek çok endodontik tıkaçıcının öjenol içermesi ve dolayısıyla kök dentinine penetre olan öjenolün çok iyi uzaklaştırılması gerekmektedir. Uzaklaştırılmayan durumlarda rezin simanlar kontrendikedir (22,47).

Dentin adezivleri ile birlikte kullanılan rezin simanlar polimerizasyon yöntemlerine göre üçe ayrılırlar:

- 1- Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar
- 2- Işıkla polimerize olan rezin simanlar
- 3- Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan rezin simanlar (67,68).

**Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar:** Bu simanlar genellikle karıştırılmaya hazır iki pat halinde bulunurlar. Polimerizasyon başlatıcı olan benzoil peroksit birinde, hızlandırıcı olan tersiyer amin ise diğer komponent içindedir. İki patın karıştırılması ile sertleşme reaksiyonu başlar. Yapısında bulunan amin grubu zaman içerisinde ağız ortamında kimyasal değişime uğrayarak restorasyonlarda amin renklemesi denilen renk değişikliğine neden olmaktadır (60,66).

Kimyasal olarak aktive olan bu materyal ışığın ulaşamadığı kavitenin derin kısımlarında daha üniform bir polimerizasyon sağlamasına rağmen maddenin içindeki büzülme oldukça fazladır. Karıştırma işlemi sırasında hava ile teması adeziv yüzeylerde hava kabarcığı oluşturarak pöröziteye sebep olması bir diğer dezavantajdır. Ayrıca bu simanların çalışma sürelerinin sınırlı olmasından dolayı çok üyeli restorasyonların simantasyonunda tercih edilmezler (66).

**Işıklı polimerize olan rezin simanlar:** Bu simanlar tek veya çift pasta sisteminden oluşurlar. Yapısında monomer, komonomer (%0.2 ile %1 oranında), doldurucu ve başlatıcı vardır. Monomerler direkt olarak halojen, plazma ark, lazer veya LED (Light Emitting Diod) ışık kaynakları ile aktive edilerek polimerize olabılırler.

Işıklı sertleşen rezin simanların farklı kıvam ve renk seçenekleri sunması, çalışma süresinin uzun ve hekim tarafından kontrol edilebilir olması gibi avantajları vardır. Önemli bir dezavantajı ise, uygulanan restorasyonun kalınlığının fazla olduğu durumlarda polimerizasyonun yetersiz olmasıdır (69).

**Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan rezin simanlar:** Işıklı polimerize olan yapıştırma simanlarında, restorasyonun altında tam polimerizasyon sağlayamama olasılığı nedeniyle geliştirilmiş olan yapıştırma simanlarıdır. Baz ve kataliz olmak üzere iki kısımdan oluşan iki pasta halinde bulunurlar. Baz yapının içersinde ışıkla sertleşme reaksiyonunu başlatan kamforkinon, katalizin içersinde ise amin/peroksit vardır. Bu simanların çoğunda sertleşme reaksiyonu hala büyük ölçüde ışığa bağımlıdır ve ışık kullanılmadığında simanın mekanik özelliklerinde düşme gözlenir. Düşük doldurucu içeriğine sahiptirler ve labial veneer, inlay-onlay gibi restorayonların kolay yapıştırılması için gerekli akıcı özelliğe sahiptirler (68,70).

#### - Panavia F 2.0

1976 yılında Kuraray' ın dental tarihteki ilk adeziv monomer olan Fenil fosfat'ı keşfinden sonra, moleküler yapı, 1983' te diş yapılarına daha kuvvetli adezyonu ve aynı zamanda metale afinitesi olan bir molekül MDP (10-methacryloyloxydecyldihydrogenphosphate) geliştirildi. MDP asidik dekalsifikasyon oluşturmak ve diş yapılarının kalsiyum iyonları ya da amino grubunu bağlamak için bir hidrofilik fosfat grup, hidrofobisite ve hidrofilsite dengesini korumak için bir hidrofobik alkil grup ve sertleşme için bir çift-bağlama ucu fosfat monoesterden oluşmaktadır. MDP içeren Panavia, dental yapılara ve metallere bağlanan yüksek performanslı adeziv siman olarak tanıtılmaktadır (19,71).

Valandro ve arkadaşları da yaptıkları çalışmada seramik yüzeyinin silika ile kaplanmasının MDP içeren simanlarla seramiğin bağlantı kuvvetini arttırdığını göstermişlerdir. Bunu üç mekanizma ile açıklamaktadırlar. Bunlar; seramik yüzeyinde simanla mikro-mekanik bağlantı sağlayacak topografik yapının oluşumu, silika kaplı seramik yüzeyiyle silan ( $\gamma$ -metakriloksipropiltrimetoksisilan) arasındaki kimyasal bağ ve silan ile siman arasındaki kimyasal bağ oluşumu ve MDP fosfat monomeri (10-metakriloksidetil-dihidrojen-fosfat) ile zirkonyum oksit arası oluşan kimyasal bağ oluşumudur (72).

Panavia F 2.0 (Kuraray Medical Inc., Japonya) flor salınımı olan, dual-curing (hem kimyasal yolla hem de ışıkla polimerize olabilen) reçine esaslı bir simandır. Metal, kompozit ve silanlanmış porselen yüzeylerinin simantasyonunda kullanılır. Panavia F 2.0 seti ED Primer II, Panavia F 2.0 patı ve Oxyguard'dan oluşur. ED Primer II likit A ve likit B'den oluşur. Bunların içeriği HEMA, 5-NMSA ve MDP'dir. Panavia F 2.0 pat A ve pat B olmak üzere iki pat içerir. Pat A BPEDMA/MDP/DMA/silika/baryum sülfat/dibenzolperoksit içerir. Pat B N,N-dietanol-p- oluidin/silika sodyumflorid içerir. Bunlar eşit miktarda alınıp 20 saniye boyunca karıştırılır. Hazırlanan materyal en geç 3 dakikada kullanılmalıdır. Uygulama yapıldıktan sonra 400-515 nm dalga boyu olan ışık cihazı ile polimerizasyon sağlanır. Her yüze en az 20 saniye ışık uygulaması yapılır (19,73).

#### - Variolink N

Variolink N, cam seramik, lityum disilikat camı seramiği ve kompozitten yapılmış restorasyonların adeziv sabitlenmesi amacıyla kullanılan, dual ya da ışıkla sertleşen bir yapıştırma kompoziti sistemidir. Variolink N'nin sadece ışıkla sertleştirilecek şekilde (örneğin venerlerin yerleştirilmesinde) kullanılması da mümkündür. Bunun için, sadece ışıkla sertleşen Variolink N Base ya da yine sadece ışıkla sertleşen Variolink N Clear Veneer kullanılır. Dolayısıyla Variolink N'nin farklı klinik gereksinimleri karşılamaya uygun değişik versiyonları mevcuttur.

Syntac, direkt ve indirekt restorasyonlarda kendini kanıtlamış bir mine-dentin-adeziv sistemidir. Gerek ışıkla, gerek kendinden sertleşen kompozit materyallerle birlikte kullanılabilir. Ancak her durumda, bonding ajanı olarak ışıkla sertleşen Heliobond'un kullanılması gerekmektedir.

Variolink N Base, 4 ayrı baz ve 2 ayrı katalizör renginde ve 2 viskozite kademesinde piyasaya sunulmuştur.

Üretici firma, kuronların ve kısmi kuronların takılmasında baz ile düşük viskoziteli katalizör macununun birlikte kullanılmasını, inley, onley ve veneerlerin yerleştirilmesinde ise bazın yüksek viskoziteli katalizör macunu ile kombine edilmesini önermektedir. Ancak tedaviyi uygulayan hekim, her endikasyon için en uygun gördüğü viskoziteyi seçebilmektedir. Ayrıca, sadece ışıkla sertleşen Variolink N Clear Veneer'i de temin etmek mümkündür. Çalışma zamanı, 37 °C'de yaklaşık 3,5 dk'dır. Karışım oranı, baz macunu ile katalizörü 1:1 oranında karıştırılır.

Variolink N'nin monomer matriksi BIS-GMA, üretan dimetakrilat(UDMA) ve trietilen glikol metakrilattan oluşur. İnorganik dolgu maddeleri ise baryum camı, iterbium triflorür, Ba-Al-florürsilikat camı ve karışık sferoid oksitten oluşmaktadır. Ayrıca katalizörler, stabilizatörler ve pigmentler de içermektedir. Parçacık boyutu 0,04–3,0 µm arasındadır. Ortalama parçacık boyutu 0,7 µm'dir.

Syntac Primer, su esaslı çözelti içerisinde trietilenglikol dimetakrilat, polietilenglikol dimetakrilat, maleik asit ve aseton içerir. Syntac Adhesive, su esaslı çözelti içerisinde polietilenglikol dimetakrilat ve glutaraldehid içerir. Heliobond bis-GMA, trietilenglikol dimetakrilat, stabilizatörler ve katalizörler içerir.

Variolink, cam seramik, lityum disilikat camı seramiği ve kompozitten yapılmış restorasyonların (inley, onley, kısmi kuron, kuron, köprü ve venerler) adeziv simantasyonunda kullanılabilir.

### **Kontrendikasyon**

– Güvenli bir kuru çalışma alanı sağlanmasının veya şart koşulan uygulama tekniğinin uygulanmasının mümkün olmadığı durumlarda kullanılamaz (74).

Son yıllarda geliştirilen yüksek dayanıklılıktaki zirkonyum dioksit esaslı seramiklerle rezin simanlar arasında güvenilir bir bağlanma elde edilmesindeki problemler halen devam etmektedir. Zirkonyum dioksit esaslı seramiklerin adeziv sistemlerle yapıştırılabilmesi için camsı bir yüzeye sahip olması gerekmektedir.

Zirkonyum dioksit içerikli tam seramiklerde bu yüzeyin oluşturulabilmesi ve adeziv sistemlerle yapıştırılabilmesi için farklı yüzey işlemleri uygulamaları gerekmektedir (52).

#### **1.1.4 Zirkonyum Kronlarda Tutuculuğu Arttırmak için Yapılan Yüzey Uygulamaları**

Zirkonyuma farklı işlemler uygulanarak yüzey özellikleri değiştirilebilir. Bu yüzey işlemleri üçe ayrılır:

##### 1. Mekanik bağlantı oluşturan işlemler:

###### - Kumlama :

- Alüminyum oksit partikülleri ile kumlama,

- Sentetik elmas partikülleri ile kumlama,

- Elmas döner alet ve frez ile pürüzlendirme,

- Lazer ile pürüzlendirme,

- Plazma spreji yöntemi.

##### 2. Kimyasal bağlantı oluşturan işlemler:

- Silan bağlayıcı ajan uygulama ve primer uygulama,

##### 3. Hem mekanik hem de kimyasal bağlantı için uygulanan işlemler:

- Silisyum oksit ( $\text{SiO}_2$ ) tanecikleri ile kumlama:

a- Pirokimyasal silika kaplama,

b- Tribokimyasal silika kaplama,

- Cojet sistem,

- Rocatec sistemi (19,52,75).

#### 1.1.4.1 Mekanik bağlantı oluşturan işlemler:

**1.1.4.1.1 Kumlama:** Yüksek dirençli zirkonyum oksit seramikler silika kaideli olmadığından kimyasal silika-silan bağlantısı kurulamaz. Hidroflorik asit veya fosforik asit gibi ajanlar yeterli derecede pürüzlü bir yüzey oluşturmamış olduğundan zirkonyum oksit seramiklerde mekanik pürüzlendirme yapan yüzey işlemleri tavsiye edilir (76).

**Aluminyumoksit tanecikleri ile kumlama:** Seramik veya metal yüzeye aluminyum oksit uygulandığında daha güçlü kompozit rezin bağlantısı sağlayan pürüzlendirilmiş yüzeyler elde edilir. Mikro retansiyon alanları yaratmak ve yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için en çok kullanılan yöntemlerden biridir. Bu işlem için 50, 100, 110 ya da 250 mikron  $Al_2O_3$  tanecikleri 2,5 veya 2,8 bar basınç altında yaklaşık 10 mm mesafeden uygulanmaktadır.  $Al_2O_3$  tanecikleri ile kumlama sonucunda yüzey gerilimi azalır, bağlantı yüzeyi artar ve mikro mekanik retansiyon oluşturulur (77,78,79).

**1.1.4.2 Elmas döner alet ve frez ile pürüzlendirme:** Seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesinde, elmas frezler, karbon separeler ve taş mōletler kullanılmaktadır. Seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesinde kalın grenli elmas frezler kullanılabilir. Elmas frezle pürüzlendirme yapılmış yüzeylerin SEM ile incelenmesinde, gözeneklerin oluşmadığı bunun yerine kazıma işlemine benzer izler ortaya çıktığı görülmüştür. Bu pürüzlendirme yöntemi ile seramik yüzeyinde keskin alanlar oluşarak stres birikimine neden olduğu ve bu bölgelerde restorasyonun zayıflayabileceği bildirilmiştir (80). Yapılan diğer çalışmalarda ise, zirkonyum seramik yüzeyinde elmas frezle, 50 mikron ve 250 mikron  $Al_2O_3$  tanecikleri ve hidroflorik asit uygulayarak zirkonyum seramiğinin reçine simanlarla bağlanma dayanıklılığı karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonunda elmas frezle yapılan yüzey uygulamalarında bağlanma dayanıklılığı yüksek bulunmuştur (81).

**1.1.4.3 Plazma spreyi yöntemi:** İyon elektron, atom veya nötral parçacıklar içeren ve kısmen iyonize edilmiş gaz olan plazma spreyi yöntemi ile de yüksek bağlantı değerleri elde edilebilmektedir. Gazın istenilen şekilde iyonize olabilmesi için vakum koşullarında hazırlanması gerekmektedir. Yüksek frekanslı bir jeneratör,

gazı iyonize ederek plazmaya çevirir. Derand ve arkadaşlarının, farklı yüzey işlemleri uyguladıkları ( silan, plazma sprey ve düşük ısılı porselen mikro incileri) zirkonyum dioksit örnekleri karşılaştırdıklarında, plazma ve düşük ısılı porselen mikro incilerin rezin simanın zirkonyum yüzeyine direncini arttırdığını bildirmişlerdir (82).

#### 1.1.4.4 Lazer ile pürüzlendirme:

Lazer enerjisi kullanılarak seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesi yöntemi oldukça yenidir. Lazer enerjisinin temel etkisi, ışık enerjisini ısı enerjisine çevirmesi sonucu oluşur. Lazer ve madde arasındaki en önemli etkileşim lazer enerjisinin emilmesidir (52).

“*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (LASER)*” kelimelerinin baş harflerinden oluşan lazer, radyasyonun uyarılmış salınımıyla güçlendirilen ışık anlamına gelmektedir.

Lazer, tek renkli, düzenli, yoğun ve aynı fazlı paralel dalgalar halinde genliği yüksek güçlü ışık demetini ifade etmektedir. Normal ışık, farklı faz ve frekanslarda, çeşitli dalga boylarından oluşmaktadır. Lazer ise, yüksek genlikli, aynı fazda birbirine paralel, tek renkli ve hemen hemen aynı frekansta olan dalgalardan meydana gelmektedir.

##### 1.1.4.4.1 Lazerin Tarihçesi

Lazer teorisi 20. yüzyılın ilk yarısında Albert Einstein'ın kuantum fiziği üzerine yaptığı çalışmalara dayanmaktadır (83). 1960'ta Maiman alüminyum oksit ve kromiyum oksitten yapılmış sentetik yakut (ruby) bir çubuk kullanarak 690 nm dalga boyundaki ilk lazer cihazını icat etmiştir. Diş hekimliğinde yakut lazerin kullanımını ilk olarak, Goldman ve ark. araştırmış ve lazerin minede kraterler oluşturduğunu ve aynı güçte dentine uygulandığında daha büyük kraterler meydana getirdiğini bildirmiştir. Bu araştırmayı takiben Stern ve Sognaes yakut lazerin, yüzey demineralizasyonunu azaltması üzerine etkisini değerlendirmiş ve çalışmalarının sonucunda lazer uygulanan örneklerde geçirgenlikte azalmayla beraber asit demineralizasyonuna karşı dirençte artma olduğunu tespit etmişlerdir.



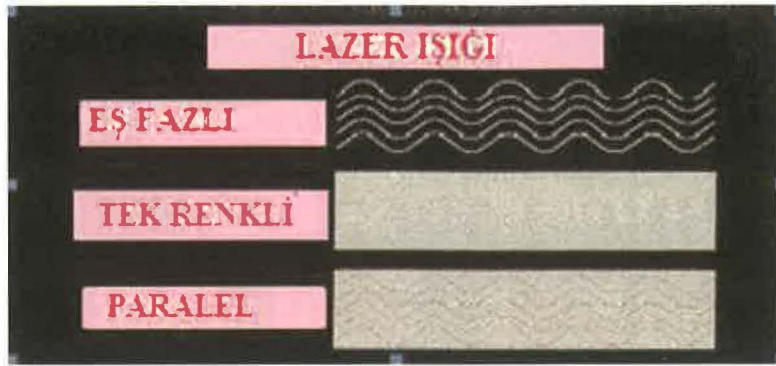
1961 yılında Javan ve ark. ilk gaz lazeri olan 1,15  $\mu\text{m}$  dalga boyundaki Helyum-Neon (He-Ne) lazeri geliştirmişlerdir. 1962 yılında Johnson ve ark. Neodymium lazerinin kullanılışını ilk olarak ortaya koymuşlardır. 1964 yılında karbon dioksitin ( $\text{CO}_2$ ) aktif ortam olarak kullanıldığı bir gaz lazer üretilmiştir (84).  $\text{CO}_2$  lazer bu bağlamda ilk kez hem yumuşak hem de sert dokularda uygulanan lazer bir olmuştur.

1970'den itibaren yapılan çalışmalar diş dokuları ile oldukça iyi etkileşimleri olduğu düşünülen  $\text{CO}_2$  ve Neodmiyum YAG (Nd:YAG) lazerler üzerine yoğunlaşmıştır. Frame, Pecaro ve Garehime (85) ve Pick ve ark. (86),  $\text{CO}_2$  lazerin periodontal işlemler ve ağız içi yumuşak doku lezyonlarının tedavisindeki yararlarını göstermişlerdir. 1980'lerden itibaren ise diş dokularında Erbiyum YAG (Er:YAG) lazerin kullanımını gündeme gelmiştir (84).

#### 1.1.4.4.2 Lazerin Fiziği

Işık partikül veya dalga şeklinde enerji formudur ve foton olarak adlandırılır. Dalgalar halinde hareket eder. Foton dalgasının 3 karakteristik özelliği vardır. Bunlar; *Velocity* (Dalga Hızı), *Amplitude* (Dalga Yüksekliği), *Wavelength* (Dalga Boyu)'dir.

Bir atom uyarıldığı zaman meydana gelen foton yayılımının zamanı ve yönü belirgin değildir. Ancak, E enerjisine sahip bir foton E2 seviyesinde uyarılmış bir atoma çarparsa bu foton 2. atomun da uyarılmasına yol açar. Bu 2. foton kendisine çarpan ilk fotonla aynı enerjiye ve aynı hareket yönüne sahip olur. Eğer bu 2 atom önlerine çıkan E2 enerji düzeyindeki diğer bir atoma çarparlarsa, ortaya lazer ışınının özelliklerine sahip *monochromatic* (tek dalga boyulu), *coherent* (birbirine yapışık) ve *collimated* (birbirine paralel) ışık fotonları açığa çıkar.



**Şekil 3:** Lazer ışığının özellikleri

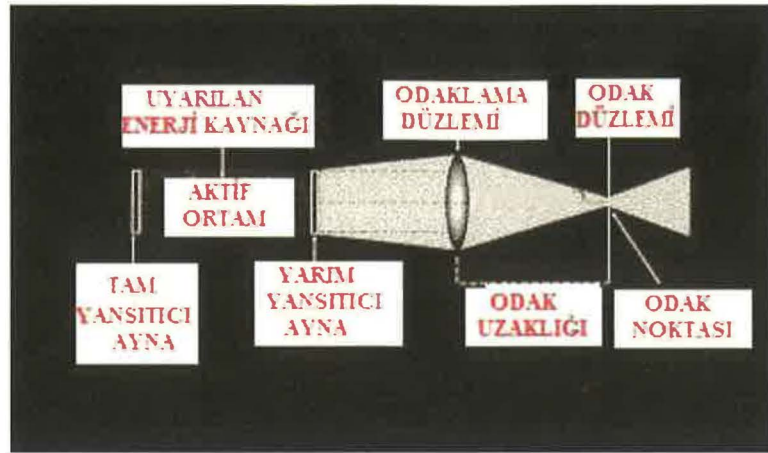
Lazer kaynağının ürettiği ışın/ışık tek bir dalga boyuna sahipken, lazer olmayan ışıklar içerisinde birçok dalga boyunu barındırmaktadır. Biyolojik ve klinik etkileri göz önüne alındığında, lazer ışınının en önemli özelliği *monochromatic* olmasıdır (87).

Lazer aygıtları devamlı veya pulsasyonlar halinde ışın yayar. Pulsasyon tekrarları saniyedeki atım sayısı ile hesaplanır ve *Hertz* (Hz) olarak adlandırılır. Bu aralık termal rahatlama zamanı olarak kabul edilir ve hedef dokunun işlem sırasındaki cevabını belirlediği için önemlidir. Her atım için enerji ünitesi *millijoule* (mj)'dür. Lazerin güç birimi de *watt* (W)'dır ve enerji ile tekrar sayısının çarpımıyla elde edilir (88, 89).

#### 1.1.4.4.3 Lazer Aygıtının Komponentleri

Lazer cihazının lazer ışını üretebilmesi için üç ana birim gerekmektedir. Bunlar; lazer materyali, enerji kaynağı ve mekanik yapıdır.

Lazer aygıtının komponentleri tamamen yansıtıcı ayna, kısmi yansıtıcı ayna, güç kaynağı, optik kavite ve lensden oluşur (Şekil 4). Oluşan ışına optik kablo ile yön verilir(89).



Şekil 4: Lazer komponentlerinin diagramı

#### 1.1.4.4.4 Lazer Aktif Maddesi (Aktif Ara Madde)

Lazer ışının ortaya çıkmasını sağlayan maddedir. Aktif ara madde, aktive edilen dış kaynak tarafından oluşturulan enerjiyi soğurur, daha sonra bu enerjiyi oluşturan moleküller, atomlar veya iyonlar düzeyinde değişiklik yaparak enerjiyi ışığın fotonları olarak dışarıya verir. Bu durum elektronlar daha yüksek enerji seviyelerine çıkıp daha sonra daha düşük enerji bantlarına inerken saldıkları fotonların yayılması ile oluşur.

Aktif ara madde, lazer cihazının dalga boyunu ve şayet ışık görünür ışık ise rengini belirler. Yapılan araştırmalarda da lazerlerin tipi dalga boyuna göre değil ara maddenin ismine göre adlandırılmıştır.

1. Katı maddeler (Yakut, Granit, Alexandrit, Yitrium-Alimanium-Garnet kristalleri)
2. Gazlar (Argon, CO<sub>2</sub>)
3. Uyarılmış asal gazlar (Excimer lazer, Xenon/Flor, Argon/Klor)
4. Boya tanecikleri (Dye lazerler)(90)

#### 1.1.4.4.5 Lazer kullanım parametreleri

**Dalga boyu (nm):** Lazer ışın demetinde birbirini izleyen ışınların tepe noktaları arasındaki uzaklıktır.

**Güç (W):** 1 watt lazer gücü 1 sn'de yayılan 1 joule enerjiyi ifade eder.

**Enerji (J):** Enerji gerçekleştirilen iş ya da belli bir sürede uygulanan güçtür. Enerji birimi jouldür (J) ve güç ile zamanın çarpımına eşittir.

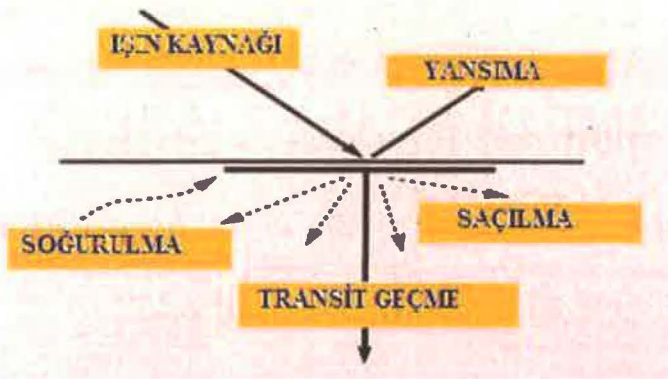
**Frekans (Hz):** Bir olayın birim zamandaki tekrar sayısı frekans olarak adlandırılır. Bir saniyede belli bir noktadan geçen dalga sayısıdır. Bir başka ifade ile lazer ışınının saniyedeki atım sayısıdır. Dalga boyu ile frekans arasında ilişki vardır. Dalga boyu artıkça frekans azalır.

**Atım Devam Süresi (ms, µs):** Puls aralığı, atım süresi ve atım genişliği aynı anlam ifade eder. Lazer enerjisinin dokuya ne kadar zaman boyunca iletildiğini belirtmektedir.

**Spot çapı (mm):** Lazer ışınının dokuda hedef noktaya odaklandığı ve enerjisinin yüksek olduğu dairenin çapıdır (84, 91, 92) .

#### 1.1.4.4.6 Lazer ışığının dokudaki etkileri

Lazer ışını; abzorbe olarak, yansıyor, transit geçerek ve saçılarak uygulandıkları dokuya etki eder. Bunların yanında foto biyolojik etkileri de vardır (93).



Şekil 5: Lazerin dokudaki etkileri

#### 1.1.4.4.7 Lazerlerin sınıflandırılması

A- Lazer aktif maddesine göre sınıflandırma

- 1) Katı madde içeren lazerler
- 2) Gazlar içeren lazerler
- 3) Uyarılmış asal gaz halojenitleri içeren lazerler
- 4) Boya tanecikleri içeren lazerler
- 5) Yarı iletken çubuklar içeren lazerler

B- Lazer ışını hareketlerine göre sınıflandırma

- 1) Devamlı ışın veren
- 2) Nabızsal şekilde ışın veren
- 3) Dalgalı akım olarak ışın veren

C- Lazer dalga boylarına göre sınıflandırma

- 1) Ultraviyole
- 2) Enfraruj
- 3) Görünen ışık

D- Kullanım alanlarına göre

- 1) Tip I Lazerler: Argon (Rezin polimerizasyonu / Diş beyazlatma)
- 2) Tip II Lazerler: Argon (Rezin polimerizasyonu / Diş beyazlatma ve yumuşak doku lazeri)
- 3) Tip III Lazerler: Nd: YAG, CO<sub>2</sub>, Diode (Yumuşak doku lazeri)
- 4) Tip IV Lazerler: Er: YAG (Sert doku lazeri)
- 5) Tip V Lazerler: Er,Cr: YSGG (Sert doku / Yumuşak doku / Diş beyazlatma) (94).

Günümüzde kullanılan bir başka sınıflandırma da şöyledir:

Gaz lazerleri

1- Atom Lazerleri

a)Helyum-Neon Lazerleri

2- Molekül Lazerleri

a)CO<sub>2</sub> Lazeri

b)Uzak kızıl-altı Lazeri

c)Excimer Lazer

3- İyon Lazeri

a)Argon İyon Lazeri

b)Kripton İyon Lazeri

4- Metal Buharı Lazeri

a)Bakır Buharı Lazeri

b)Altın Buharı Lazeri

5- Sıvı Lazerleri

a)Boya Lazerleri

6- Katı Hal Lazerleri

a)Yakut Lazeri

b)Nd:YAG Lazeri

c)Ti-Safir Lazeri

7- Yarı İletken Lazerleri

a)Diyot Lazeri

## 8- Diğer Lazerler

a)X- ışını Lazerler

b)Serbest Elektron Lazerleri

c)Fiber Lazerler (95).

### 1.1.4.4.7.1 Argon Lazer

Aktif ortamı argon gazı oluşturur. 488 nm mavi ışık, 514 nm yeşil ışık olmak üzere diş hekimliğinde kullanılan iki dalga boyu mevcuttur. Her iki dalga boyunda da fiber optik sistemler ile lazer ışını iletilir. Görünür dalga boyu spektrumundadır. 488 nm dalga boyunda yayılım gösterebilmesi için kamforokinonu aktive etmesi gerekmektedir. Kamforokinon kompozit rezin materyallerinin sertleşmesini başlatan foto indükleyicidir (96). 514 nm dalga boyu hemoglobin, melanin, hemosiderin içeren dokulardan soğurulur. Mükemmel hemostaz sağlar. Hedef dokuya temas ederek kullanılır. Diş sert dokularında ve suda iyi soğurulmaz. Mine ve dentinde çok az soğurulması sebebiyle diş eti operasyonları sırasında sert dokularda herhangi bir zarar meydana gelmez.

Her iki dalga boyunda çürük teşhisi yapılır. Argon lazer diş yüzeyini aydınlattığında çürük alan koyu portakal-kırmızı renkte görülür ve sağlıklı dokudan kolaylıkla ayırt edilebilir (84, 93, 96, 97, 98).

### 1.1.4.4.7.2 Diod Lazer

Aktif maddesi, aluminyum veya indiyum, galyum ve arsenik olan yarı geçirgen kristallerin birleşimiyle oluşturulmuştur. Diş hekimliğinde 800 nm (aktif ortamda aluminyum bulunan), 980 nm (aktif ortamda indium bulunan) iki dalga boyu kullanılmaktadır. Tüm dalga boyları pigmente dokular tarafından iyi soğurulması nedeniyle hemostaz sağlamada kullanılmaktadır. Ancak argon lazerler kadar hızlı hemostaz sağlayamazlar. Diş sert dokularından az soğurulduklarından sert doku

etrafındaki yumuşak dokularda güvenle çalışılabilir. Diod lazer mükemmel bir yumuşak doku lazeridir.

Cerrahi amaçla kullanılan diod lazerin yanında ayrıca 655 nm görünür dalga boyunda diod lazer (laser fluorescence) üretilmiştir. Bu cihazla çürük derecesi niceliksel olarak hesaplanabilmektedir. Düşük enerji yoğunluğunda diod lazerler fibroblastların çoğalmasını da indükler (84,91,98).

#### **1.1.4.4.7.3 Nd:YAG Lazer**

Aktif ortamı yttrium ve alüminyum elementlerinin birleşiminden oluşan garnet kristalleri ile neodmiyum iyonunun birleşmesiyle oluşmuştur. Dalga boyu 1064 nanometredir ve elektromanyetik spektrumda invisible near infrared bölümünde yer alır. Melanin pigmenti gibi koyu renkli dokular tarafından çok güçlü bir şekilde soğurulur bu nedenle bazen uygulanması sırasında doku yüzeyine koyu renkli bir abzorban sürülmektedir. Ancak hemoglobinin tarafından soğurulması argon lazer kadar iyi değildir. Diş sert dokuları tarafından iyi soğurulmadığından sert dokular etrafındaki yumuşak dokuda güvenle çalışılabilir. Sudaki abzorbsiyon derecesi de azdır. Lazer ısınları yaklaşık %90 oranında su içerisinde herhangi bir değişikliğe uğramadan ilerler (84).

Kullanım alanları; diş eti konturlarının düzeltilmesi, oral ülserlerin tedavisi, frenektomi ve gingivektomidir. Defokus moda temassız çalışılabildiğinden milimetrelerce derinliklere penetre olarak hemostazın sağlanmasında ya da pulpanın analjesinde kullanılmaktadır. Diş sert dokularında emilimi az, penetrasyon derinliğinin fazla olması ve pulpada ısıl hasarlar oluşturabileceğinden diş sert dokularında kullanımı sınırlıdır. Diş sert dokularında diş hassasiyetinin giderilmesinde kullanılır. (84,91,92,96).

Nd:YAG lazerin kontakt ve atımlı modda kullanılması önerilmektedir. Nonkontakt ve sürekli modda kullanıldığında yüksek derecede saçılma meydana geldiği ve penetrasyon derinliğinin arttığı bildirilmiştir (84,93,96,97,98).

#### **1.1.4.4.7.4 CO<sub>2</sub> Lazer**



Aktif ortamı CO<sub>2</sub> gazıdır. Dalga boyu 10600 nm olup, ışını uzak kızıl ötesidir. CO<sub>2</sub> lazer ışını dalga boyunun büyük olması sebebiyle cam fiberlerden geçemezler, hollow wave guide iletim sistemleri ile iletilirler. Lazer enerjisi bu rehber ışık ile iletilir ve hedef dokuya kontaklız odaklanır. CO<sub>2</sub> lazerler su tarafından çok iyi soğurulurlar. CO<sub>2</sub> lazer ile mükemmel hemostaz sağlanır. Dokudaki penetrasyon derinlikleri çok azdır bu da özellikle mukozal lezyonların tedavisi için önemlidir. Sıkı fibröz dokuları buharlaştırmada kullanılır. Doku ile çok hızlı etkileşime girer. Böylelikle altındaki dokuda hasar oluşturmadan ve hızlı bir şekilde doku uzaklaştırılır (84,93,97). Bu dalga boyu erbiyum lazerlere göre hidroksiapatit tarafından daha yüksek oranda soğurulur. Bu nedenle diş dokusuna komşu yumuşak doku alanlarında çalışırken diş dokularına zarar vermemek için bu alanların metal koruyucular ile örtülmesi gerekmektedir (84,98).

#### **1.1.4.4.7.5 Er,Cr:YSGG lazer**

Er,Cr:YSGG lazerin aktif maddeleri Erbiyum ve Krom ile kaplanmış Yittriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet kristalidir. Gücü, 0-6 W arasında ayarlanabilmektedir ve atım sayısı sabit olup 20 Hz'dir. Er,Cr:YSGG lazer cihazlarında enerji, fiber optik sistemle taşınarak, cihazın en ucunda bulunan aeratör formundaki başlık aracılığı ile dokuya iletilir. Başlığın uç kısmında ise özel safir uç bulunmaktadır ve hava-su spreyi cihaza bitişiktir. Işın demeti safir uçtan yayılırken aynı anda da hava-su akışı olur. Lazer enerjisi mine ve dentindeki hidroksil gruplarını da hedef alır ve apatit kristalindeki hidroksi grubu ile etkileşerek dişin kristal yapılarına bağlı olan su tanecikleri tarafından absorbe edilir. Mineral yapının içerisindeki suyun buharlaşması ile hacim artışı meydana gelir ve mikropatlama oluşur. Böylece hedef yüzeyden mekanik ve atravmatik şekilde dokunun uzaklaşması sağlanır (99).

#### **1.1.4.4.7.6 Er:YAG lazer**

Er:YAG lazerler Erbiyum ile kaplanmış Yittriyum-Alüminyum-Garnet aktif maddeye sahiptirler. Özellikleri Er,Cr:YSGG lazerler ile benzerlik göstermektedir. 2,94 µm dalga boyunda olan nabızsal ışın demeti, su molekülleri tarafından yüksek derecede emilebildiğinden, bu lazerler su ihtiva eden diş sert dokularında hızlı ve etkin kesim yapılabilmesine olanak tanırırlar. Bu lazer sistemleri dentin yüzeyine

uygulandığında, dentinin yapısında bulunan su buharlaşır, su moleküllerinin kinetik enerjisi artar ve hedef dokuda mikropatlamalar meydana gelir (99).

#### 1.1.4.4.7 Fiber Lazer

Fiber lazer ismini, ışının içinden geçmiş olduğu fiber kablodan almaktadır. Bu kablo sayesinde ışın hızı çok yüksek ve kaliteli olmaktadır. Fiber kablonun içinden geçen ışın çeşitlilik göstermektedir. Bunlar; fiber lazerler arasında geniş kullanım alanı da olan; Er (erbium), Yb (ytterbium), Nd (neodmium) ve Tm (thulium) fiber lazerlerdir (100).

Fiber optik, temelde bir sinyali iletmek için elektrik yerine ışığı kullanan bir iletim aracıdır. Optik fiberler saf camdan yapılan saç teli kalınlığında uzun ipliklerdir. Bu fiberler yansıtıcı bir kılıfın içine doldurulur, böylece ışık fiberlerin içine hapsedilir. Kablonun en dışı ise koruyucu bir kılıfla kaplanır. Böylece Fiber optik kablolar ile daha uzun mesafelere daha yüksek değerlerde veri aktarımı ışık hızı diye tabir edilen en yüksek hızla iletilir.

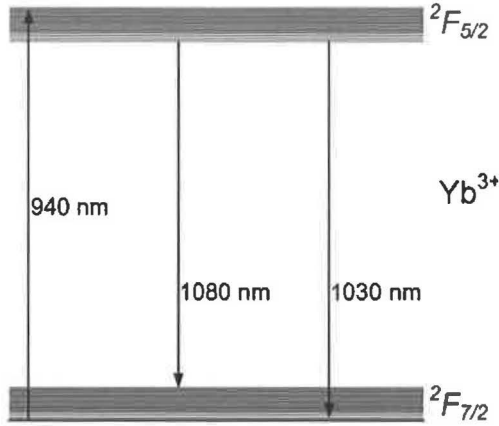
Fiber optik kablolar çevresel şartlara karşı çok iyi korunduklarından çevresel şartların ağır olduğu nemli, rutubetli ve aşırı yağışlı ortamlardan etkilenmeyerek her zaman tutarlı bir bağlantı sunar.

Fiber kablolar da dışarıdan içeriye doğru hiçbir etkileşim olmadığı gibi dışarıdan içeriye doğru da hiçbir sızıntı olmaz ve bilgi en güvenli şekilde çok uzak mesafelere bozulmadan taşınabilir.

Üretildikleri madde, fiziksel boyutları, sızdırmazlık gibi özellikleri dikkate alındığında fiber optik kablolar çok uzun süreler değişiklik ihtiyacı duymaz (101).

Ytterbium sembolü Yb ve atom numarası 70 olan bir kimyasal elementtir. Periodik tabloda 6f grubundandır. Kristal yapısı kübik merkezli yüzeydir. Young modülüsü 24/GPa'dır. Elementi 1878 yılında İsviçre'de Jean de Marignac isimli araştırmacı keşfetmiştir (102).

1030-1080 dalga boyuna sahip Yb: fiber lazerler, tıpta geniş kullanım alanı olan 1064 dalga boyundaki Nd:YAG lazerlere alternatif hale gelmektedir. Mikrosaniye atımlı, 80 W' dan fazla yüksek güç sağlayan Yb atımlı lazerler; kardiyovasküler, jinekoloji, abdominal cerrahi ve diş hekimliği gibi çeşitli alanlarda kullanılmaktadır (100).



**Şekil 6:** Fiber kablolar arasından,  $Yb^{3+}$  iyonları için iki düzeyli geçiş yapısı(100)

Yb:Fiber lazer, yoğun bir şekilde kullanılmakta olan  $CO_2$  ve Nd:YAG malzeme işleme lazerlerine etkin bir alternatif oluşturmaktadır (95). Yb:Fiber lazerin gücü 20 W, 30 W ve 50 W şeklinde olabilir. Pals süresi 100- 120 ns arasındadır. Lens çalışma mesafesi 178 mm'dir. 110x110 mm'lik bir markalama alanı vardır. Bu lazerler dağılma limitli lazer ışın demetini tek modlu bir fiber kablo vasıtasıyla direk olarak çalışma alanına iletirler (103). Bu lazer sisteminde güç dalgalanması durumunda, lazerin gücünü kademeli bir şekilde azaltan lazer kontrol kartı vardır. Lazer başlığının, deflector(saptırma) biriminin ve tedarik biriminin boyutlarının küçüklüğü, küçük makinelerin entegrasyonunu ve çizgilerin üretimini kolaylaştırır (95). Tarama kafaları kilowatt mertebelerinde lazer ışın demetini hassas ve hızlı bir şekilde yansıtip pozisyonunu belirleyecek şekilde dizayn edilmişlerdir. 20 ve 25mm'lik diyaframlar sayesinde geniş resim alanları yanında küçük nokta boyutları elde edilmektedir. Lensler lazer'in kırılmasına karşı önlem olarak ışın demetiyle bir hizada yerleştirilir. Yb:Fiber lazer 50 derecelik bir kırılma açısına sahiptir. Bu demektir ki, lenssiz ışığı yoğun bir ışın demeti haline dönüştürmek imkansızdır. Lens boyutu ışın demetinin odaklanma mesafesi ve markalama alanının boyutu ile

doğrudan alakalıdır. Bazı fiber lazer markalama cihazları oto-fokus kabiliyetine sahip değildir. Odaklama uzaklığı bir ayar vidası ile manuel olarak ayarlanmaktadır (103).

#### Yb:Fiber Lazerin Tercih Edildiği Malzeme İşleme Yöntemleri (95)

- Kesme (cutting)
- Yazı kazıma (etching)
- Kaynak (welding)
- Hibrit kaynak (hybrid welding)



**Resim 2:** Yb:Fiber lazer ile kaynak yapılmış, yazı yazılmış ve oyma yapılmış örnekler

Başta otomotiv, promosyon, medikal, kuyumculuk, kalıp ve savunma sanayi olmak üzere metal ve plastik malzeme üretimi yapan hemen her sektörde rahatlıkla kullanılan bir lazer çeşididir (Resim 2).

#### Avantajları:

- Az yer kaplar
- Yüksek verim sağlar(CO<sub>2</sub> %10, Nd:YAG %2, fiber lazer %25)
- Fiber optik kablo ile korunan yüksek kalitede ışın
- 100.000 saat diyot ömrü
- Bakım maliyeti yoktur
- Yansıtma özelliği neredeyse yoktur. Bakır, bronz, pirinç aliminyum gibi kesimi zor ve yansıma yapan malzemeleri rahatlıkla kesiyor.
- Yüzeysel temizlik dışında bakım ve servis maliyeti yoktur
- 50 metreye kadar ışın kalitesi değişmez ve güç kaybı yaşanmaz (104).

Günümüzde Yb:Fiber lazerlerin cihazları 20 W, 30 W ve 50 W olmaktadır. Bunlar ise kullanım alanlarında (genellikle sanayide) 20 W'lık, 30W'lık ve 50W'lık tezgahlar şeklinde adlandırılmaktadır. Telesis, trumpf, sei, laseral Yb:Fiber lazer markalama cihazlarından bazılarının markalarıdır (105).

#### **1.1.4.2 Kimyasal bağlantı oluşturan işlemler:**

**1.1.4.2.1 Silan bağlayıcı ajan uygulama:** Silan bağlayıcı ajanlar, Si (Silisyum) atomları içeren organik yapılardır ve organofonksiyonel yapıdadırlar. Organik fonksiyonel kısmı organik matriksle reaksiyona girerken, alkali grupları inorganik maddelerle reaksiyona girer. İlk kez Bowen tarafından Bis-GMA esaslı reçinelere dolgu maddesi olarak katılmış daha sonra seramiğin yüzeyindeki oksit tabakası ile reaksiyona girdiği tespit edilmiştir. İşlev ve içeriğine göre primer veya bağlayıcı ajan adı alır. Silan bağlayıcı ajanlar, porselenin ve fiber postların ıslanabilirliğini geliştirerek düşük vizkositedeki kompozit rezinlerin akışkanlıklarını arttırlar. Ayrıca bu ajanlar, zayıf yapıya sahip olan matriksten, nispeten daha güçlü bir yapıya sahip olan dolduruculara streslerin iletimini sağlar, rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin-doldurucu ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (106).

Silan uygulaması cam infiltre aluminyum oksit seramiklerde kimyasal bir bağlantı oluşturmaz, fakat kumlama sonrası yüzeyin ıslatılmasında yardımcı olur. Ayrıca silika bazlı seramiklerde asitle pürüzlendirmeyi takiben silan bağlayıcı ajanın uygulanması ile başarılı bir bağlantı sağlanırken, silika içermeyen Y-TZP seramiklerde ise silan bağlayıcı ajan başarılı olamamaktadır. Literatürdeki çalışmalarda zirkonyum esaslı seramikler gibi silika içermeyen seramiklere silan uygulamasının, rezin kompozitlerin seramiğe bağlantısının katkısı olmadığı görülmüştür (52, 107, 108).

#### **1.1.4.3 Hem mekanik hem de kimyasal bağlantı için uygulanan işlemler:**

##### **1.1.4.3.1 Silisyum oksit (SiO<sub>2</sub>) tanecikleri ile kumlama:**

**Pirokimyasal silika kaplama:** Kolloidal silikanın yüksek derecelerde uygulanması ile geliştirilen silika kaplama yöntemidir. Silicoater<sup>TM</sup> ve Siloc<sup>TM</sup>

dental laboratuarlarda kullanılan ve metal ile rezin bağlantısını arttıran sistemlerdir. Yüzey kaplama solüsyonu özel bir alevden geçer ve sonuç olarak 0.1-1.0 mikron kalınlığında bir silika tabakası yüzeyi oluşturur. Son dönemlerde üretilen Silanopen™ tüm seramiklerde uygulanabilen aynı prensiple çalışan bir sistemdir. Zirkonya seramikler için de bu sistem kullanılmaktadır (52,109).

**Tribokimyasal silika kaplama:** Seramik yüzeyinin ince ve camsı karakterde bir silikat tabakası ile kaplanmasını sağlayan bu sistemde özel ekipman gerekmektedir. Kumlama esnasında çarpmanın etkisi ile silika seramik yüzeyinde 15 mikron gömülür ve böylece seramik yüzeyi silanla kimyasal bağ kuracak hale gelir. Bu amaçla CoJet ve Rocatec sistemleri yaygın olarak kullanılır (52).

**CoJet sistemi:** Cojet sistemi klinikte uygulanabilen bir tribokimyasal silika kaplama yöntemidir. Resin bağlantısını arttırmak için metal, kompozit ve porselen yüzeylerine silika ile modifiye edilmiş alüminyum oksit tanecikleri içeren kum uygulanır. Bu kum tanecikleri silisik asitle modifiye edilmiş 30 mikron boyutunda mineral ( $Al_2O_3$ ) parçacıklarıdır. Kum tanecikleri  $90^\circ$  açıyla, 2,5 bar basınçla, 10mm mesafeden 15 sn boyunca püskürtüldüğünde yüzey küçük silika partikülleri ile kaplanır (78, 110).

Silika kaplı alüminyum oksit partikülleri yüzeye yüksek enerjiyle atılır ve yüzeyde 15 mikron derinliğe ulaşırlar. Böylece hem yüzey alanı arttığı için mikromekanik tutuculuk elde edilmekte hem de silan uygulaması ile kimyasal tutuculuk sağlanmış olabilir. En iyi sonucu elde etmek için ağız içi kumlama aleti restorasyona yaklaşık 10 mm uzaktan tutulmalıdır. (92,102,103) Cojet sistemi ile seramik ve reçine arasındaki bağlanma dayanımını arttırmak amacıyla kullanılır. Ancak zirkonya seramiği silika bazlı olmadığı için kimyasal silan bağlayıcı ajanlarının uygulanması etkili bir sonuç vermemektedir (78).

**Rocatec sistemi:** Rocatec sistemi ise yine tribokimyasal silika kaplama yöntemi olup laboratuarda kullanılabilen bir yöntemdir. Bu sistemde iki aşamalı kum uygulaması yapılır. Önce 110 mikron kum, 2,5 bar basınçla restorasyona uygulanır. Sonra Rocatec-plus adı verilen 110 mikron silisyum oksit kumu yine 2,5 bar basınç altında püskürtülerek mikroskobik düzensizlikler oluşturularak mekanik tutuculuk

sağlanır. Sonrasında ise yüzeye silan bağlayıcı uygulayarak yüzeydeki silika tabakası ve kompozit rezin ile kimyasal bağlantı oluşturulmaktadır (111,112,113).

Rocatec uygulamasında Rocatec-Plus kumu ile zirkonyum post yüzeyinde silika partiküllerin gömülmesiyle zirkonyum postun yüzey enerjisi artmaktadır. Zirkonyum postun üzerindeki silika tabakası ile uygulanan silan bağlayıcı ajan ile kimyasal bağ oluşmakta ve aynı zamanda silan bağlayıcı ajan ile reçine siman bağlantı oluşturarak post ve siman arasındaki bağlantı artmaktadır (76,111).

### **1.1.5 Taramalı Elektron Mikroskobu**

Görüntü iletimini sağlayan ışık yollarını merceklerle değiştirerek daha küçük ayrıntıların görülmesine imkan veren aygıtlar geliştirilmiştir. Taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope-SEM); ayırım gücü, odak derinliği, görüntü ve analizi birleştirme özelliğinden dolayı araştırmalarda kullanılmaktadır. SEM'de temel prensip primer bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. Tarama işleminden önce örneklerin belirli bir prosedüre göre hazırlanması gerekmektedir. Örnekler kakodilat buffer solusyonunda %2,5 glutraldehit içinde sabitlenir. Daha sonra kontrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde dehidratasyona tabi tutulur ve kimyasal kurutma yapılır. Alüminyum kalıplara oturtulan örnekler altın püskürtme aletiyle ince bir altın tabakası ile kaplanır. Tarama işlemi esnasında primer elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girerek bu elektronların etrafa dağılmasına neden olur. Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan ikincil elektronların algılayıcılar tarafından tespit edilip toplanmasıyla yüzeyin topografisi, bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi sahibi olunabilir. Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise o kadar karanlık olur. Bu şekilde örnek yüzeyinin gri tonlarında görüntüsü elde edilir (114).

### **1.1.6 Makaslama testleri (shear tests)**

Makaslama testlerinde bağlantı dış dokusuna paralel olan bir kuvvet yardımı ile bozulmaktadır. Makaslama testleri kolaylıkla farklı tipteki testlere dönüştürülebilir. ISO 11405 (2003) dokümanterinde, makaslama testinde

kullanılacak test cihazı; örneğin sabitlenebilmesi için sert bir blok ve buna bağlı 0,5 mm" lik künt bir uca sahip olan ayırıcı yüzey olarak tanımlanmaktadır (115).

Makaslama testlerinde elde edilen sonuçlar, substratın saklanma koşulları, substratın tipi, adezivın uygulanış metodu, test düzeneğinin tasarımı ve test cihazının uyguladığı çapraz kafa hızı gibi birçok faktöre bağlıdır. Bu faktörlerdeki değişkenler elde edilen bağlantı direnci verilerinin, yanlış yorumlanmasına yol açabilirler (116, 117).

1994 yılında yayınlanan iSO 11405 dokümanterinde; makaslama testlerindeki ideal çapraz kafa hız aralığı 0,45-1,05 mm/dk denilirken; iSO 11405 (2003) dokümanterinde ise, test için gerilimi oluşturacak önerilen standart yaklaşma hızı çekme testlerin de olduğu gibi 0,75 ±0,30 mm/dk (kuvvet oranı: 50±2 N) olarak belirtilmiştir (115).

Bu değerin üzerindeki hızların, anormal stres dağılımına yol açarak test sırasında substrat ya da adeziv materyal içerisinde koheziv kırıklara neden olduğu ifade edilmiştir. Yüksek hızlarda, yüksek bağlantı direnci ve düşük adeziv başarısızlık verileri Makaslama testlerini adeziv bağlantı yüzeyinin değerlendirilmesinde düşük hassasiyete bağlı bir test metodu haline getirmektedir (116).

### **Makaslama testleri Düzenekleri**

**Nougchi düzeneği:** Örneğin sabitlendiği bir deliği olan blok ve üç yuvarlak delik ihtiva eden bir ayırıcı bıçak vardır (118).

**Watanabe düzeneği:** Bağlantının iki farklı yüzeyinin sabitlendiği bloklar birbirlerine zıt yönde çekilerek veya itilerek ara yüzeyle makaslama kuvvetleri oluşturmaktadır (119).

#### **1.1.7 Termal Siklus Uygulaması**

Dental restoratif materyaller, ağız ortamındaki ısı ve pH değişikliklerinden sürekli olarak etkilenmektedirler. Örneğin içilen buzlu bir suyun ısısı 0°C'ye yakınken, sıcak bir çay ya da çorbanın ısısı 60°C'ye kadar yükselebilir. Ayrıca nefes



alma esnasında havanın sıcaklığı, nemi ve hızı ağız ısısında değişikliklere neden olabilir. Ağızdan nefes alınmadığında ve termal bir yükleme yapılmadığında ağız içi sıcaklık ortalama 35°C olarak ölçülmüştür. Reçine materyaller, diş dokusundan farklı ısıl genleşme katsayılarına sahiptirler. Bu nedenle in-vitro deneylerin in-vivo çalışmalara uygunluk sağlayabilmesi için ağız içindeki ısı değişikliklerinin taklit edilmesi gerekir. Bu amaç doğrultusunda, restorasyonları in vitro şartlarda test eden termal siklus yöntemi kullanılır. Ağız içerisindeki diş yüzeylerinde oluşacak maksimum ve minimum sıcaklık değerleri için birçok farklı görüş ortaya atılmıştır. Ancak, genelde termal siklus çalışmalarında ısı aralığının alt limiti olarak suyun donma derecesi, üst limit olarak da buharlaşma sıcaklığının yarısına yakın değerler kullanılmaktadır. Bu aralıklar; 4-58, 4-60, 5-55, 5- 60, 10-50°C gibi değerler olarak sıralanabilir (120) .

## 2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasının deney aşamaları Bezmi Alem Üniversitesi diş hekimliği fakültesi laboratuvarlarında yapılmıştır.

Fiber lazer sistemi ve farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri uygulanarak yüzeyi pürüzlendirilen zirkonyum materyali ile dentin arasındaki bağlantı kuvvetinin in- vitro olarak değerlendirildiği çalışmamızda kullanılan materyaller Tablo 2’de ve kullanılan cihazlar Tablo 3’de görülmektedir.

Marka	Materyal İçeriği	Lot No	Üretici Firma
<b>ZirkonZahn Disk</b>	(%95 ZrO <sub>2</sub> -% 3 Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	ZA821B	Steger, Italy
<b>Cojet</b>	Silisyum asit ile modifiye 30 µm’luk alumina parçacıkları	464286	3M ESPE, Seefeld, Germany
<b>Koroks 125</b>	%99,6 oranında 110 µm’luk Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> parçacıkları		Treibacher schleifmittel, Italy
<b>Panavia F 2.0</b>	Self-etching primer(ED Primer 2): adhesive phosphate monomer (MDP), HEMA ve su Dual-cure rezin siman (PF2): MDP, comonomerler, doldurucular, başlatıcılar ve fonksiyonel sodyum florid	00542A 00103B 00311A 00185A	Kuraray Medical Inc, Okayama, Japan
<b>Variolink N</b>	Syntac Primer su içerisinde TEG-DMA PEG-DMA, maleik asit ve aseton Syntac Adhesive su içerisinde PEG-DMA ve glutaraldehid Heliobond bis-GMA, TEG-DMA Rezin siman: Bis-GMA, TEG-DMA, PEG-DMA	P19565	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

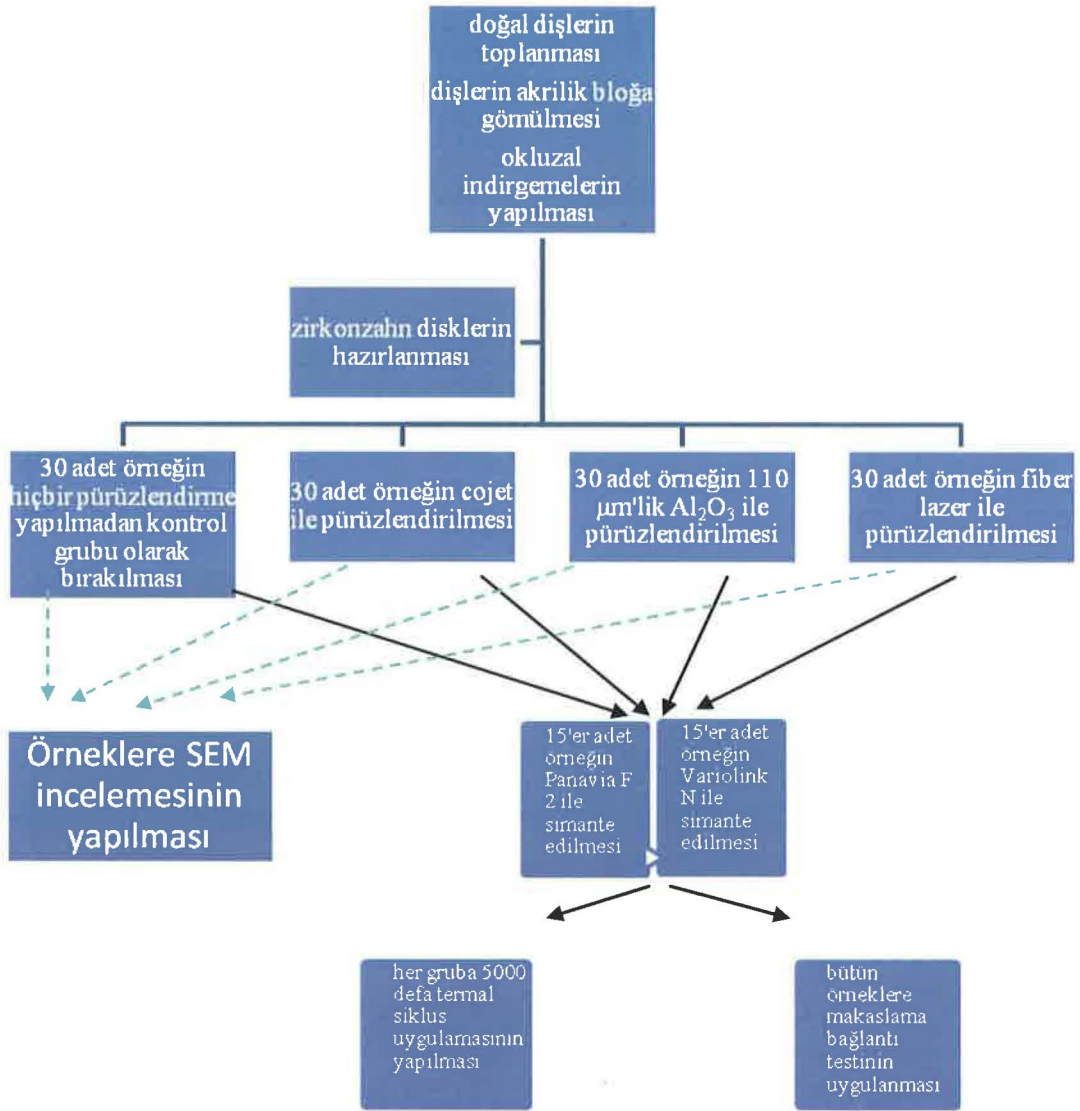
**Tablo 2:** Çalışmamızda kullanılan materyaller

Cihaz	Üretici Firma
CAD/CAM Cihazı	Yenemak, Türkiye
Kumlama Cihazı	Dentalfarm, İtalya
LED Işık Cihazı	Delma, Çin
Termal Siklus Cihazı	SD Mechatronik, Almanya
Instron Test Cihazı	Shımadzu, Japonya
Yb:Fiber Lazer Cihazı	Vision, Almanya

**Tablo 3:** Çalışmamızda kullanılan cihazlar

### 2.1 Deneklerin Seçimi

Bu çalışmada kısa süre önce cerrahi nedenlerle çekilmiş, çürüksüz, çatlak ve kırık olmayan 120 adet sekiz nolu insan dişleri kullanıldı. Okluzal yüz alanı çok küçük olan dişler çalışma dışında bırakıldı. Çekilen dişlerin üzerindeki diş taşları ve organik doku artıkları el aletleri yardımıyla temizlendikten sonra ağız kapalı kaplarda %10 formol solüsyonunun içerisinde muhafaza edildi.



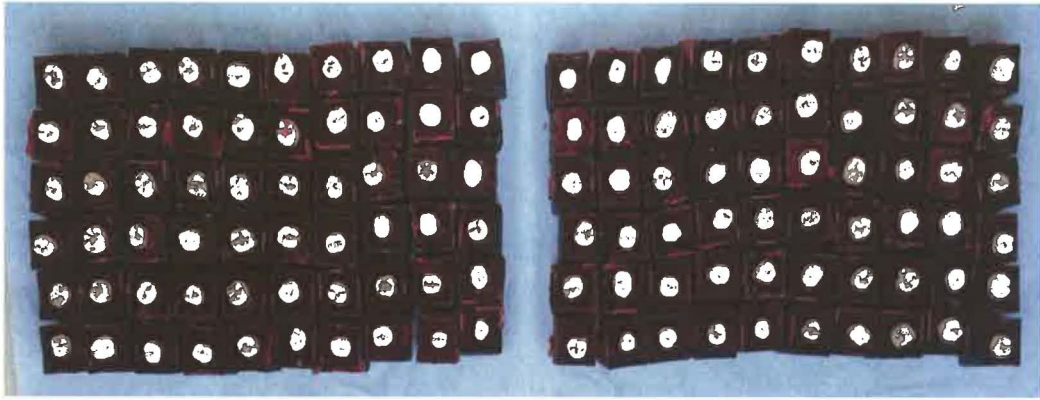
Şekil 7: Ana hatları ile çalışma sürecinde izlenen yöntem

## 2.2 Hazırlanan dişlerin akriliğe gömülmesi

Okluzal yüz genişliği birbirine yakın olan dişler seçildi. Daha sonra standart kalıplar kullanılarak dişler mine-sement sınırından, okluzal yüzeyleri kalıpların tabanına paralel olacak şekilde akrilik (Verteks orthoplast 456L01 Netherlands) bloğun merkezine gömüldü (Resim 3,4).



**Resim 3:** Standart kalıp, ortodontik akrilik ve diş



**Resim 4:** Akriliğe gömülmüş dişler

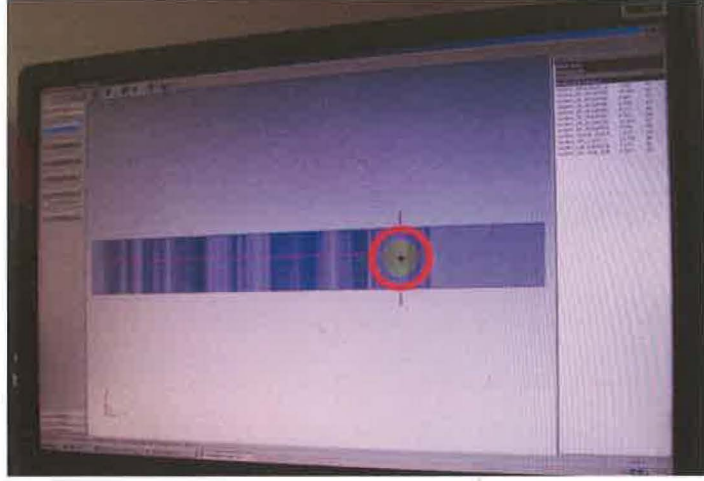
Dişlerin okluzal yüzeylerinde, dentin açığa çıkana kadar tekerlek elmas frez (Fischer WR 12B) ve airator (NSK P1024001 Japan) yardımıyla yüzey aşındırması yapıldı (Resim 5).



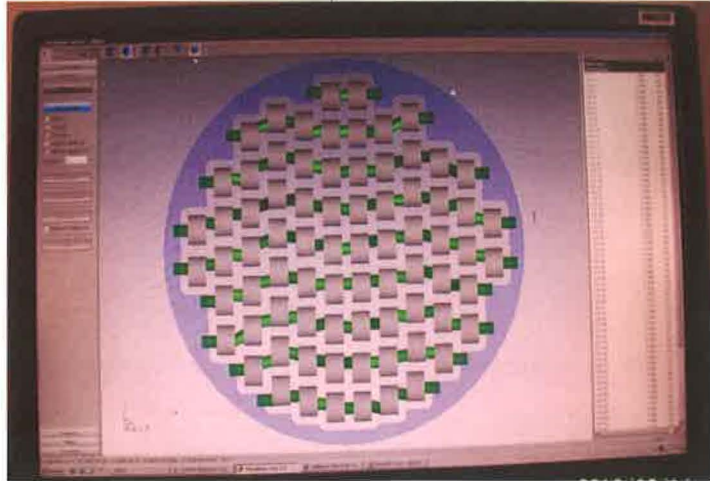
**Resim 5:** a) Dişlerin okluzal yüzünde dentin açığa çıkarılması b) Kesilmiş diş

### 2.3 Zirkonyum disklerin hazırlanması

Zirkonyum disklerin CAD/CAM teknolojisi ile üretiminde, ilk olarak final boyutları 6x4 büyüklüğünde olacak olan bir tane diskin bilgisayar ortamında tasarımının yapılmasına başlandı. Elde edilen tasarımın verileri yazılım programına aktarıldı. Örneklerin yazılım programında dizaynı oluşturulduktan sonra, freze cihazında eksiltme yöntemi ile zirkonyum disklerin üretimi yapıldı. Zirkonyum disk üretiminde yarı sinterize Zirkozahn (Steger, Ahrntal, Italy) bloklar kullanıldı. Analog boyutundan %25 daha büyük üretilen örnekler, 1500 °C'de 16 saat sinterleme işlemine tabi tutuldu ve zirkonyum disklerin orijinal boyutuna ulaşması sağlandı (Resim 6-12).



**Resim 6:** Bir tane zirkonyum diskin tasarlanması



**Resim 7:** Zirkonyum disklerin yazılım programında dizaynı



**Resim 8:** Zirkonyum disklerin üretildiği yarı sinterize zirkonyum blok



**Resim 9:** Zirkonyum disklerin freze teknolojisi ile üretimi



**Resim 10:** Sinterlenmemiş zirkonyum diskler



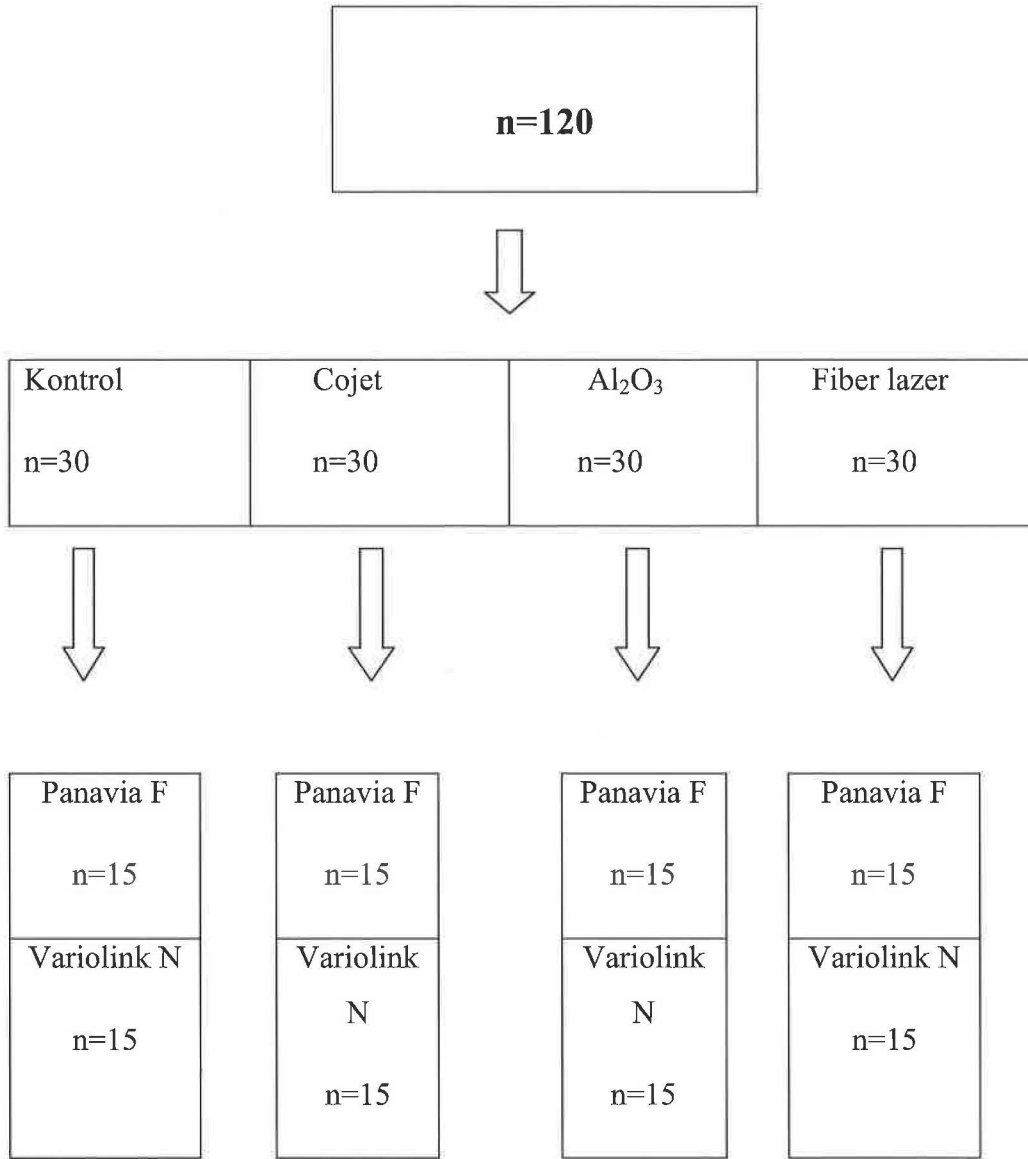
**Resim 11:** Zirkonyum disklerin sinterleme için fırına yerleştirilmesi



**Resim 12:** Sinterlenmesi bitirilmiş zirkonyum diskler



## 2.4 Deney gruplarının oluşturulması



**Tablo 4:** Deney gruplarının oluşturulması

## 2.5 Hazırlanan gruplar

<u>Grup no</u>	<u>Grubun ismi</u>	<u>Uygulanan Yüzey İşlemi</u>	<u>Kullanılan Siman</u>
Grup 1	Ka (Kontrol Panavia)	Kontrol(İşlem yapılmadı)	Panavia F 2.0
Grup 2	Kb (Kontrol Variolink)	Kontrol(İşlem yapılmadı)	Variolink N

<u>Grup no</u>	<u>Grubun İsmi</u>	<u>Uygulanan Yüzey İşlemi</u>	<u>Kullanılan Siman</u>
Grup 3	Ca (Cojet Panavia)	30 µm silika ile kaplı Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> +Silan	Panavia F 2.0
Grup 4	Cb (Cojet Variolink)	30 µm silika ile kaplı Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> +Silan	Variolink N

<u>Grup no</u>	<u>Grubun İsmi</u>	<u>Uygulanan Yüzey İşlemi</u>	<u>Kullanılan Siman</u>
Grup 5	Aa (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Panavia)	110 µm Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> kumu 15 sn	Panavia F 2.0
Grup 6	Ab (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Variolink)	110 µm Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> kumu 15 sn	Variolink N

<u>Grup no</u>	<u>Grubun İsmi</u>	<u>Uygulanan Yüzey İşlemi</u>	<u>Kullanılan Siman</u>
Grup 7	Fa (Fiberlazer Panavia)	85 W, 20 Khz fiber lazer	Panavia F 2.0
Grup 8	Fb (Fiberlazer Variolink)	85 W, 20 Khz fiber lazer	Variolink N

**Tablo 5:** Deney için hazırlanan gruplar

## 2.6 Üretimi Tamamlanan Zirkonyum Disklere Yüzey İşlemlerinin Yapılması

Zirkonyum disklere farklı yüzey özelliği oluşturmak için:

- Silika kaplı alüminyum oksit'in (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) tribokimyasal uygulaması,
- Alüminyum oksit (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) uygulanması,
- Fiber lazer uygulanması

Zirkonyum disk yüzeylerine uygulama yapılmayan grup, kontrol grubu olarak seçildi.

## 2.7 Silika kaplı alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) uygulanması (COJET)

Üretimi tamamlanan zirkonyum disklere, tribokimyasal olarak  $30\ \mu m$  çapındaki silika ile kaplı olan  $Al_2O_3$  tanecikleri (Cojet, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) 2.8 bar basınçla 20 sn süreyle uygulandı. Silika kaplı  $Al_2O_3$  taneciklerinin uygulanması sırasında cojet kumlama cihazı ile zirkonyum disk arasındaki mesafe 10mm olacak şekilde ayarlandı (Resim 13-15).



**Resim 13:** Cojet kumlama tabancası



a

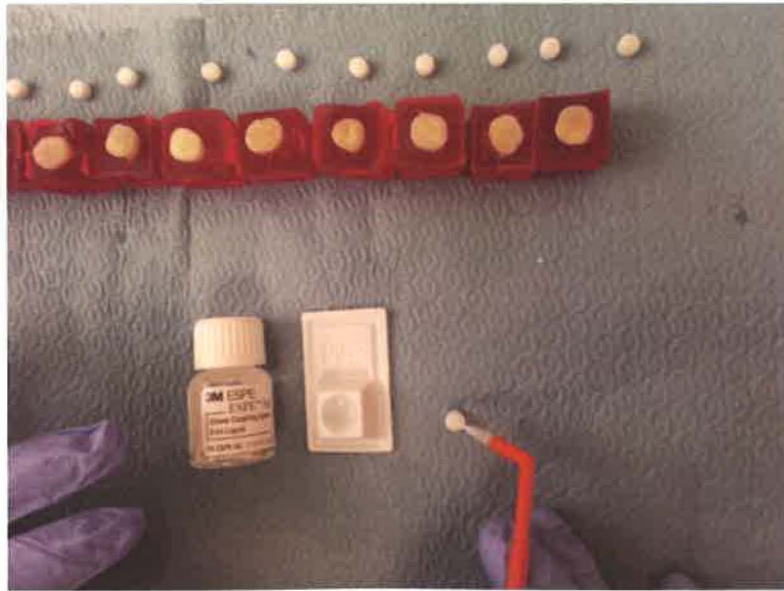
b

**Resim 14:** a, b: Cojet kumu



**Resim 15:** Zirkonyum disklerin silika kaplı  $Al_2O_3$  ile kumlanması

Zirkonyum disk yüzeyine silika kaplı olan  $Al_2O_3$  tanecikleri uygulandıktan sonra sisteme ait olan silan bağlayıcı ajan (ESPE Sil, 3M ESPE, Seefeld Almanya) zirkonyum disk yüzeyine uygulandı ve uygulanan silanın kuruması için 5 dk süre ile beklendi (Resim 16). Bu işlem silika kaplı alüminyum oksit (Cojet) grubuna dahil olan tüm örnekler için tek tek uygulandı.



**Resim 16:** Cojet sistemine ait silan bağlayıcı ajanın uygulanması

## 2.8 Alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) kumu uygulanması

Alüminyum oksit uygulanacak zirkonyum disk yüzeylerine, zirkonyum disk yüzeyi ile kumlama cihazı ucu arasında 10 mm mesafe kalacak şekilde, 15 sn. süre ile 110  $\mu m$  boyutunda alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) (Koroks 125) tanecikleri uygulandı (Resim 17,18). Bu işlem, ( $Al_2O_3$ ) grubuna dahil olan tüm örnekler için tek tek uygulandı.



**Resim 17:** Kumlama cihazının görüntüsü



**Resim 18:** Zirkonyum disklerin  $Al_2O_3$  tanecikleri ile kumlaması

## 2.9 Fiber lazerin uygulanması

Yb:Fiber lazer ile zirkonyum pürüzlendirilmesi ilk defa bu çalışmada yapıldığı için; literatür taramasında lazerin uygulanması gereken uygun parametreleri bulunamadı. Bu nedenle; öncelikle uygulanacak parametreyi bulmak için pilot çalışma yapıldı. Bu pilot çalışmada;

1. Zirkonyum disk; 60 watt/40 khz,
2. Zirkonyum disk; 100 watt/80 khz,
3. Zirkonyum disk; 75 watt/80 khz,

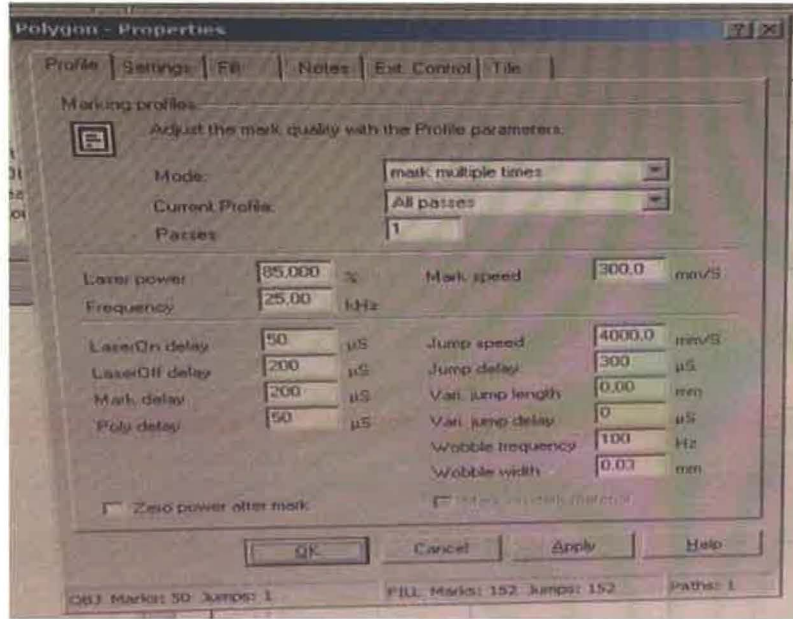
4. Zirkonyum disk; 100 watt/20 khz parametreleri kullanıldı. Diğer bütün parametreler jump speed 4000 mm/S, mark speed 300 mm/S, Jump delay 300  $\mu$ S, laser on delay 50  $\mu$ S, laser of delay 200  $\mu$ S, mark delay 200  $\mu$ S, poly delay 50  $\mu$ S, vari. jump lenght 0.00 mm, vari. jump delay 0 mm, wobble frequency 100 hz, wobble width 0.03 mm olmak üzere dört örnekte de aynı kullanıldı. Bu parametrelerde zirkonyum disklerin yüzeyleri pürüzlendirildi ve 5. Zirkonyum disk kontrol grubu olarak belirlendi. 1, 2, 3 nolu zirkonyum disklerin pürüzlendirilmesinde 30 watt'lık fiber lazer tezgahı, 4 nolu zirkonyum diskin pürüzlendirilmesinde ise 20 watt'lık fiber lazer tezgahı kullanıldı.

Pürüzlendirilen örneklerin SEM incelemesinden sonra 4. Zirkonyum diske ait parametrenin en uygun olduğu belirlendi. Bu parametrenin 30 watt'lık Fiber lazer tezgahında karşılığı (85 watt/25khz) hesaplanarak çalışmaya başlandı.

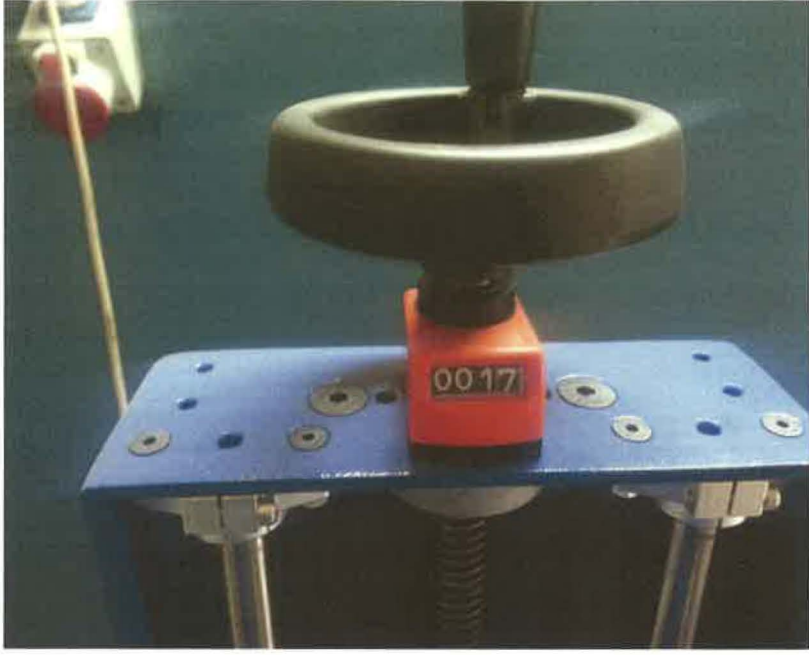
Fiber lazer uygulanacak disklerin yüksekliği ölçüldü. Lazer cihazının tarama kafası ile zirkonyum disklerin yüzeyi arasındaki odak mesafe 17.8 cm olacak şekilde, zirkonyum diskin ölçülen yüksekliği lazer cihazında ilgili düzende manuel olarak ayarlandı. Zirkonyum diskin taranacak yüzey alanı hesaplanarak bilgisayar programına kaydedildi. Tüm parametreler yazılım programına kaydedildi. Zirkonyum diskin yüzeyi birbirini kesen yatay ve dikey çizgiler olacak şekilde bir tur tarandı (Resim 19-24). Bu işlem fiber lazer grubuna dahil tüm örneklere tek tek uygulandı.



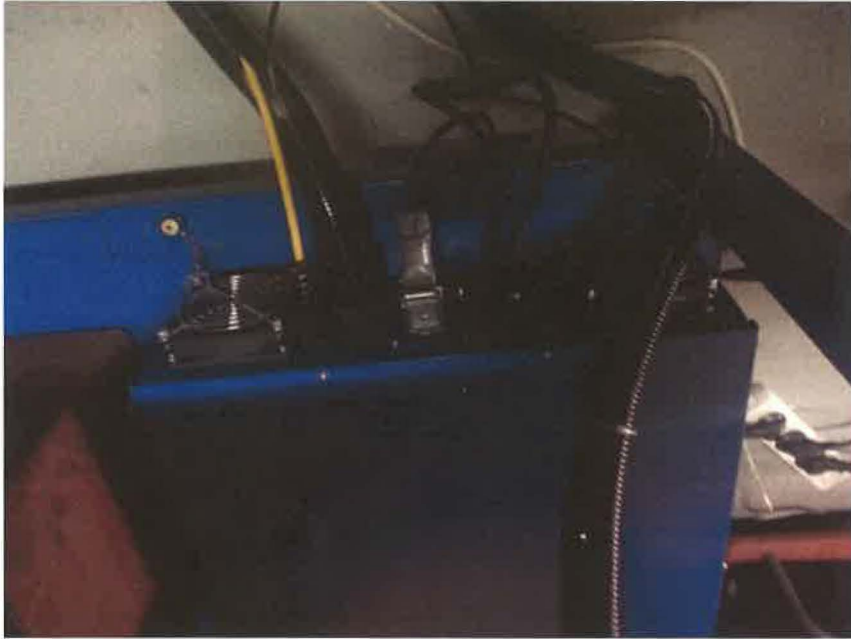
Resim 19: Fiber lazer cihazının görüntüsü



Resim 20: Fiber lazerin zirkonyum disk yüzeylerine uygulanan parametreleri



**Resim 21:** Zirkonyum disklerin yüksekliğinin kaydedildiği düzenek



**Resim 22:** Fiber lazerin ışın kalitesini arttıran fiber kablo (sarı renk)





**Resim 23:** Fiber lazerin güç kaynağı



**Resim 24:** Fiber lazerin zirkonyum diske uygulanması



**Resim 25:** Yüzey uygulamaları yapılmış, simantasyona hazır zirkonyum diskler

### 2.10 Zirkonyum disklerin rezin simanlarla yapıştırılması

Farklı yüzey özellikleri oluşturulan ve yüzeyine hiç uygulama yapılmayan kontrol grubu olarak belirlenen zirkonyum disklerin, 2 farklı rezin siman uygulanarak yapıştırılması işlemine geçildi (Resim 26,27).

Zirkonyum disklerin yapıştırılmasında;

- MDP içerikli rezin kompozit siman
- Bis-GMA içerikli rezin kompozit siman kullanıldı.



**Resim 26:** Panavia F 2.0 rezin siman seti



**Resim 27:** Variolink N rezin siman seti

## Zirkonyum Disklerin MDP İçerikli Rezin Kompozit Siman (Panavia F 2.0) ile Yapıştırılması

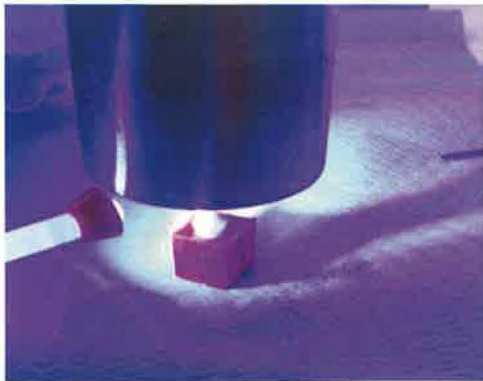
Okluzal yüzden dentini açığa çıkarılmış dişler



1- Panavia F 2.0 simanın A ve B (ED primer) likidi üretici talimatlarına uygun olarak 1:1 oranında karıştırılarak, fırça yardımı ile dentine uygulandı. Hafif hava ile seyreltildi.



2- Panavia F 2.0 rezin simanı A ve B pastası 1:1 oranında karıştırıldı ve karıştırılan siman dentin yüzeyine uygulandı.



3- Son olarak 2 kg sabit yük altında, LED ışık kaynağı ile 40 sn boyunca ışık uygulanarak rezin simanın polimerizasyonu sağlandı.

## Zirkonyum Disklerin Bis-GMA İçerikli Rezin Kompozit Siman ( Variolink N) ile Yapıştırılması

Cojet, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Lazer uygulanmış ve kontrol grubu zirkonyum diskler



1- Hazırlanan dişlerin dentin yüzeyine %37'lik fosforik asit uygulandı. 15 sn beklendikten sonra diş yüzeyi basınçlı su ile yıkandı ve ardından nemin fazlası, dentinin yüzeyinde hala hafif nemli parlaklık görülür durumda kalıncaya kadar kurutuldu



2- Syntac Primer dentin yüzeyine tek kullanımlık bir fırça yardımıyla sürüldü. 15 sn beklendikten sonra, hava yardımıyla kurutuldu.



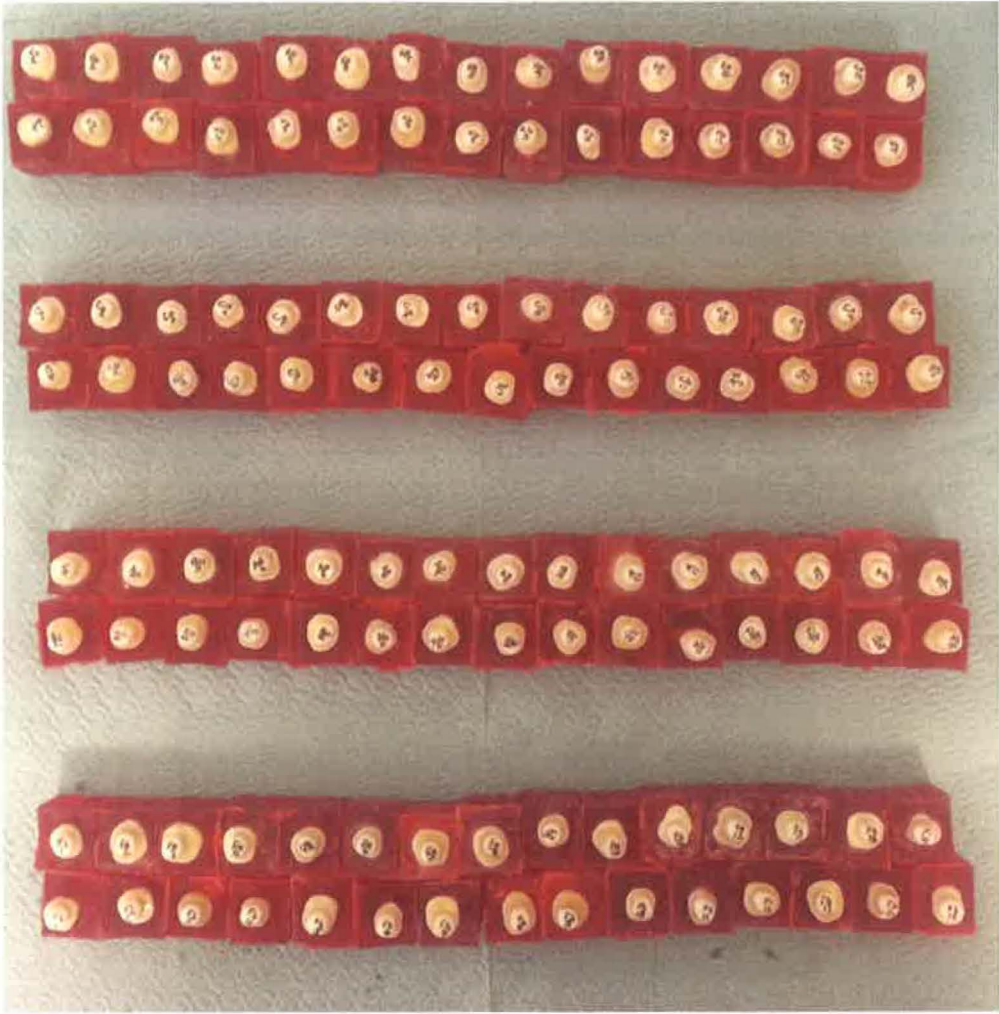
3- Syntac Adhesive fırça yardımıyla dentin yüzeyine sürüldü, 10 sn beklendikten sonra, hava yardımıyla kurutuldu.



4-Primer ve adeziv uygulanmış dentin yüzeyine ve zirkonyum diske fırça yardımı ile heliobond uygulandı ve hava ile kurutuldu.



5-Variolink N katalizör ve baz pastaları eşit oranda alınıp 10 sn karıştırıldıktan sonra, bir spatula yardımıyla hazırlanmış dentin yüzeyine uygulandı. Ardından zirkonyum disk dişe yerleştirildi ve siman ışıkla polimerize edildi.



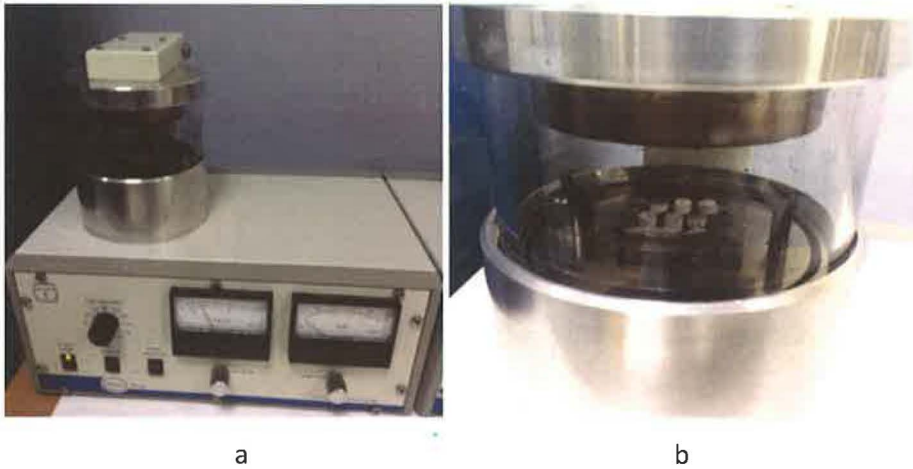
**Resim 28:** Simantasyonu tamamlanmış tüm gruplar

## 2.11. Zirkonyum disk yüzeylerinin taramalı elektron mikroskopunda (SEM) incelenmesi

Pürüzlendirilen ve kontrol grubundaki zirkonyum diskler SEM’de (Oxford Instruments, İngiltere) x200, x2000, x5000 büyütme oranlarında incelendi. SEM analizi öncesi örnekler alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bant yardımıyla sabitlendiler. Bir püskürtme cihazı yardımıyla örneklerin üzeri altın ile kaplandı. Örneklerin farklı büyütme oranlarında görüntüleri alındı (Resim 29,30).



**Resim 29:** SEM cihazının görüntüsü



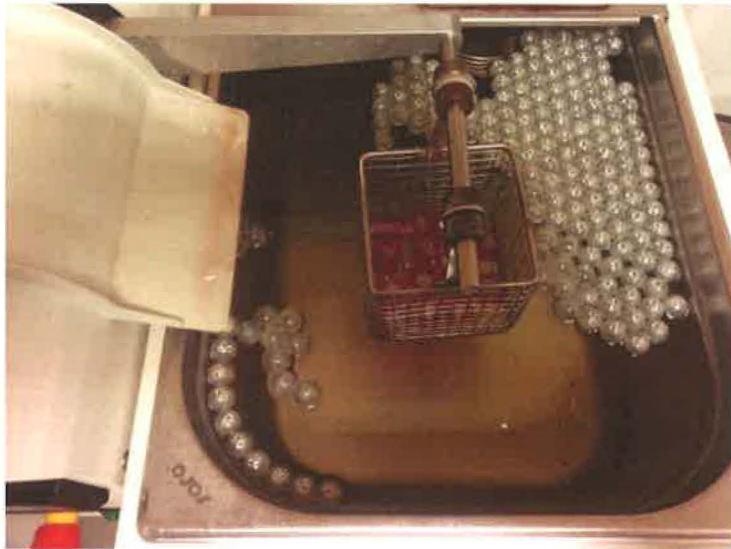
**Resim 30: a, b:** Zirkonyum disklerin yüzeyinin kaplanması

## 2.12 Örneklere termal siklus uygulanması

Simante edilmiş örneklere termal siklus cihazında (SD Mechatronik GmbH, Almanya) 5°C'de 15 sn, 55°C'de 15 sn, döngüler arası 5 sn olmak üzere 5000 defa ısısızal döngü uygulandı. Isısızal döngü işleme yapılan örnekler, makaslama testine tabii tutulana kadar nemli ortamda bekletildi (Resim 31,32).



**Resim 31:** Termal siklus cihazı



**Resim 32:** Örneklere termal siklus cihazındaki görüntüsü

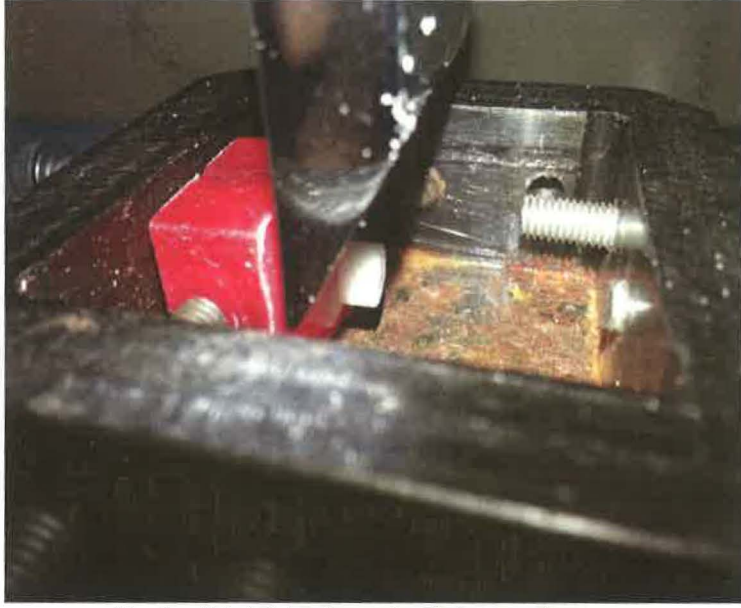


### 2.13 Örneklerin Makaslama Kuvvetlerine Karşı Bağlantı Dirençlerinin Değerlendirilmesi

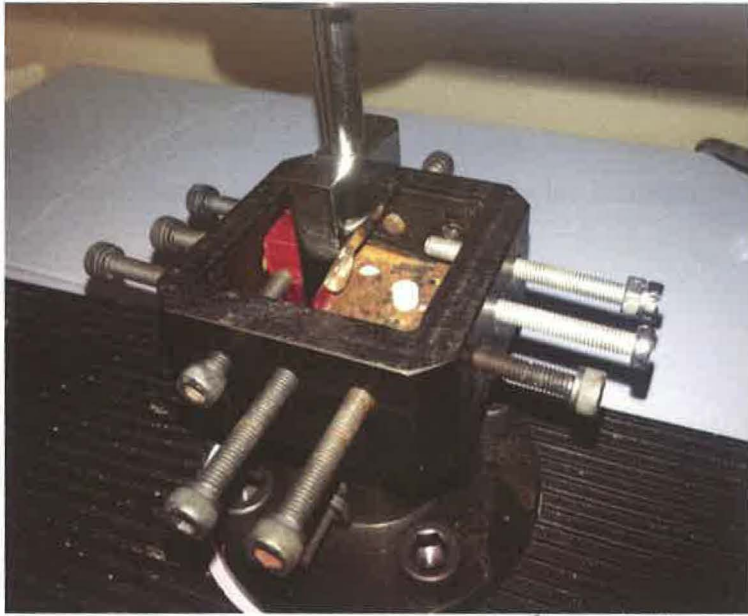
Makaslama testi, universal test cihazında (Shimadzu Corporation, Japonya) 1 mm/dk yaklaşma hızı ile zirkon diskler dişten ayrılıncaya kadar yük uygulanarak tamamlandı. Gelen yük; diş ile zirkonyum disk bağlantı yüzeyine dik açı ile yaklaşan künt uçlu ayırıcı bir bıçak ile uygulandı. Zirkon disklerin dişlerin okluzal yüzeyinden ayrılma kuvvetleri Newton (N) birimi ile bilgisayara kayıt edildi. Birim alana düşen yük miktarının saptanabilmesi için, Makaslama direnci (MPa) = Yük (N) / Alan ( $\text{mm}^2$ ) formülü kullanılarak Newton (N) değerleri Megapascal (MPa) değerlerine çevrildi (Resim 33-35).



Resim 33: Makaslama test cihazı



**Resim 34:** Makaslama testinin uygulanması



**Resim 35:** Zirkonyum diskin dişten ayrılmış hali

### 3. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada tanımlayıcı istatistik olarak ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri verilmiş olup tüm veriler bilgisayar ortamında değerlendirilmiştir. Verilerin normal dağılım varsayımına uygunluğu Kolmogorov-Smirnow testi, homojenliği ise Levene testi ile incelenmiştir.

Farklı simanlardaki farklı yüzeyler için kuvvet dayanımı değerlerinin değişik metotlardaki ortalamaların karşılaştırılmasında TWO WAY ANOVA testi kullanılmış olup, istatistiksel anlamlılık söz konusu olduğunda farklılığın hangi gruplar arasında olduğunu belirlemede Bonferroni ve Dunnett çoklu karşılaştırma testleri kullanılmıştır.

Farklı yüzeyler için simanlar arası ortalama farkların araştırılmasında bağımsız (independent) Students' t-testi kullanılarak analiz yapılmıştır.

Bu çalışmadaki bütün testlerde % 95 lik güven aralığı uygulanmış olup; tanımlayıcı istatistikler ve analizler SPSS 15.0 for Windows XP bilgisayar paket programı kullanılarak yapılmıştır.  $p < 0,05$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

#### 4. BULGULAR

Üç farklı yüzey uygulamasının yapıldığı ve yüzey uygulaması yapılmayan kontrol grubu olan zirkonyum disklerin iki farklı simanla yapıştırılarak, makaslama kuvvetlerinin uygulandığı çalışmamızda hazırlanan gruplar Tablo 6 ve Tablo 7’de görülmektedir.

**Tablo 6:** Makaslama testi uygulanan zirkonyum disklerin retansiyona ve dirence etkisinin araştırmasında zirkonyum disklerin yüzeylerinde oluşturulan farklı yüzey uygulamaları.

<u>Kuvvet Tipi</u>	<u>Yüzey Uygulamaları</u>			
	<u>Cojet</u>	<u>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></u>	<u>Fiber Lazer</u>	<u>Kontrol</u>
Makaslama	n=30	n=30	n=30	n=30

(n: denek sayısı)

**Tablo 7:** makaslama kuvvetinde zirkonyum disklerin retansiyona ve dirence etkisinin araştırmasında zirkonyum disklerin dentin yüzeyine yapıştırıldığı farklı simanlar.

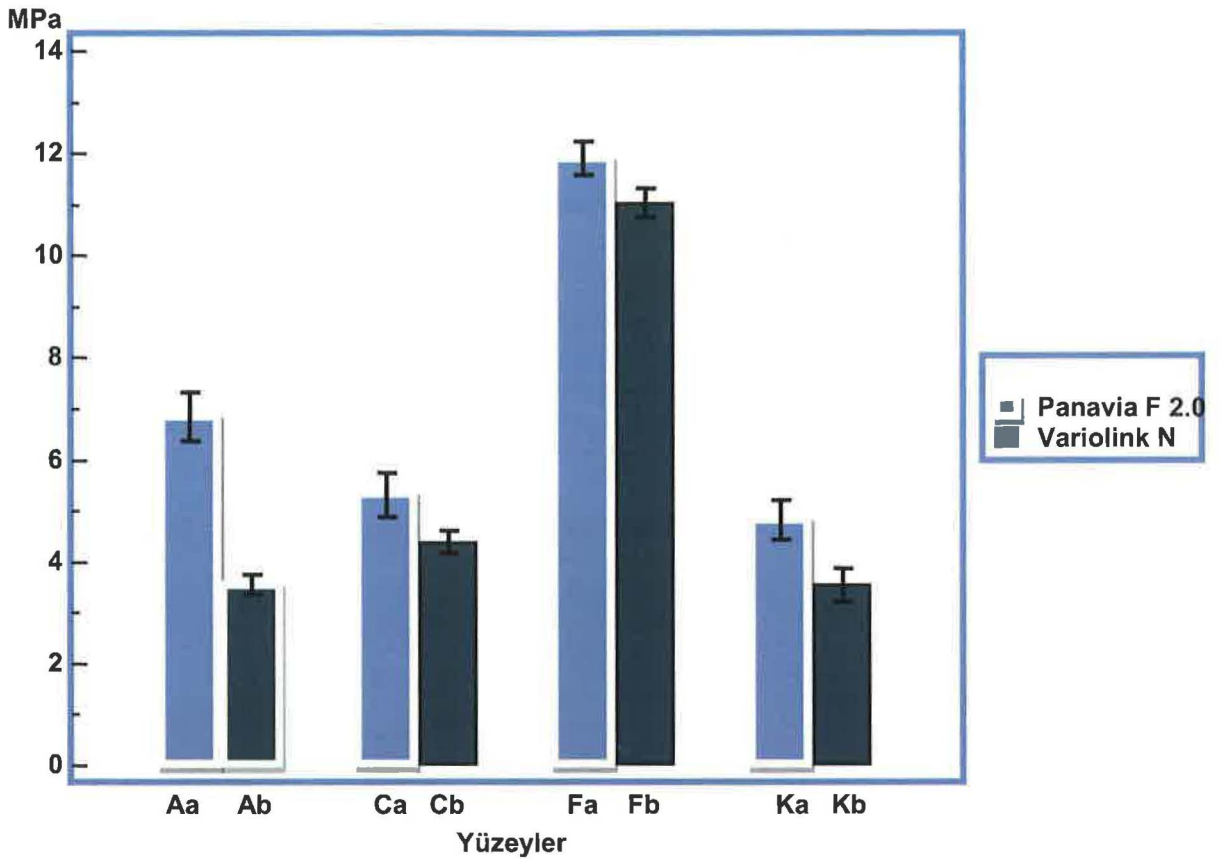
<u>Kuvvet Tipi</u>	<u>Siman Tipleri</u>	
	<u>Panavia F2.0</u>	<u>Variolink N</u>
Makaslama	n=60	n=60

(n: denek sayısı)

##### 4.1 Makaslama Testi Bulguları

**Tablo 8:** Farklı yüzeylerin oluşturulduğu ve farklı simanlarla yapıştırılan zirkonyum disklerin makaslama testi ortalama değerleri ve standart hatası.

<u>Siman Tipi</u>	<u>Yüzey Uygulamaları</u>			
	<u>Cojet</u>	<u>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></u>	<u>Fiber Lazer</u>	<u>Kontrol</u>
	<u>X+Sd</u>	<u>X+Sd</u>	<u>X+Sd</u>	<u>X+Sd</u>
Panavia F 2.0	5,31±1,71	6,84±1,83	11,91±1,23	4,83±1,49
Variolink N	4,39±0,86	3,55±0,78	11,03±1,08	3,54±1,28



**Grafik 1:** Farklı yüzey uygulamalarının oluşturulduğu ve farklı simanlarla yapıştırılan zirkonyum disklerin makaslama kuvveti ortalama değerleri

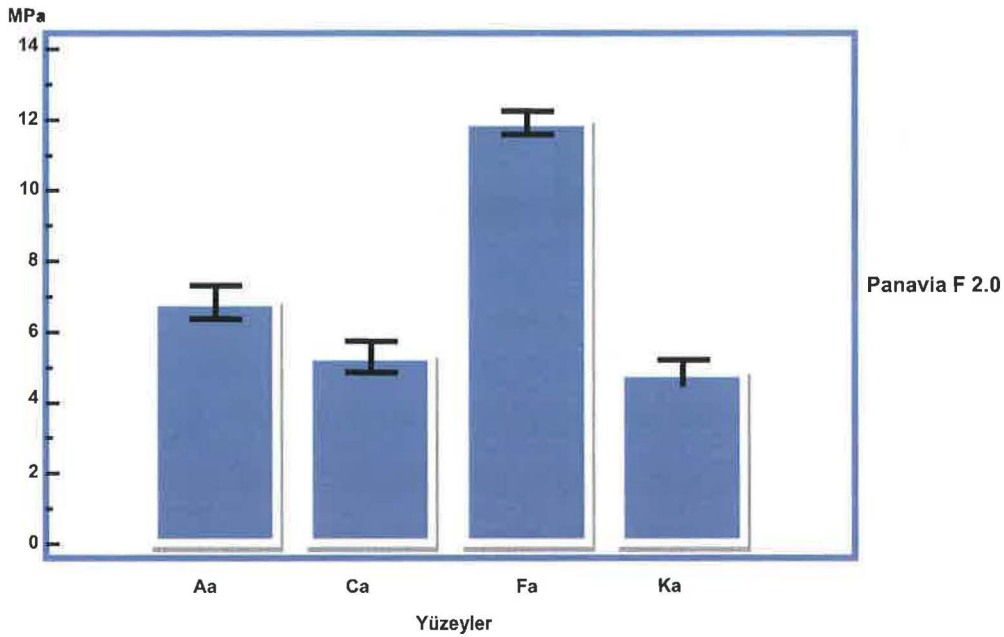
Tablo 6'daki verilerden de anlaşılacağı gibi farklı yüzey uygulamalarının oluşturulduğu ve farklı simanlarla yapıştırılan zirkonyum disklerin, makaslama kuvveti uygulanan test sonucunda; fiber lazer uygulanan ve MDP içerikli kompozit reçine siman (Panavia F 2.0) ile yapıştırılan grubun diğer gruplara göre daha fazla makaslama kuvvetine gerek duyulmuştur.

Çalışmamızda bağlantı kuvveti değerlerinin ortalamalarına ait farklılıkların karşılaştırılmasında ONE ANOVA testi kullanılmış olup, istatistiksel anlamlılık söz konusu olduğunda farklılığın hangi gruplar arasında olduğunu belirlemede Bonferroni ve Dunnett çoklu karşılaştırma testleri kullanılmıştır.

#### 1- Farklı yüzey uygulamalarının, siman tipine göre karşılaştırılması

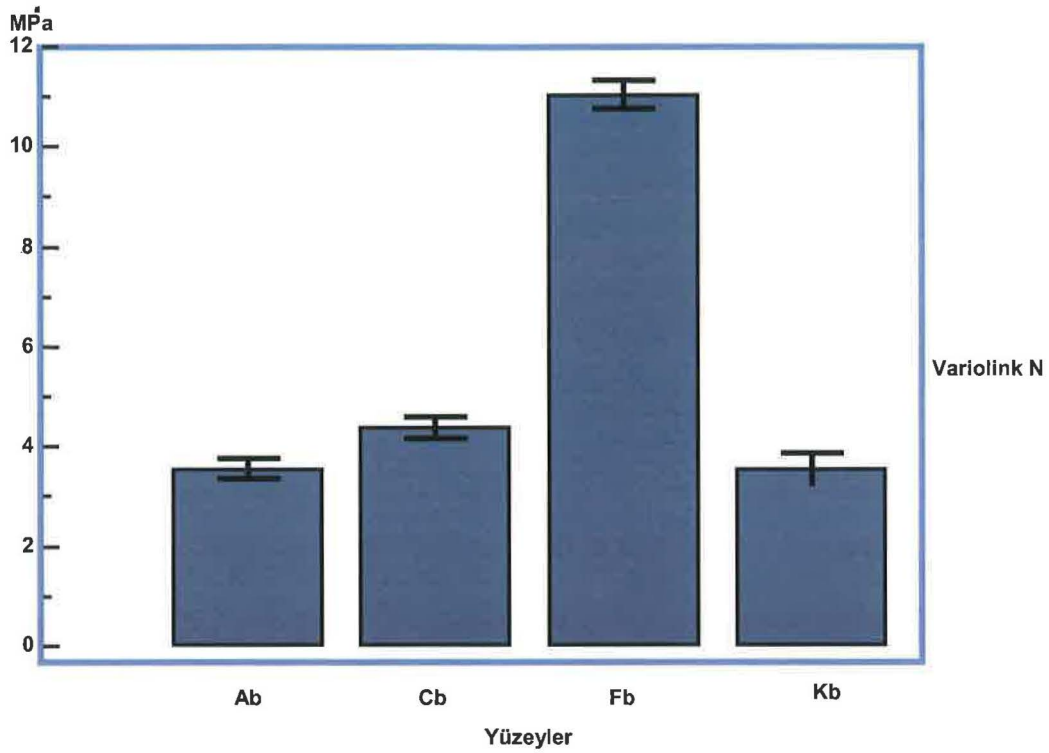
1.a. Dört farklı yüzey uygulaması yapılan zirkonyum diskler, MDP içerikli kompozit reçine siman (Panavia F 2.0) ile yapıştırıldığında ortalama retansiyon

değerleri Cojet uygulaması için 5,31 MPa,  $Al_2O_3$  ile kumlanmış olan zirkonyum disklerde 6,84 MPa, fiber lazer uygulaması için 11,91 MPa ve kontrol yani yüzey uygulaması yapılmayan gruplarda 4,83 MPa olarak bulunmuştur. Fiber lazer uygulanmış grupta makaslama kuvveti değeri diğer üç gruptan istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Cojet grubu ile  $Al_2O_3$  ve kontrol grupları arasındaki retansiyon değeri istatistiksel olarak anlamlı değilken;  $Al_2O_3$  ve kontrol grupları arasındaki retansiyon değeri anlamlı bulunmuştur( $p<0.05$ )



**Grafik 2:** Zirkonyum disklere uygulanan yüzey pürüzlendirme işlemlerinin ortalama bağlantı kuvveti değerleri

1.b. Zirkonyum diskler Bis-GMA bazlı siman (Variolink N) ile yapıştırıldığında ortalama retansiyon değerleri; Cojet uygulaması için 4,39 MPa,  $Al_2O_3$  ile kumlanmış olan zirkonyum disklerde 3,55 MPa, fiber lazer uygulaması için 11,03 MPa, kontrol grubunda 3,54 MPa olarak bulunmuştur. Fiber lazer uygulanmış grupta retansiyon değeri diğer üç gruptan anlamlı olarak farklı bulunmuştur. Cojet,  $Al_2O_3$  ve kontrol grupları arasındaki retansiyon değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p<0.05$ ).



**Grafik 3:** Farklı siman tiplerinin, yüzey uygulamasına göre karşılaştırılması

2- Farklı siman tiplerinin, yüzey uygulamasına göre karşılaştırılması

2.a. Fiber lazer uygulaması yapılmış zirkonyum disklerin ortalama retansiyon değerleri Panavia F 2.0 için 11,91 MPa, Variolink N için 11,03 MPa olarak bulunmuştur ve iki simanın retansiyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ( $p < 0.05$ ).

2.b.  $Al_2O_3$  ile kuşlanmış olan zirkonyum disklerin ortalama retansiyon değerleri, Panavia F 2.0 için 6,84 MPa, Variolink N için 3,55 MPa olarak bulunmuştur. İki simanın retansiyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ( $p < 0.05$ ).

2.c. Cojet uygulaması yapılmış zirkonyum disklerin ortalama retansiyon değerleri, Panavia F 2.0 için 5,31 MPa, Variolink N için 4,39 MPa olarak bulunmuştur. İki simanın retansiyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ( $p < 0.05$ ).

2.d. Yüzey uygulaması yapılmayan zirkonyum disklerin ortalama retansiyon değerleri, Panavia F 2.0 için 4,83MPa, Variolink N için 3,54 MPa olarak

bulunmuştur. İki simanın retansiyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur( $p<0.05$ ).



#### 4.1 Ayrılma Tipleri

Makaslama testi uygulanan örneklerde oluşan ayrılma tipleri ARI (Adhesive Renmark Indeks) ve BRI (Base Renmark Indeks) indekslerine göre incelendi (121).

ARI (Adhesive Renmark Indeks):

0= Rezin simanın tamamı dentin yüzeyinde

1= Rezin simanın yarısından azı dentinden ayrılmış

2= Rezin simanın yarısından fazlası dentinden ayrılmış

3= Dentinde rezin siman yok

**Tablo 9:** Makaslama testi uygulandıktan sonra ARI indeksine göre ayrılma tipleri

<u>Grup adı</u>	<u>Ayrılma tipleri</u>			
	<u>0</u>	<u>1</u>	<u>2</u>	<u>3</u>
Ka (Kontrol panavia)	12	2	1	0
Kb (Kontrol variolink)	6	5	4	0
Aa (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Panavia)	13	2	0	0
Ab (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Variolink)	11	4	0	0
Ca (Cojet Panavia)	11	3	1	0
Cb (Cojet Variolink)	9	5	1	0
Fa (Fiberlazer Panavia)	0	0	2	13
Fb (Fiberlazer Variolink)	1	3	2	9

BRI (Base Renmark Indeks)

0= Zirkonyumda rezin siman yok

1= Rezin simanın yarısından azı zirkonyum yüzeyinde

2= Rezin simanın yarısından fazlası zirkonyum yüzeyinde

3= Rezin simanın tamamı zirkonyum yüzeyinde

**Tablo 10:** Makaslama testi uygulandıktan sonra BRI indeksine göre ayrılma tipleri

<u>Grup adı</u>	<u>Ayrılma tipleri</u>			
	<u>0</u>	<u>1</u>	<u>2</u>	<u>3</u>
Ka (Kontrol panavia)	12	2	1	0
Kb (Kontrol Variolink)	6	5	4	0
Aa (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Panavia)	13	2	0	0
Ab (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Variolink)	11	4	0	0
Ca (Cojet Panavia)	11	3	1	0
Cb (Cojet Variolink)	9	5	1	0
Fa (Fiberlazer Panavia)	0	0	2	13
Fb (Fiberlazer Variolink)	1	3	2	9

Ka, Kb, Aa, Ab, Ca, Cb gruplarında 0 (ARI: Rezin simanın tamamı dentin yüzeyinde, BRI: Zirkonyumda rezin siman yok) indeksinin çoğunlukta olduğu; Fa ve Fb gruplarında 3 (ARI: dentinde rezin siman yok, BRI: Rezin simanın tamamı zirkonyum yüzeyinde) indeksinin çoğunlukta olduğu görüldü.



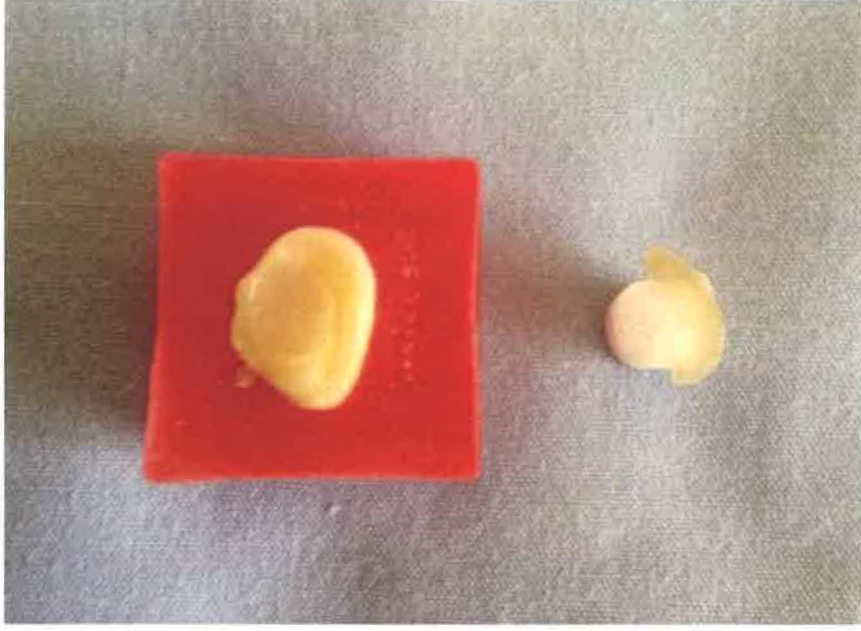
**Resim 36:** Rezin simanın tamamının zirkonyum yüzeyinde olan örneğin görüntüsü



**Resim 37:** Resin simanın tamamının dentin yüzeyinde olan örneğin görüntüsü



**Resim 38:** Resin simanın yarısından fazlasının dentin yüzeyinde olan örneğin görüntüsü

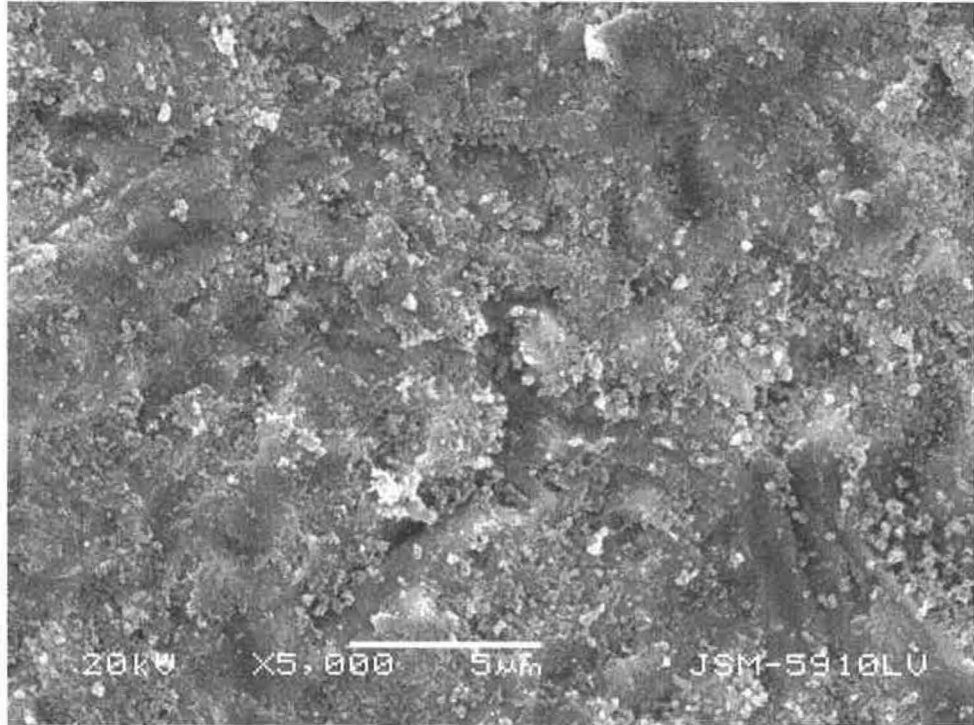


**Resim 39:** Rezin simanın yarısından fazlasının zirkonyum disk yüzeyinde olan örneğin görüntüsü

### 4.3 Sem Bulgularının Değerlendirilmesi

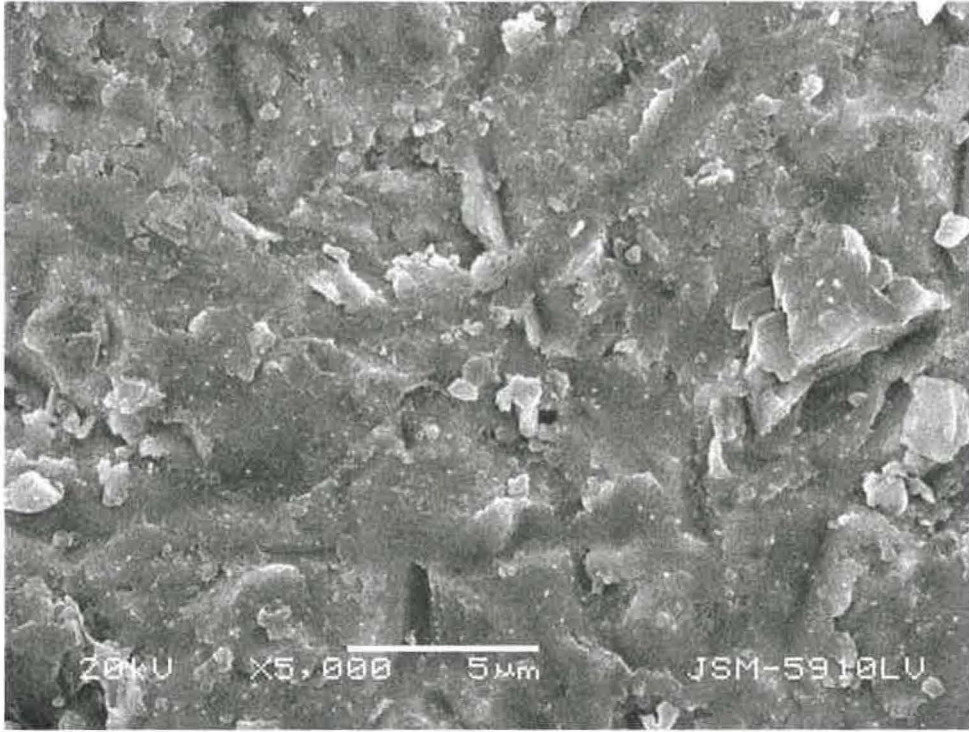
Çalışmamızda, farklı yüzey pürüzlendirme işlemleri uyguladığımız ve yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanmayan kontrol grubu zirkonyum disklerin yüzey görüntüleri SEM (Tarayıcı Elektron Mikroskobu) ile incelendi ( Resim 40-43). SEM görüntüleri incelendiğinde, fiber lazer, cojet (silika kaplı  $Al_2O_3$ ) ve kum (  $110 \mu m$   $Al_2O_3$ ) uygulaması yapılan zirkonyum disklerin yüzey pürüzlülüğünün arttığı gözlemlenmiştir. Ayrıca fiber lazer uygulaması yapılan zirkonyum disklerin SEM görüntülerinde yüzey pürüzlülüğü, cojet ve kum uygulamalarından daha fazla olduğu gözlemlenmiştir. SEM görüntüleri de çalışmamızın sonucunu destekler niteliktedir.

Cojet (silika kaplı  $Al_2O_3$ ) uygulaması yapılan zirkonyum disklerin SEM görüntüsünde,  $30 \mu m$  boyutundaki kumların oluşturduğu, yüzeyel mikro çukurcuklar gözlenmektedir. Zirkonyum disk yüzeyinde herhangi bir çatlak ve bozulma gözlenmemektedir.



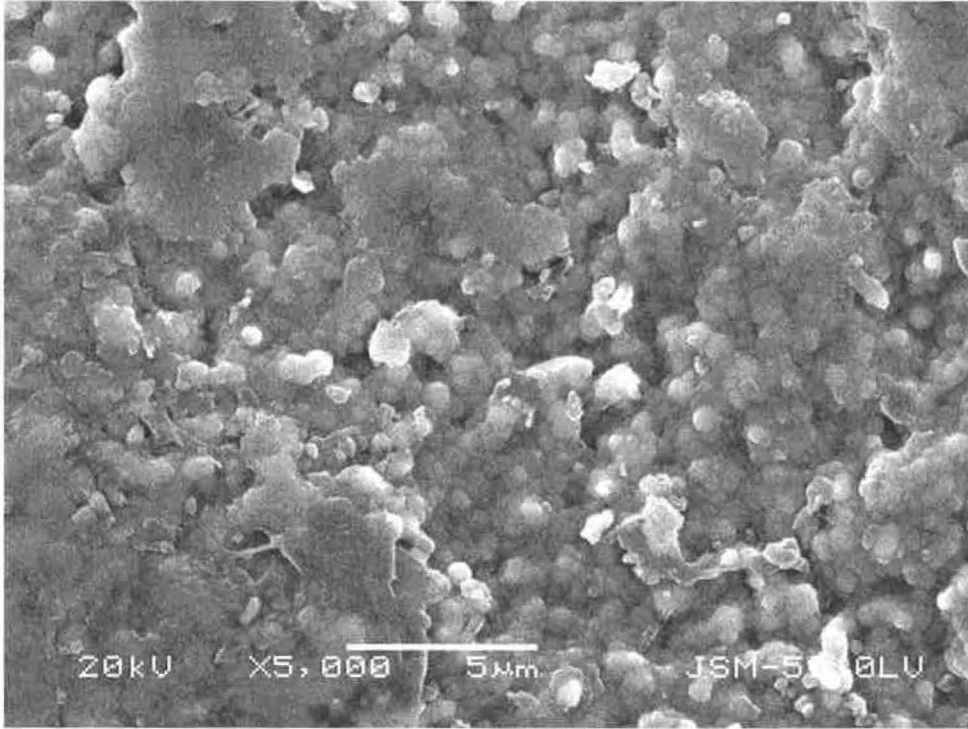
**Resim 40:** Cojet (silika kaplı  $Al_2O_3$ ) uygulaması yapılan zirkonyum disklerin SEM görüntüsü (x5000)

Kum ( 110  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) uygulaması yapılan zirkonyum disklerin SEM görüntüsünde, 110  $\mu\text{m}$  boyutundaki kumların oluşturduğu, cojet uygulaması yapılmış zirkonyum disklerin SEM görüntüsünden daha pürüzlü bir yüzey görüntüsü izlenmektedir.



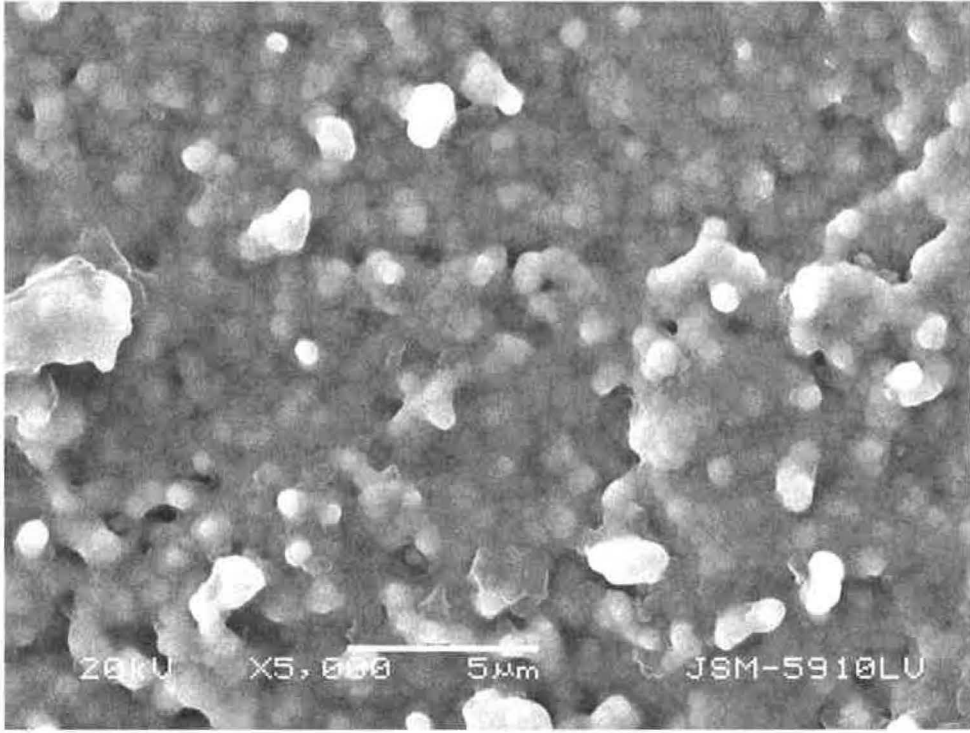
**Resim 41:** Kum ( 110  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) uygulaması yapılan zirkonyum disklerin SEM görüntüsü (x5000)

Fiber lazer uygulaması yapılan zirkonyum disklerin SEM görüntüsünde, zirkonyumun moleküler tanecikleri izlenmektedir. Ayrıca kontrol grubundan farklı olarak, tanecikler arasında ciddi derinlik farkı gözlenmektedir. Bu durum da bize diğer yüzey pürüzlendirme yöntemleri ile karşılaştırıldığında daha fazla pürüzlülüğünün oluştuğunu göstermektedir. SEM görüntülerinde zirkonyum diskin yüzeyinde herhangi bir çatlak ve başka bir bozulma gözlenmemiştir.



**Resim 42:** Fiber lazer uygulaması yapılan zirkonyum disklerin SEM görüntüsü (x5000)

Yüzey uygulaması yapılmayan kontrol grubu zirkonyum disklerin SEM görüntüsünde, zirkonyumun moleküler tanecikleri gözlenmektedir. Herhangibir pürüzlenme izlenmemektedir.



**Resim 43:** Yüzey uygulaması yapılmayan kontrol grubu zirkonyum disklerin SEM görüntüsü (x5000)



## 5. TARTIŞMA

Hastaların estetik restoratif materyallere olan talebinin, estetik bilincinin artması ve metal destekli seramik sistemlerin özellikle biyouyumluluk aynı zamanda optik özelliklerinin kalitesi konusundaki endişeler tam seramik kuronların geliştirilmesini sağlamıştır (122).

Tam seramik sabit restorasyonlar için geliştirilen en yeni materyal zirkonyum oksit bazlı materyallerdir. Bu materyaller biyouyumludur, düşük bakteri adezyonu gösterir, mükemmel mekanik özelliklere sahiptir ve konvansiyonel simantasyon yöntemleri ile diş simante edilebilirler (8). Zirkonyum, kimyasal ve boyutsal stabilite göstererek seramik sistemlerin güvenilirliğini arttırmıştır (9,10). Posterior diş restorasyonlarında güvenilir şekilde kullanılır.

Çalışmamızda, estetik kabul edilebilirliği yüksek, klinik kullanımda üstün mekanik özelliklere sahip ve en güncel dental materyal olan zirkonyum materyali kullanıldı.

İn-vitro çalışmaların sonucunun klinikte uygulanabilmesi için; çalışma şartlarının mümkün olduğunca doğal ortamı taklit etmesi gerekmektedir. Rosenritt ve arkadaşlarının, yapay ve doğal dişler üzerinde, seramik kuronların marjinal adaptasyonlarını ve kırılma dayanıklılıklarını inceledikleri çalışmada; doğal diş, metalden hazırlanmış yapay diş ve likit kristal polimerden hazırlanmış yapay dişler kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda; yapay dişlerin yüksek kırılma dayanıklılığı gösterdiğini ve bu durumun klinikteki uygulamalarda yanlış yorumlamalara neden olacağını söylemişlerdir. İnsan dişlerinin ya da materyallerinin, kırılma dayanıklılığının yapılacağı testlerde kullanılmasının daha uygun olduğunu belirtmişlerdir (19,123). Çalışmamızda da bu bilgilere dayanarak makaslama kuvvetinin daha doğru çıkması ve klinik koşullarına daha yakın olması için çürüksüz yirmi yaş dişleri kullanıldı

Parsiyel stabilize zirkonyumun kullanımı CAD/CAM sistemlerinin kullanımı ile kolaylaşmıştır (8,124). Yarı sinterize zirkonyum blokların kullanılmasında, daha kısa frezeleme zamanı ve aşındırmak için kullanılan frezlerin daha az yıpranması gibi

avantajlar vardır. Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda, hazırlanması daha kolay olduğu için yarı sinterize zirkonyum bloklar CAD/CAM sistemiyle üretildi.

Yüzey pürüzlülüğünün ve bağlantı dayanıklılığının araştırıldığı çalışmalarda örnek boyutları değişkenlik göstermektedir. Eğilmez ve ark. (125) 1.5x4 mm, Özcan ve ark. (126) 15x1.2 mm, Curtis ve ark. (5) 13x1.5 mm disk şeklinde blok hazırlamışlardır. Çalışmamızda örnekler, alt molar dişlerin okluzal yüzeyinde dentin açığa çıkarıldığında; materyalin dentin sınırları içerisinde kalması ve çalışma kolaylığı için çapı 6mm, zirkonyumun dayanıklılığından ödün verilmemesi için yüksekliği 4 mm olan disk bloklardan standart olarak laboratuvar ortamında hazırlandı.

Ernst ve ark. 2005 yılında yayınlanan çalışmalarında, kullandıkları insan dişlerini dezenfekte etmek için 1% kloramin-dehidrat solüsyonunda, dişleri 1 hafta boyunca bekletmişler (127), Pilo R ve ark. çalışmalarında çekilmiş dişleri %0,1'lik timol solüsyonu içerisinde bekletmiştir (128). Çalışmamızda, dişler, timol solüsyonunun metakrilat polimerizasyonunu olumsuz yönde etkilemesi, distile suyun antimikrobiyal özelliğinin olmamasından (129) dolayı oda sıcaklığında, %10'luk formol solüsyonu içerisinde 24 saat süre ile bekletilerek dezenfekte edildi. Dezenfekte edilen dişler çalışma süresince distile suda bekletildi.

Tanumiharja ve ark. (130), Ernst ve ark.(127)'nin çeşitli restoratif materyallerin bağlantı dayanıklılığını inceledikleri çalışmalarında; molar dişleri kullanmışlardır. Akkuş yapmış olduğu tez çalışmasında molar dişler üzerinde çalışma yapmıştır (19). Tarı yaptığı tez çalışmasında premolar dişleri kullanmıştır (120). Yapılan çalışmalarda diş üzerinde çeşitli yöntemlerle dentin açığa çıkarmışlar ve restoratif materyalin simantasyonunu yapmışlardır. Çalışmamızda, klinikteki uygulamaları taklit etmek için, dişlerin okluzal yüzeyinde, minenin 1,5 mm altından su soğutması altında, elmas frezlerle dentin açığa çıkarıldı. Zirkonyum diskler, farklı yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulandıktan sonra yirmi yaş dişlerde hazırlanan bu dentin yüzeylerine adeziv simanlar kullanılarak simante edildi.

İn-vitro çalışmalarda ağız içini taklit etme yöntemlerinden birisi de termal siklus uygulamasıdır. Hashimoto ve ark. yaptıkları in- vivo bir çalışmada, su içinde

5°C-55°C arasında yapılan 1000 siklusun 1 yıllık oral fonksiyona karşılık geldiğini söylemişlerdir(131). Ağız içindeki restorasyonların ömrünün ortalama dört-beş yıl olduğu (132)ve 5 yıllık oral fonksiyona denk gelmesi için çalışmamızda hazırlanan örneklerle, 5°C-55°C'lik su banyosunda 5000 termal siklus uygulaması yapıldı.

Zirkonyum oksit içeren tam seramik sistemler geleneksel simanlarla, geleneksel yöntemler kullanılarak simante edilebildiği (112) gibi rezin simanlar ile adeziv simantasyon tekniği ile de simante edilebilir (52).

Çinko fosfat simanların kullanımındaki yaklaşım, yüksek oranda mikrosızıntı göstermesi ve marjinlerdeki renklenmeler sebebiyle kullanılmaması yönündedir. Polikarboksilat simanların kullanımı da yetersiz fiziksel özellikleri nedeniyle önerilmemektedir (133,134).

Cam iyonomer simanlarla (CİS) klinik olarak başarılı sonuçlar alınmıştır. Ancak CİS'in fiziksel özellikleri optimum toz/likit oranına çok hassastır. Bu orandaki küçük değişiklikler dahi bu maddelerin klinik performansını önemli derecede etkilemektedir (133,135,136). CİS'in su ve nem ile sertleşmeden önceki erken teması önemli sorunlar yaratmaktadır. Kullanım sırasında iyi bir tükürük kontrolü şarttır (133,135,137).

Zirkonyum restorasyonların simantasyonunda, marjinal açıklıkları daha iyi kapatmaları, tutuculuklarının daha fazla olması, sekonder çürük riskini ve mikrosızıntıyı azaltmaları, restorasyonun kırılma direncini arttırmaları gibi avantajlarından dolayı adeziv simantasyon tercih edilmektedir (52). Ayrıca kuron boylarının kısa olduğu retansiyon problemi olan dişlerde geleneksel simanlar yerine rezin siman kullanımı endikedir (138,139)

Phark ve ark. 2009 yılında yaptıkları, zirkonyum seramiklerin adeziv simantasyonu ile ilgili yayınlarında, adeziv simantasyonun daha iyi retansiyon ve marjinal uyum göstermesinden dolayı tercih edilebileceğini söylemişlerdir (140).

Çalışmamızda, bu bilgiler doğrultusunda Çinko fosfat, CİS, Polikarboksilat simanlarının yarattığı olumsuz durumları elimine etmek ve adeziv simantasyonda kullanılan simanların yüksek tutuculuklarından ve olumlu avantajlarından

yararlanmak için hazırlanan Zirkonyum disklerin, dentin yüzeyine yapıştırılmasında adeziv simantasyon tekniği tercih edildi.

Zirkonyum restorasyonların adeziv simantasyonu için rezin siman ile arasındaki bağlantıyı oluşturmak zordur (108). Zirkonyum oksidin yüzey stabilitesi, siman ve restorasyon iç yüzü arasındaki kimyasal ve mekanik bağlantı açısından problem yaratır. Cam seramiklerde kullanılan asitle pürüzlendirme ve silan kullanımı, silika içermeyen aside karşı dirençli zirkonyum için geçersiz yöntemlerdir (77,139). Zirkonyum restorasyonların adeziv simantasyon ile uzun dönem, başarılı bir bağlanma oluşturması için iki önemli anahtar faktöre ihtiyaç var. Bunlar; kimyasal bağlanma ve mikromekanik kilitlenmedir (71,112,140,141). Kimyasal bağlanma genellikle rezin simanların kullanımıyla ve silika ile kaplanmış  $Al_2O_3$  (Cojet veya rocatec) kumunun uygulanmasıyla sağlanmaktadır (142,143). Mikromekanik bağlanma için genellikle alüminyum oksit ile kumlama ve tribokimyasal uygulama kullanılmaktadır (126, 141). Kumlama, yüzey enerjisini ve yüzey pürüzlülüğünü artırdığı için rezin siman ve zirkonyum restorasyonlar arasındaki bağlantıyı da artırmaktadır (140).

Cojet silika kaplanmış alüminyum oksit partiküllerini seramik yüzeyine transfer eder. Böylece silika ile kaplanmış yüzeye silan ajanı da uygulanınca; polimer ve inorganik yapılar arasında önemli derecede kimyasal bağlantı sağlanır (125). Ayrıca cojet klinikte uygulandığı için kullanım kolaylığı da bulunur (126).

Yapmış olduğumuz çalışmada, zirkonyum disklere adeziv simantasyondan önce; yüzey pürüzlendirme işlemlerinden, klinikte kullanımı kolay ve kimyasal bağlantısı iyi olduğu için cojet; yüzey enerjisini ve pürüzlülüğünü artırarak mikromekanik bağlantıyı sağlamasından dolayı da alüminyum oksit partikülleri ile kumlama yapıldı.

Zirkonyum restorasyonların simantasyonundan önce pürüzlendirilmesinde 125, 110, 50 ya da 25  $\mu m$  partikül büyüklüğünde kum kullanılmakla beraber (5, 144,145), çalışmalarda (108,125,126,143) çoğunlukla alt yapı materyalinin pürüzlendirilmesinde 110  $\mu m$  partikül büyüklüğünde ki  $Al_2O_3$  kumu kullanılmıştır. Kim ve ark. 110  $\mu m$   $Al_2O_3$  kumu ile 10 mm uzaklıktan 0.25 MPa basınç ile 13 sn

pürüzlendirme yaptığında, termal siklus öncesi ve sonrasında, klinikte kabul edilebilir bir bağlantı elde edildiğini söylemişlerdir (143). Subaşı ve ark. 110  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  kumu ile 10 mm uzaklıktan 3 bar basınç ile 15 sn pürüzlendirme yapmış ve bunu Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen örneklerle karşılaştırdığında kumlanan örneklerin daha fazla bağlantı dayanımı gösterdiğini söylemişlerdir (144). Eğilmez ve ark., 110  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  kumu ile 10 mm uzaklıktan 280 kPa basınç ile 20 sn pürüzlendirme yapmışlardır (125). Özcan ve ark. 2003 yılında yayınlanan bir çalışmalarında, 110  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  kumu ile 10 mm uzaklıktan 2,8 bar basınç altında 13 sn boyunca zirkonyum materyalini pürüzlendirmiştir (78). Amaral ve ark., 110  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  kumu ile 10 mm uzaklıktan 2,8 bar basınç altında 20 sn pürüzlendirme işlemi yapmışlardır (146). Yapılan bir çalışmada 110  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  kumu ile 10 mm uzaklıktan 2,5 bar basınç altında 13 saniye kumlanan yüzeyde ideal bir pürüzlendirme oluştuğu söylenmiştir (118).

Yapılan çalışmaların sonuçlarını göz önüne alarak, çalışmamızda, zirkonyum disklerin bir kısmına 110  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  kumu ile 10 mm uzaklıktan 2,5 bar basınç altında 15 saniye pürüzlendirme işlemi uygulandı. Makaslama testi sonrasında bu grup kontrol ve cojet grubundan daha iyi bir bağlanma kuvveti göstermiştir.

Diş hekimliğinin hemen her alanında kullanılmaya başlayan lazer sistemleri, son zamanlarda yapılan çalışmalarda zirkonyum materyalinin pürüzlendirilmesinde de kullanılmaya başlanmıştır (108,144,147,148,149). Akın ve ark. Er:YAG lazeri (150), Usumez ve ark. Nd:YAG lazeri (151), Cavalcanti ve ark. Er:YAG lazeri (149), Stübinger ve ark. Er:YAG,  $\text{CO}_2$ , Diod lazerleri (152), Ersu ve ark.  $\text{CO}_2$  lazeri (153) zirkonyum materyalini pürüzlendirmek için kullanmışlardır. Yapmış olduğumuz çalışmada da daha önce hiçbir çalışmada zirkonyum materyalini pürüzlendirmek amacıyla kullanılmadığı için Yb:Fiber lazer kullanıldı.

Zirkonyum disk yüzeyi ile rezin siman arasında bağlantı dayanıklılığını sağlamak için yapılan yüzey pürüzlendirme işlemlerinin ardından, zirkonyum diskler adeziv simantasyon için hazır hale getirildi.

Zirkonyum restorasyonların simantasyonunda; Panavia EX<sup>®</sup>, Panavia F2.0<sup>®</sup>, RelyX<sup>®</sup>, UniCem<sup>®</sup> gibi fosfat monomeri içeren ve Bifix QM<sup>®</sup>, Dual Cement<sup>®</sup>,

Duo<sup>®</sup>, Cement Plus<sup>®</sup>, Multilink Automix<sup>®</sup>, ParaCem Universal DC<sup>®</sup>, PermaCem Smartmix<sup>®</sup>, RelyX ARC<sup>®</sup>, Variolink Ultra<sup>®</sup>, Variolink II<sup>®</sup> gibi fosfat monomeri içermeyen rezin simanlar kullanılabilir (154). Çalışmamızda, farklı yüzey uygulamaları yapılan zirkonyum disklerle olan bağlantısının değerlendirilmesi amacıyla, birçok literatürde olumlu sonuçlar veren (77,108,139,142,143), yüksek bağlantı dayanımı gösteren MDP içerikli siman ve klinikte kullanımı yaygın olan Bis-GMA içerikli simanlardan birer tane olmak üzere iki farklı (Panavia F 2.0, Variolink N) rezin siman kullanıldı.

Akın ve ark. Er:YAG lazer uygulamalarının rezin siman ve Y-TZP seramik arasındaki bağlantı dayanımı ve mikrosızıntıya etkisini inceledikleri çalışmada; Er:YAG lazer ile pürüzlendirilip NX3 rezin siman ile yapıştırılan örneklerin bağlantı dayanımının, kontrol grubundaki örneklerden daha fazla olduğunu belirtmişlerdir (150). Usumez ve ark. farklı yüzey pürüzlendirme işlemleri yapıp, Clearfil Esthetic siman ile yapıştırılan zirkonya seramiğin bağlantı dayanımını inceledikleri çalışmalarında; Nd:YAG lazerin kısa pulse aralığındaki pürüzlendirmenin daha iyi iken; kısa ve uzun pulse aralıklarının her ikisinde de yüzey pürüzlülüğünün önemli derecede arttığını söylemişlerdir. Zirkonya ve rezin siman arasındaki bağlantının lazer gruplarında kumlama ve asitle pürüzlendirilen gruplara göre daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (151).

Cavalcanti ve ark. farklı yüzey tedavileri yapılmış, MDP ve Bis-GMA içerikli olmak üzere iki farklı rezin siman ile yapıştırılmış zirkonya seramiğin rezin simanla bağlantısını inceledikleri çalışmada; kumlama yapılan grubun her iki rezin simanda da bağlantı kuvvetinin Er:YAG lazer uygulanan grubun bağlantı kuvvetinden daha fazla olduğunu söylemişlerdir (149). Stübinger ve ark. Er:YAG, CO<sub>2</sub> ve diod lazerlerin zirkonyum implantların yüzey özellikleri üzerine etkilerini inceledikleri çalışmada; SEM görüntülerine göre, Er:YAG ve diod lazerlerin herhangi bir işlem uygulanmamış yüzeyle karşılaştırıldığında zirkonya materyali üzerinde gözle görülebilir yüzey değişikliğine neden olmadığını söylemişlerdir. Ayrıca Er:YAG lazerin zirkonya materyalinden geçtiğini ve CO<sub>2</sub> lazerin materyalde ciddi çatlaklar oluşturduğunu belirtmişlerdir (152). Ersu ve ark. cam infiltre alümina seramiklerin çeşitli yüzey işlemleri uygulanıp, Multilink Automix ile

simantasyonundan sonra; oluşan bağlantı ve yüzey pürüzlülüğünü inceledikleri çalışmada; 50  $\mu\text{m}$ 'lik  $\text{Al}_2\text{O}_3$  ile kumlama yapılan grubun yüzey pürüzlülüğünün in-ceram spinelde (IS), in-ceram alümina (IA) ve in-ceram zirkonyadan (IZ) daha fazla olduğunu,  $\text{CO}_2$  lazerin IS'de oluşturduğu bağlantı değerinin diğer yüzey uygulamaları sonucu oluşan bağlantı değerinden daha fazla olduğunu,  $\text{CO}_2$  lazer ve 27  $\mu\text{m}$ 'lik  $\text{Al}_2\text{O}_3$  ile kumlama yapılan grubun bağlantı değerlerinin hidroflorik asit ve 50  $\mu\text{m}$ 'lik  $\text{Al}_2\text{O}_3$  ile kumlama yapılan gruplardan daha fazla olduğunu söylemişlerdir. Ayrıca bağlantı dayanımının yüzey pürüzlülüğüne bağlı olmadığını belirtmişlerdir (153). Subaşı ve ark. rezin siman seçiminin ve yüzey pürüzlendirmenin zirkonyum bağlantısına etkisini araştırdığı çalışmada; simantasyon için, RelyX, Clearfil Esthetic Cement ve Panavia F kullanmışlardır. Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiş zirkonyum materyalindeki bağlantı dayanımının kumlama, kumlama+lazer ve cojet uygulanmış zirkonyumdan daha düşük olduğunu söylemişlerdir. Ayrıca en fazla pürüzlendirmenin kumlama grubunda olduğunu ve rezin siman seçiminin pürüzlendirmeden daha etkili olduğunu belirtmişlerdir(144).

Ural ve ark. 2010 yılında yayınlanan, lazer ile pürüzlendirmenin zirkonya seramik ve rezin siman arasındaki bağlantıya etkisini araştırdıkları çalışmada; çeşitli yüzey pürüzlendirme işlemi yaptıkları zirkonya seramikleri Panavia F 2. 0 ile dentine yapıştırmışlardır.  $\text{CO}_2$  lazer uygulanan örneklerin kumlama ve hidroflorik asit uygulanan örneklerden daha fazla bağlantı dayanımı gösterdiğini, lazer uygulamasının zirkonya seramiğin rezin simana bağlantısı için tavsiye edilebilir bir uygulama olduğunu ve bu konuda daha fazla araştırmaya ihtiyaç olduğunu söylemişlerdir (155). Ural ve ark. 2012 yılında yayınlanan, zirkonyum seramik ve rezin siman arasındaki bağlantıya farklı güç aralıklarında uygulanan  $\text{CO}_2$  lazerin etkisini araştırdıkları çalışmada, zirkonyum seramiğine  $\text{CO}_2$  lazerin 2W, 3W, 4W, 5W güç aralıklarında uygulamasını yapmışlar ve pürüzlendirme sonrasında Panavia F ile simante etmişler. 2W güç uygulanan örneklerin diğer örneklerden daha fazla bağlantı dayanımı gösterdiğini ve en az bağlantı dayanımını 5W uygulanan örneklerin gösterdiğini söylemişlerdir (156).

Demir ve ark. 2012 yılında yayınlanan, farklı yüzey uygulamaları yapılan zirkonyum seramiğin yüzey pürüzlülüğünü ve morfolojik değişiklikleri inceledikleri

çalışmada; 400 mJ enerjisindeki Er:YAG lazerin simantasyon öncesi mikromekanik retansiyon oluşturmak için kullanılabileceğini, ancak kumlamanın yüzey pürüzlendirme metodlarının en etkilisi olduğunu söylemişlerdir (157). Akyıl ve ark. 2010 yılında yayınlanan; lazer, kumlama ve cojet ile pürüzlendirilip, Clearfil Esthetic siman ile yapıştırılan Y-TZP seramiğin rezin siman ile bağlantısını inceledikleri çalışmada; kumlama ve cojetin bağlantı dayanımını artırmada en etkili yöntem olduğunu, CO<sub>2</sub> ve Er:YAG lazerin bağlantıyı artırabileceğini, Nd:YAG lazerin bağlantı dayanımını azaltabileceğini, kumlama sonrası uygulanan CO<sub>2</sub> ve Er:YAG lazerin bağlantı dayanımını azaltabileceğini ancak; Nd:YAG lazerin artırabileceğini söylemişlerdir (148).

Çalışmamızda Yb:fiber lazer ile pürürlendirilen zirkonyum disklerin rezin siman ile arasındaki bağlanma dayanımı; kumlama ve cojetin oluşturduğu bağlanma dayanımından istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek olduğu görüldü.

Yapılan birçok çalışmada silika ve silan uygulanan Procera seramiklerde uzun süre termal çevirim uygulandığı zaman bağlantı kuvvetlerinin azaldığını söylemişlerdir (71,158-161). Aynı şekilde cam fazı içermeyen tüm alumina ve zirkonya seramikler silika ve silan ile uzun süreli bağlantı kuramamaktadırlar (162,163). Kern ve Wegner; BisGMA içeren reçine simanların başlangıç bağlantı değerleri yüksek çıkmasına rağmen, termal siklus sonrasında oluşan bu bağlantının stabil olmadığını ve zamanla azaldığını bildirmişlerdir. Resin simanlarla Y-TZP seramikler arasında bağlantıyı arttırmak amacıyla uygulanan tribokimyasal kaplama ve ardından silan uygulamasıyla oluşan bağlantı direncinin yüksek olmamasının sebebi; silan bağlayıcı ajanları ile Y-TZP'nin yapısında bulunan zirkonyum oksitler (%96) arasındaki kimyasal reaksiyonun zayıf olmasıdır (77).

Zirkonyum yüzeyine uygulanan kumlama veya tribokimyasal kaplama gibi çeşitli işlemler neticesinde ve özellikle fosfat monomer içeren bir rezin siman kullanıldığında uzun süreli ve dayanıklı bir bağlantı sağlanabilir (138,139). Oyağüe ve ark. 2009 yılında yayınlanan çalışmalarında, self adeziv veya Bis-GMA içeren rezin simanların bağlantı değerlerini karşılaştırmışlar. Zirkon seramik yüzeylere bağlantıda en uygun simanın, 10-MDP içeren siman sistemlerinin olduğu, MDP içerikli rezin siman içerisindeki ester gruplarının porselen yüzeyi ile etkileşime



girdiklerini, adezyonu kolaylaştırdığını ve simantasyon öncesinde, herhangi bir yüzey işleminin gerekli olmadığını belirtmişlerdir (142). Kern ve ark. yaptıkları bir çalışmada, zirkonyum seramiklerde yüksek ve devamlı bir bağlantı için MDP içerikli rezin siman ile kumlama kombinasyonunun kullanılabileceğini söylemişlerdir (77). Subaşı ve ark. 2012 yılında yayınlanan çalışmalarında, zirkonyum restorasyonlarda siman seçiminin yüzey pürüzlendirilmesinden daha önemli olduğunu ve zirkonyum simantasyonu için en uygun simanın fosfat monomer içerikli simanların olduğunu söylemişlerdir (144). Uludamar tez çalışmasında, 5 farklı yüzey pürüzlendirme işleminin rezin yapıştırma simanlarının zirkonyum seramiklere yapışmasına etkilerini incelemiştir. Bunun sonucunda; 110  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  ile pürüzlendirilen örneklerin rezin siman ile bağlantısını en yüksek bulmuş. Kullanılan rezin simanlardan Multilink Automix'in, Multilink Sprinte göre daha yüksek bağlanma dayanımı olduğunu görmüşlerdir (164). Akkuş tez çalışmasında, iki farklı zirkonyum sisteminin, farklı yüzey hazırlıkları yapılarak, farklı yapıştırma sistemleri ile simantasyonu sonucunda meydana gelen bağlantı direncini incelemiştir. Çalışmanın sonucunda; MDP içeren dual-cure rezin siman olan Panavia F 2.0'nin bağlantı dayanıklılık değerlerini, zirkonyum primer içerikli kimyasal olarak sertleşen Multilink Automix rezin simanın bağlantı değerlerinden daha yüksek bulmuştur (19).

Birçok çalışmada zirkonyum restorasyonların simantasyonu için MDP içerikli rezin simanlar önerilmektedir. MDP içerikli rezin simanların yapısındaki fosfat esteri, zirkonyum dioksit gibi metal oksitlerle kimyasal bağ kurar (139) ve ikinci bağlanma mekanizması ise siloksan bağlarının oluşmasıdır (165). Böylece rezin siman ile olan bağlantı daha güçlü hale gelir. Prehidrolize tek ve çift komponentli silan sistemleri olmak üzere iki tip silan sistemi vardır (166). Bu silan sistemleri MDP içeren primer ve silan karışımının uygulandığı zirkonya yüzeylerinde kompozit rezin siman ile bağlanma değerlerinin kısa dönemde yüksek bulunmasının nedenidir. Zirkonya materyali silika ile kaplandığında kimyasal siloksan bağı ve MDP ile zirkonyum oksit bağlantısı gerçekleşmekte, silika uygulanmadığı takdirde ise siloksan bağlantısı gerçekleşmemekte, sadece MDP ve zirkonyumoksit bağlantısı kimyasal bağlantıyı sağlamaktadır (112). Kern ve ark. yaptıkları çalışmada, 3 gün suda bekletilen örneklerden elde edilen başlangıç değerlerinin, 150 gün suda bekletilen örnekler ile karşılaştırmışlar. Sadece MDP içeren rezin simanların,

kumlanan 3Y-TZP'ye olan bağlantı kuvvetlerindeki düşüşünün istatistiksel olarak anlamlı olmadığını söylemişler. Bis-GMA monomer içeren rezin siman veya poliasit modifiye rezin siman kullanımı, silanizasyon, silika kaplama gibi diğer bağlantı methodlarının, 3Y-TZP'ye uzun ömürlü bağlantı sonucu vermediği belirtilmiştir (77). Oyağüe ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, rezin-seramik ara yüzündeki bağlantı kuvvetinin ömrünün, seramik yüzeyde yapılacak değişikliklerden çok, siman seçimine bağlı olduğu; 10-MDP içeren rezin simanların ve self-adeziv rezin simanların, zirkonyum seramiklerin simantasyonu için uygun olduğu; rezin siman-zirkonyum seramik arasındaki ayrılmada, suda bekletme işleminin önemli rol oynadığı belirtilmiştir (167). Oyağüe ve arkadaşlarının yaptıkları diğer bir çalışmada, self adeziv veya Bis-GMA içeren rezin simanları karşılaştırmışlardır. Zirkon seramik yüzeylere bağlantıda en uygun simanın, 10-MDP içeren siman sistemlerinin olduğu ve simantasyon öncesinde, herhangi bir yüzey işlemine gerek olmadığı belirtilmiştir (142). Kern ve Wegner; BisGMA içeren rezin siman ile simantasyonu yapılan zirkonyum restorasyonların bağlantı dayanımının termal siklus sonrasında azaldığını söylemişlerdir (77). Çalışmamızda cojet ile pürüzlendirilip, MDP içerikli siman ile simante edilen örneklerin bağlantı değerleri, kontrol grubu örneklerinin bağlantı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ). Fakat cojet ile pürüzlendirilip, Bis-GMA içerikli rezin siman ile simante edilen örneklerin bağlantı değerleri, kontrol grubu örneklerinin bağlantı değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ( $p<0.05$ ). Bunun nedeninin, yapılan çalışmalarda belirtildiği gibi, çalışmamızda da örneklere uygulanan uzun süreli termal siklus işlemi olduğu düşünülmektedir.

Yaptığımız çalışmada Bis-GMA içerikli variolink N ile simante edilen örneklerin bağlantı dayanımı, MDP içerikli Panavia F 2.0 ile simante edilen örneklerin bağlantı dayanımından düşük çıkmıştır. Bis-GMA içerikli Variolink N ile simante edilen örneklerin bağlantı dayanımının düşük çıkmasının nedeni olarak, uzun dönem termal siklus uygulamasının yapılması olarak görülmüştür. Çalışmamızın sonuçları, yapılan çalışmalar ile paralellik göstermektedir.

Adezivleri değerlendirmede bağlantı kuvveti testleri sıklıkla kullanılmaktadır. Biomateryal ve diş arasındaki adezyon ne kadar güçlüyse rezin polimerizasyonu ve

oral fonksiyon sırasında oluşan streslere o oranda dayanıklı olacaktır (168). In vitro koşullarda dental malzemelerin ve bağlayıcı ajanların diş dokularına olan bağlantı dayanıklılıklarını belirlemede en çok makaslama (shear) ve mikro-çekme (micro-tensile) bağlantı kuvvetleri test yöntemleri kullanılmaktadır (169,170). Akkuş tez çalışmasında, zirkonyum materyali ile rezin siman arasındaki bağlantıyı incelemiştir. Önce mikro-çekme testi uygulanmak istenen örneklerden 1 mm<sup>2</sup>'lik deney numuneleri elde etmek üzere kesitlendirme çalışmalarına başlanılmış, her bir örnekten 6 adet kesit elde edilmesi planlanmış. Ancak deney örnekleri kesme cihazının bıçağı ile karşılaştığında diş ve zirkonyum birbirinden ayrılmış ve her tip deney örneğinden ancak 1 veya 2 adet 1mm<sup>2</sup>'lik kesit elde edilebilmiş. Bu kadar az sayıda kesit ile doğru veriler elde edilemeyeceğinden Akkuş çalışmasında bağlantı dayanıklılıklarının karşılaştırılması amacı ile makaslama testi kullanılmasına karar vermiştir (19). Bu pilot çalışma doğrultusunda; çalışmamızda, kullanılan materyalin sert olması ve kalınlığının fazla olması nedeniyle zirkonyum disklerden mikro-çekme testi için numunelerin elde edilmesinin zor olmasından dolayı, makaslama bağlantı testi kullanıldı.

Uludamar tez çalışmasında, 5 farklı yüzey pürüzlendirme işleminin rezin yapıştırma simanlarının zirkonyum seramiklere yapışmasına etkilerini incelemiştir. Tüm örneklerde kopmaların siman-seramik arayüzünde meydana geldiği görülmüştür (164).

Bazı çalışmalarda (121) ayrılma tiplerini değerlendirirken ARI ve BRI indekslerinden yararlanılmışlardır. Çalışmamızda da ayrılma tipleri bu indekse göre değerlendirildi. Bu indekse göre; kontrol, cojet, kumlama gruplarında çoğunlukla 0 (ARI=Rezin simanın tamamı dentin yüzeyinde, BRI= Zirkonyumda rezin siman yok) skoru, fiber lazer grubunda ise çoğunlukla 3 (ARI= Dentinde rezin siman yok, BRI= Rezin simanın tamamı zirkonyum yüzeyinde) skoru gözlenmiştir. Cojet, kontrol ve kumlama gruplarında 0 skorunun fazla olması yönüyle Uludamar'ın tez çalışmasını desteklemektedir.

Rezinin sıkı bir şekilde seramik yüzeye yapışması, mikromekanik bir yüzey kilitlemesine ve seramik yüzeyin aktivasyonu ile kimyasal bağlantı sağlanabilmesine bağlıdır (52). Bu nedenle restoratif materyaller ve rezin siman

arasındaki mikromekanik tutuculuğun en iyi şekilde sağlanabilmesi için çeşitli yüzey hazırlık yöntemleri uygulanmalıdır. Zirkonyum disklere uyguladığımız farklı yüzey özelliklerinin SEM görüntülerini değerlendirdiğimizde, yapılan uygulamanın yüzeydeki pürüzlülük etkisi görülmektedir. Yüzey pürüzlülüğü belirgin olan fiber lazer uygulanan zirkonyum disklerin rezin simanlarla adezyonu diğer gruplara göre anlamlı derecede artmıştır.

Çalışmamızda makaslama test sonuçlarına göre fiber lazer uygulanan ve MDP içeren kompozit rezin siman ile yapıştırılan grubun direnç değeri en yüksek değer olarak bulunmuştur. Fiber lazer uygulanan ve MDP içeren kompozit rezin simanla yapıştırılan grubun bulunan değerleri diğer grupların direnç değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0.05$ ). Fiber lazer uygulanan gruptan sonra, en yüksek direnç değerleri  $Al_2O_3$  ile kumlanan ve MDP içeren kompozit rezin siman ile yapıştırılan grupta bulunmuştur.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışma süresince elde edilen veriler neticesinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır;

1- Zirkonyum örneklerin Yb:Fiber lazer sistemi ile pürüzlendirilip Panavia F 2.0 simanı ile simantasyonu sonucu en yüksek bağlantı dayanıklılık değerleri elde edildi. En düşük bağlantı değerleri, Ab ( $Al_2O_3$  ile pürüzlendirilip, Variolink N ile simante edilen grup) ve Kb (yüzey pürüzlendirilmesi yapılmayıp, Variolink N ile simante edilen grup) gruplarında görüldü.

2- Genel olarak Variolink N ile simante edilen grupların bağlantı değerleri, Panavia F 2.0 ile simante edilen grupların bağlantı değerlerinden düşük çıktı.

3- Yb:Fiber Lazer ile pürüzlendirilen grupta, rezin simanlar arasındaki bağlantı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Bu durum bize zirkonyum restorasyonların siman ile bağlantısında; mikro mekanik tutuculuğun, siman seçiminden daha önemli olduğunu göstermektedir.

4- Zirkonyum yüzeylerin pürüzlendirilmesinde Cojet ve  $Al_2O_3$  ile kumlama yöntemleri tercih edilecekse, Panavia F 2.0 rezin simanın kullanımı önerilir.

5- Yapılan makaslama testinden sonra, diş-rezin siman-zirkonyum disk arasında oluşan ayrılma çeşidi; Yb:fiber lazer ile pürüzlendirilen gruplarda genel olarak dentinden ayrılma olmuştur. Resin siman zirkonyum disk yüzeyinde kalmıştır. Diğer gruplarda da genel olarak zirkonyumdan ayrılma olmuştur. Resin siman dentin yüzeyinde kalmıştır. Bu durumun nedeninin Yb:fiber lazer ile pürüzlendirilen gruplarda mikro mekanik tutuculuğun daha fazla olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

6- Yb:Fiber lazer ile yüzeyi pürüzlendirilen zirkonyum disklerin dentine olan yüksek bağlanma dayanımı göz önüne alındığında, zirkonyum restorasyonların yüzey pürüzlendirme işlemlerinde Yb: Fiber lazer uygulaması önerilir.

## 7. KAYNAKLAR

- 1- Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 1997;128(3):297-307.
- 2- Karataşlı Ö. Bilgisayar ortamında ve manuel olarak dizayn edilmiş zirkonya esaslı alt yapılar ile metal döküm alt yapıların marjinal uyumlarının karşılaştırılması. Doktora tezi, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2009.
- 3- Akın E. Diş hekimliğinde Porselen. (3. Baskı) İ.Ü Basım Evi ve Film Merkezi, İstanbul, syf. 7-10, 232-234, 1990.
- 4- Begazo CC, De Boer HD, Kleverlaan CJ, Van Waas MAJ, Feilzer AJ. Shear bond strength of different types of luting cements to an aluminium oxide-reinforced glass ceramic core material. Dent Mater 2004;20(10):901-907.
- 5- Curtis R, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. J Dent 2006;34(3):195-206.
- 6- Sun R, Suansuwan N, Kilpatrick N, Swain M. Characterisation of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. J Dentist 2000;28(6):441-445.
- 7- Rubin R. Zirkonya alt yapıli restorasyonların dişe bağlantı özelliklerinin incelenmesi. Doktora tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Entitüsü 2007.
- 8- 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(4):237-244.
- 9- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all- ceramic materials. Part 2 Zirconia-based dental ceramics. Dent Mater 2004;20(5):449-456.
- 10- Küçüköğlü D. Zirkonya blokların aşındırmayla oluşan kırılma dayanımları. Master tezi, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2008.
- 11- Ramazanoğlu N. Zirkonya implantların termal siklus uygulanmadan ve uygulandıktan sonra kırılma dayanımlarının değerlendirilmesi. Master tezi, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2008.
- 12- Özkurt Z. Farklı zirkonya esaslı alt yapılara bağlanan veneer seramiklerin makaslama kuvvetlerine karşı dirençlerinin karşılaştırılması. Doktora tezi, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2008.

- 13- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial: Review. *Biomaterials* 1999; 20(1):1-25.
- 14- Kittipibul P, Godfrey K. In vitro shearing force testing of the Australian zirconia- based ceramic Begg bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108(3):308- 315.
- 15- Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999;27(4):275-278.
- 16- Zalkind M, Hochman N. Direct core building using a preformed crown and prefabricated zirconium oxide post. *J Prosthet Dent* 1998;80(6):730- 732.
- 17- Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *J Prosthet Dent* 1998;80(5):551-558.
- 18- Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent* 1993; 69(6):599- 604.
- 19- Akkuş E. Farklı zirkonyum sistemlerinin farklı yüzey özellikleri varlığında farklı yapıştırma ajanları ile simantasyonu sonucunda meydana gelen bağlantı direncinin in vitro olarak incelenmesi. Doktora tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2009.
- 20- Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002;87(4):431-437.
- 21- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24(3):299-307.
- 22- Toprak D. Farklı yüzey uygulamalarının ve farklı rezin simanları CAD/CAM freze tekniği ile üretilen zirkonya post sisteminde retansiyona ve dirence etkilerinin in vitro olarak değerlendirilmesi. Doktora tezi, Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2011.
- 23- Malkoç MA, Sevimay M, Protetik diş hekimliğinde zirkonyum ve kullanım alanları. *SÜ Diş Hek Fak Derg* 2009;18(2):208-216.
- 24- Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B ve ark. Tam porselen sistemleri II, G Ü Dişhek Fak Derg 2005;22(1):49-60.
- 25- Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin N Am* 2004;48(2):531-544.

- 26- Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002;81(7):487-491.
- 27- Raigrodski AJ. Contemporary materials and Technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92(6):557-562.
- 28- Yılmaz B. Beş farklı yöntemle hazırlanan zirkonyum altyapılı kuronların marjinal uyum ve kırılma dirençlerinin in vitro olarak değerlendirilmesi. Doktora tezi, Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2008.
- 29- Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficiency of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;86(5):520-525.
- 30- Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol % yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 2004;25(24):5539- 5545
- 31- Jérôme C. What future for zirconia as a biomaterial?. *Biomaterials* 2006;27(4):535-543.
- 32- Francesco MP, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007;35(11):819-826.
- 33- Salihoğlu E. Farklı zirkonya sistemlerinde glazür ve termal siklus uygulamalarından sonra kırılma ve mikrosertlik değişimleri. Doktora tezi, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2009.
- 34- Willer J, Rossbach A, Weber HP. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *J Prosthet Dent* 1998;80(3):346-353.
- 35- Karaalioglu OF, Duymuş ZY. Diş Hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2008;18(1):25-32.
- 36- Mörman WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006; 137(Suppl-1):7-13.
- 37- Strup JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137(9):1289-1296.
- 38- Yöndem İ, Aykent F. Bilgisayar desteği ile hazırlanan dental seramikler (CAD/CAM). *Hacettepe Diş Hek Derg* 2008;32(3):79-86.
- 39- Piwowarczyk A, Ottele P, Lauer HC et al. A Clinical report and overview of Scientific Studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont* 2005;14(1):39-45.



- 40- Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: State of the art. *J Am Dent Assoc* 2001;132(9):1301-1303.
- 41- Şeker E, Ersoy AE. Diş hekimliğinde restoratif CAD/CAM sistemleri. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*. 2010;4(1):493-504.
- 42- Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Haccettepe Diş Hek Derg* 2008;32(2):58-72.
- 43- Meyenberg KH, Luthy H, Scharer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995;7(2):73-80.
- 44- Griggs JA. Recent advances in materials for all ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 2007;51(3):713-727.
- 45- 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(7):575-583.
- 46- Oden A, Anderson M, Magnusson D. Five year clinical evaluation of Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998;80(4):450-456.
- 47- Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent* 1999;82(6):643-657.
- 48- Öztürk AN, Aykent F. Denting Bonding ajanlar ve simantasyon. *C Ü Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 2001;4(2):128-131.
- 49- Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999;81(2):135-141.
- 50- Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara, 2004,syf: 183-189.
- 51- Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. İleri Restorasyon Teknikleri. 1. Baskı, Polat Basımevi, Ankara, 1998.
- 52- Uludamar A, Akalın B, Özkan YK. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dent J* 2011;14(2):140-153.
- 53- Burke FJ, Qaltrough AJ, Hale RW. Dentin-bonded all-ceramic crowns: current status. *J Am Dent Assoc* 1998;129(4):455-460.
- 54- Sorensen JA, Munksgaard EC. Relative gap formation of resin cemented ceramic inlays and dentin bonding agents. *J Prosthet Dent* 1996;76(4):374-378.

- 55- Sorensen JA, Munksgaard EC. Relative gap formation adjacent to ceramic inlays with combinations of resin cements and dentin bonding agents. *J Prosthet Dent* 1996;76(5):472-476.
- 56- Swift EJ, Perdiago J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. *Quintessence Int* 1995;26(2):95-110.
- 57- Dirihan RŞ. Farklı restorasyon teknikleri kullanılarak hazırlanmış fiberle güçlendirilmiş üç üyeli adeziv köprülerin kırılma dirençlerinin in vitro olarak karşılaştırılması. Doktora Tezi. Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2010.
- 58- Bowen RL. Compatibility of various materials with oral tissues. I: The components in composite restorations. *J Dent Res* 1979;58(5):1493-1503.
- 59- Bowen RL. Adhesive bonding various materials and to hard tissues. IV. Bonding to dentin promoted by a surface comonomer. *J Dent Res* 1965;44(5):895-902.
- 60- Şahin B. Estetik post sistemlerin tutuculuğu üzerine farklı yüzey uygulamalarının ve siman sistemlerin etkisi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2009.
- 61- Önal B. Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. E. Ü. Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Bornova, İzmir, 2001, syf:47-101.
- 62- Meerbeek BV, Perdiago J, Lambrechts P et al. The clinical performance of adhesives. *J Dent*. 1998;26(1):1-20.
- 63- Çulhaoğlu AK. Fiberle güçlendirilmiş indirekt kompozit sistemlerinin bazı fiziksel özelliklerinin ips empress seramik sistemi ile karşılaştırılarak incelenmesi. Doktora tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2007.
- 64- Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater* 2002;18(8):596-602.
- 65- Wassel RW, Barker D, Steele JG. Crowns and other extra-coronal restorations: Try-in and cementation of crowns. *Br Dent J* 2002;193(1):17-28.
- 66- Bilgin MS, Post kor sistemlerinin fraktür analizi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2008.
- 67- Akgüngör G, Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization models on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *J Prosthet Dent* 2006;95(5):368-378.

- 68- Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of literature. *J Prosthet Dent* 2003;89(3):268-274.
- 69- Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil* 2001;28(11):1022-1028.
- 70- Banks RG. Conservative posterior ceramic restorations: A literature review. *J Prosthet Dent* 1990;63(6):619-626.
- 71- Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent*, 2004;92(3):265-273.
- 72- Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent* 2005;93(3):253-259.
- 73- Wolfart M, Lehmann F, Wolfart F, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 2007;23(1):45-50.
- 74- Variolink N Kullanma Kılavuzu 03/2010, Rev. 1
- 75- Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E et al. Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement. *Oper Dent* 2004;29(1):60-68.
- 76- Bitter K, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. In vitro evaluation of push-out bond strength of various luting agents to tooth-colored posts. *J Prosthet Dent* 2006;95(4):302-310.
- 77- Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998;14(1):64-71.
- 78- Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003;19(8):725-731.
- 79- Sen D, Poyrazoğlu E, Tuncelli B et al. Shear bond strength of resin luting cement to glass-infiltrated porous aluminum oxide cores. *J Prosthet Dent* 2000;83(2):210-215.
- 80- Della Bona A, Van Noort R. Ceramic surface preparations for resin bonding. *Am J Dent* 1998;11(6):276-280
- 81- Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000;13(2):131-135.

- 82- Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surface. *Dent Mater* 2005;21(12):1158-1162.
- 83- Ishikawa I, Aoki A, Takasaki AA, Mizutani K, Sasaki KM, Izumi Y. Application of lasers in periodontics: True innovation or myth?. *J Clin Periodontol* 2000 2009;50(1):90-126.
- 84- Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: Science and instruments. *Dent Clin North Am* 2004;48(4):751-770.
- 85- Pecaro BC, Garehime WJ. The CO<sub>2</sub> laser in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1983;41(11):725-728.
- 86- Pick RM, Pecaro BC, Silberman CJ. The laser gingivectomy: The use of CO<sub>2</sub> laser for removal of phenytoin hyperplasia. *J Periodontol* 1985;56(8):492-496.
- 87- Research, Science and Therapy Committee of the American Academy of Periodontology. Laser in periodontics. *J Periodontol* 2002;73(10):1231-1239.
- 88- Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontol 2000* 2004;36(1):59-97.
- 89- Algan S. Kronik periodontitis hastalarında başlangıç periodontal tedaviye yardımcı olarak kullanılan Er:Yag lazer ve topikal ozon uygulamasının klinik ve mikrobiyolojik olarak karşılaştırılmalı değerlendirilmesi. Doktora tezi, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2011.
- 90- Arslan S. Ultrasonik uç veya Er:cr:ysgg lazer ile hazırlanan kök ucu kavitelerinde kök ucu dolgu materyali olarak kullanılan farklı adeziv sistemlerin apikal tıkama etkinliği. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2011.
- 91- Dederich D. Laser-tissue interaction what happens to laser light when it strikes tissue?. *J Am Dent Assoc* 1993;124(2): 57-61.
- 92- Dederich D, Bushick RD. Laser in dentistry separating science from hype. *J Am Dent Assoc* 2004;135(2):204-212.
- 93- Prof. Dr. Mehmet Yaltrık 4. Sınıf ders notları <http://www.istanbul.edu.tr/dishekimligi/dersnotlari/lazer.pdf>.
- 94- Kılınç A. Endodontide Lazer. Bitirme tezi, Ege Üniversitesi 2008.
- 95- Lazerler. Lazer teknolojileri uygulama ve araştırma merkezi. Kocaeli Üniversitesi. <http://latarum.kocaeli.edu.tr/dosyalar/BelgeselLAZER.pps> 15.04.2013
- 96- Miller M, Truhe T. Laser in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1993;124(2):32-35.

- 97- Kutsch VK. Laser in dentistry comparing wavelengths. J Am Dent Assoc 1993;124(2):49-54.
- 98- Öztürk B. Nd:yag, Er:yag ve CO<sub>2</sub> lazer ile pürüzlendirme sonrası florid uygulamasının süt ve sürekli dişlerde mine erozyonunu önlemede ve florid alımını arttırmada etkisinin *in vitro* incelenmesi ve yüzey morfolojisinin sem ile değerlendirilmesi. Doktora tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2012.
- 99- Eren F. Er,cr:ysgg ve er:yag lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerine, farklı rezin simanlarla uygulanan seramiklerin bağlanma kuvvetlerinin in-vitro olarak incelenmesi. Doktora tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2009.
- 100- Duarte F J. Tunable Laser Applications Second Edition 2009. Tunable fiber lasers, part 6 syf:179 and Popov S. Fiber laser overview and medical applications, Part 7 syf:213.
- 101- Fiber İnternet. Türk Telekom <http://www.turktelekom.com.tr/tt/portal/Guncel/Detay/Fiber-Internet> 25.04.2013
- 102- Periyodik Tablodaki Elementler Metal Eğitimi Bölümü Teknolojik Araştırmalar E-Eğitim Sitesi <http://www.teknolojikarastirmalar.com/e-egitim/Periyodik/PERIODIC/PERIODIC/Yb.html> 25.04.2013
- 103- Fiber tower lazer çözüm sistemleri- Markalama [http://www.markalama.com/dilresimleri/200706032339290.Fiber\\_Lazer\\_Teknolojisi.pdf](http://www.markalama.com/dilresimleri/200706032339290.Fiber_Lazer_Teknolojisi.pdf) 25.04.2013
- 104- Türkiye'de İlk, Dünyada Öncü Firmalar Arasındayız <http://www.moment-expo.com/turkiyede-ilk-dunyada-oncu-firmalar-arasindayiz> 25.04.2013
- 105- Makinalar MakineTurkiye.com <http://www.makinatorkiye.com/Lazer-Markalama-Makinalari/113965/Makinalar> 25.04.2013
- 106- 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(3):241-246.
- 107- Gökçe B, Özpınar B, DüNDAR M, Cömlekoglu E, Sen BH, Güngör MA. Bond strengths of all ceramics: Acid vs laser etching. Oper Dent 2007;32(2):173-178.
- 108- Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. Dent Mater 2006;22(2):195-200.
- 109- Özcan M, Nijhuis H, Valandro LF. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. Dent Mater 2008;27(1):99-104.

- 110- Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent* 1994;71(5):453-461.
- 111- Xible AA, de Jesus Tavarez RR, de Araujo CRP, Bonachela WC. Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strength of zirconia posts: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006;95(3):224-229.
- 112- Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004;91(4):356-362.
- 113- Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent* 2004;32(2):91-99.
- 114- Holoğlu B. Zirkonyum oksit esaslı alt yapılara uygulanan farklı yüzey işlemlerinin değişik üst yapı porselenlerinin bağlanma dayanımlarına etkisinin incelenmesi. Doktora tezi, Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2011.
- 115- American Dental Association Council on Dental Materials. Instruments and Equipment. Dentin Bonding Systems An update. *J Am Dent Assoc*, 1987;114(1):91-95.
- 116- Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res* 1995;74(9):1591-1596.
- 117- Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater* 2001;17(2):165-169.
- 118- Stewart GP, Jain P, Hodges J. Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin. *J Prosthet Dent* 2002;88(3):277-284.
- 119- Dhanasomboon S, Nikaido T, Shimada Y, Tagami J. Bonding amalgam to enamel: Shear bond strength and SEM morphology. *J Prosthet Dent* 2001;86(3):297-303.
- 120- Tarı T. Farklı yapıştırıcı ajanlarla simante edilen zirkonyum oksit seramik kuronların retansiyon dirençlerinin in-vitro olarak karşılaştırılması. Doktora tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2010.
- 121- Özcan M, Finnema K, Ybema A. Evaluation of failure characteristics and bond strength after ceramic and polycarbonate bracket debonding: effect of bracket base silanization. *Eur J Orthod*. 2008;30(2):176-182.
- 122- Şener D. Türker B. Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2009;19(1):61-67.

- 123- Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont* 2000;13(5):387-391.
- 124- Vigolo P, Motterle M. An in vitro evaluation of zirconia surface roughness caused by different scaling methods. *J Prosthet Dent* 2010;103(5):283-287.
- 125- Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Ozcan M, Lassila LV. Effect of Surface Modification on the Bond Strength between Zirconia and Resin Cement *Journal of Prosthodontics*. Doi: 10.1111/jopr.12030 Article first published online: 1 Apr 2013
- 126- Ozcan M, Melo RM, Souza RO, Machado JP, Felipe Valandro L, Bottino MA. Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface characteristics and phase transformation of zirconia after cyclic loading. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013;20:19-28.
- 127- Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005;93(6):551-558.
- 128- Pilo R, Lewinstein I, Ratzon T, Cardash HS, Brosh T. The influence of dentin and/or metal surface treatment on the retention of cemented crowns in teeth with an increased taper. *Dent Mater* 2008;24(8):1058-1064.
- 129- Tosun G, Şener Y, Şengün A. The Effect of Various Storage Solutions on The Bond Strength of Resin Composite to Enamel Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 2005;29(3):2-6.
- 130- Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater*. 2000;16(3):180-187.
- 131- 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(6):1385-1391.
- 132- Ulgen R. <http://www.dentarem.com/index.php?sayfa=tedaviler&sayfa2=protez>
- 133- Uludamar A, Aygün Ş, Kulak Özkan Y. Tam seramik restorasyonların simantasyonu. *Ataturk Univ Diş Hek Fak Derg* 2011;21(2):150-162.
- 134- McLaren EA. All-Ceramic Alternatives to Conventional Metal Ceramic Restorations, *Compend Contin Educ Dent* 1998;19(3):307-326.
- 135- Mount GJ. Glass-ionomer cements: past, present and future. *Oper Dent* 1994;19(3):82-90.

- 136- Turkođlu P, Butlan O, Ongul D. Tam Seramik Restorsyonlarda Dayanıklılığı Etkileyen Faktorler. İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakóltesi Dergisi 2010;44(1):45-53.
- 137- Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. J Prosthet Dent 1999;81(5):597-609.
- 138- Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials J Prosthet Dent 2007;98(5):379-388.
- 139- Aksoy İ, Varol S, Özkan Y. Zirkonyum restorasyonların simantasyonu. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2012;Supplement-6:124-131.
- 140- Phark JH, Duarte S Jr, Hernandez A, Blatz MB, Sadan A. In vitro shear bond strength of dual-curing resin cements to two different high-strength ceramic materials with different surface texture Acta Odontol Scand 2009;67(6):346-354.
- 141- Hummel M, Kern M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. Dent Mater 2004;20(5):498-508.
- 142- De Oyağue RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. Dent Mater 2009;25(2):172-179.
- 143- Kim MJ, Kim YK, Kim KH, Kwon TY. Shear bond strengths of various luting cements to zirconia ceramic: Surface chemical aspects J Dent 2011;39(11):795-803.
- 144- Subaşı MG, Inan O. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to zirconia Lasers Med Sci DOI 10.1007/s10103-012-1221-1.
- 145- Casucci A, Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Osorio E, Papacchini F, Ferrari M. Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments Dent Mater 2010;26(8):751-760.
- 146- Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. Dent Mater 2006;22(3):283-290.
- 147- Liu D, Matinlinna JP, Tsoi JK, Pow EH, Miyazaki T, Shibata Y, Kan CW. A new modified laser pretreatment for porcelain zirconia bonding Dent Mater 2013;29(5):559-565.
- 148- Akyil MS, Uzun IH, Bayindir F. Bond Strength of Resin Cement to Yttrium-Stabilized Tetragonal Zirconia Ceramic Treated with Air Abrasion, Silica Coating, and Laser Irradiation Photomed Laser Surg. 2010;28(6):801-808.



- 149- Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Bond Strength of Resin Cements to a Zirconia Ceramic with Different Surface Treatments *Oper Dent*. 2009;34(3):280-287.
- 150- Akin H, Tugut F, Akin GE, Guney U, Mutaf B. Effect of Er:YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics *Lasers Med Sci*. 2012;27(2):333-338.
- 151- Usumez A, Hamdemirci N, Koroglu BY, Simsek I, Parlar O, Sari T. Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers Med Sci* 2013;28(1):259-266.
- 152- Stübinger S, Homann F, Etter C, Miskiewicz M, Wieland M, Sader R. Effect of Er:YAG, CO<sub>2</sub> and Diode Laser Irradiation on Surface Properties of Zirconia Endosseous Dental Implants *Lasers Surg Med* 2008;40(3):223-228.
- 153- Ersu B, Yuzugullu B, Ruya Yazici A, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments *J Dent* 2009;37(11):848-856.
- 154- Nothdurft FP, Motter PJ, Pospiech PR. Effect of surface treatment on the initial bond strength of different luting cements to zirconium oxide ceramics. *Clin Oral Investig* 2009;13(2):229-235.
- 155- Ural Ç, Külünk T, Külünk Ş, Kurt M. The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement *Acta Odontol Scand* 2010;68(6):354-359.
- 156- Ural C, Kalyoncuoğlu E, Balkaya V. The effect of different power outputs of carbon dioxide laser on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement *Acta Odontol Scand* 2012;70(6):541-546.
- 157- Demir N, Subası MG, Ozturk AN. Surface Roughness and Morphologic Changes of Zirconia Following Different Surface Treatments. *Photomed Laser Surg* 2012;30(6):339-345.
- 158- 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.
- 159- Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials* 2004;25(11):2153-2160.
- 160- Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005;33(1):9-18.

- 161- Hayakawa T, Horie K, Aida M, Kanaya H, Kobayashi T, Murata Y. The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. *Dent Mater* 1992;8(4):238-240.
- 162- Blatz MB, Sadan A, Arch GH Jr, Lang BR. In vitro evaluation of long-term bonding of Procera AllCeram alumina restorations with a modified resin luting agent. *J Prosthet Dent* 2003;89(4):381-387.
- 163- Blatz MB, Sadan A, Soignet D, Blatz U, Mercante D, Chiche G. Long-term resin bond to densely sintered aluminum oxide ceramic. *J Esthet Restor Dent* 2003;15(6):362-368; discussion 369.
- 164- Uludamar A. Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkilerinin incelenmesi. Doktora tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2006.
- 165- Akgungor G, Sen D, Aydın M. Influence of different surface treatments on the short-term bond strength and durability between a zirconia post and a composite resin core material. *J Prosthet Dent* 2008;99(5):388-399.
- 166- Aksornmuang J, Foxton RM, Nakajima M, Tagami J. Microtensile bond strength of a dual-cure resin core material to glass and quartz fibre posts. *J Dent* 2004;32(6):443-450.
- 167- Oygü RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. *Dent Mater*. 2009;25(3):392-399.
- 168- 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(2):118-32.
- 169- Al-Salehi SK, Burke FJ. Methods used in dentin bonding tests: analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int* 1997;28(11):717-723.
- 170- Ayaz F, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2011;21(Supplement-4):49-56.

## ÖZGEÇMİŞ

1985 yılında Gölbaşı/ADİYAMAN'da doğdum. 2003 yılında Gölbaşı Anadolu Lisesi'nden mezun olduktan sonra, 2004 yılında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde yüksek öğrenimime başladım ve 2009 yılında mezun oldum. 2009 yılı eylül ayında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora programına başladım.