

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

(DOKTORA TEZİ)

**ZİRKONYA ALTYAPILI RESTORASYONLARIN DIŞE
BAĞLANTI ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ.**

RİFKA RUBİN

**DANIŞMAN
PROF.DR. SELİM PAMUK**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
KURON-KÖPRÜ PROTEZLERİ BİLİM DALI**

İSTANBUL-2007

TEZ ONAYI

Aşağıda tanıtımı yapılan tez, jüri tarafından başarılı bulunarak
tezi olarak kabul edilmiştir.

Doktora

18 / 07 / 2007

Prof.Dr.Emine Kökoğlu
Enstitü Müdürü

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Program Adı : Kuron Köprü Protezi Doktora Programı
Programın seviyesi : Yüksek Lisans ☐ Doktora ☒
Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Tez Sahibi : Rifka Rubin
Tez Başlığı : "Zirkonya Altyapılı Restorasyonların Dişe Bağlantı Özelliklerinin İncelenmesi "
Sınav Yeri : İ. Ü. Dişhekimliği Fakültesi /Kuron Köprü Protezi Bilim Dalı Seminer Salonu
Sınav Tarihi : 05 / 07 / 2007

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı (Danışman / Tez İzl.Kom.Üyesi / Üye) Üniversitesi, Fakültesi, ABD

- 1.Prof. Dr. Selim PAMUK(Danışman- İ. Ü. Dişhekimliği Fakültesi /Protetik Diş Tedavisi A.B.D.)
- 2.Prof. Dr. Haşim GÜR(Tez İzl. Kom.Üye- İ. Ü. Dişhekimliği Fakültesi /Protetik Diş Tedavisi A.B.D.)
- 3.Prof. Dr. Bülent ŞERMET(Üye- İ. Ü. Dişhekimliği Fakültesi /Protetik Diş Tedavisi A.B.D.)
- 4.Prof. Dr. Atilla SERTGÖZ(Tez İzl. Kom Üye- M. Ü. Dişhekimliği Fakültesi /Protetik Diş Tedavisi A.B.D.)
- 5.Doç. Dr. Mehmet C. BALKAYA(Üye- İ. Ü. Dişhekimliği Fakültesi /Protetik Diş Tedavisi A.B.D.)

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Rifka RUBİN



İTHAF

*Bu alışmamı
Sevgili
Annem, Babam,
Eşim
ve Biricik Kızlarıma
ithaf ediyorum.*

TEŞEKKÜR

Doktora tezimin hazırlanması sırasında bana yol gösteren ve yardımcı olan sayın Hocam ve tez danışmanım **Prof. Dr. Selim Pamuk**'a,

Çalışmalarım süresince destek ve yardımlarını esirgemeyen sevgili arkadaşım **Dr. Uğur Ergin**'e,

Tez hazırlama sürecinde bana yardımcı olan **Prof. Dr. Deniz Şen**, **Doç. Dr. Mehmet Cudi Balkaya** ve **Prof. Dr. Çetin Sevük**'e,

Deney çalışmalarımda yardımlarını esirgemeyen İ.Ü.Metalurji Fakültesi Dekanı Sayın **Prof. Dr. İbrahim Yusufoglu** ve çalışma arkadaşlarına,

Bioistatistik çalışmalarımda yardımcı olan İ.Ü.Tıp Fakültesi öğretim üyelerinden **Prof. Dr. Halim İşsever**'e

Malzeme desteklerinden dolayı **3M ESPE** firmasına, **Sönmez Medikal** çalışanlarına ve **Kuraray Dental Turkey** çalışanlarına

Deney örneklerimin laboratuvar işlemlerinin hazırlığında bana yardımcı olan **Yaren Dental** çalışanlarına

Bilgisayar çalışmalarımda bana yol gösteren sevgili yeğenim **Sindy Şulam**'a

Doktora çalışmalarım sırasında benden desteğini ve anlayışını esirgemeyen **sevgili eşim ve kızlarıma** her şey için çok teşekkür ederim.

Rifka Rubin

İÇİNDEKİLER

BEYAN	İİ
İTHAF	İİİ
TEŞEKKÜR	V
İÇİNDEKİLER.....	VI
TABLolar LİSTESİ	X
GRAFİKLER.....	Xİ
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	Xİİ
ÖZET	XVİİİ
ABSTRACT	XVİİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1.Zirkonya seramiklerle ilgili genel bilgi.....	2
2.1.1. Diş hekimliğinde zirkonya seramiklerin kullanıldığı alanlar.....	3
2.1.2. Zirkonya seramiklerin tarihçesi.....	4
2.2. Zirkonya ile ilgili biomedikal çalışmalar.....	5
2.3. Zirkonya seramiklerin üretimi.....	5
2.3.1. Non–HIP zirkonya seramikler.....	6
2.3.2. HIP zirkonya seramikler.....	6
2.4. Zirkonya seramiklerin mikrostrüktürel yapısı.....	7
2.5. Zirkonya seramiklerin mekanik özellikleri.....	11
2.5.1. Stabilizatör oksitin miktarı.....	13
2.5.2. Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli.....	14
2.5.3. Sıcaklık.....	16
2.5.4. Nem.....	17
2.5.5. Zaman.....	17
2.6. Zirkonya seramikler yapılan yüzey uygulamaları.....	18
2.6.1. Aşındırma ve cilalama.....	18
2.6.2. Isıl işlem.....	20

2.6.3. Kumlama.....	20
2.6.4. HF asitle dařlama.....	21
2.6.5. Silanizasyon.....	22
2.6.6. Tribokimyasal uygulama.....	22
2.6.7. Reçine esaslı simanların kullanımı.....	23
2.7. Piyasada bulunan Y-TZP blokları.....	23
2.8. Piyasadaki CAD/CAM sistemleri.....	25
2.8.1.Lava (3M ESPE).....	25
2.8.2. Wol-Ceram (Xpident).....	26
2.8.3. Everest (Kavo).....	27
2.8.4. Neo (Cynovad).....	28
2.8.5. Katana (Darby).....	29
2.8.6. Hint-El (Darby).....	30
2.8.7. Zeno (Weiland).....	31
2.8.8. ES1 (Etkon).....	32
2.8.9. Inlab (Sirona).....	33
2.8.10. Cersys (Cerasystems).....	34
2.8.11. Procera (Nobel Biocare).....	35
2.8.12. Cercon (Dentsply).....	36
2.8.13.Cercon Art CAD Design.....	41
2.9. Simantasyon.....	43
2.10. Seramik-diş bağlantısında yüzeylerin incelenmesi.....	48
2.10.1. Dentin/adeziv ara yüzü (Dentin bonding ajanları).....	49
2.10.1.1. 3-aşamalı sistem.....	51
2.10.1.2.Tek şişe yöntemi.....	51
2.10.1.3. Self-etching sistemi	52
2.10.2.Seramik/siman ara yüzü (Seramiğe yapılan yüzey uygulamaları)...	53
2.10.2.1. Al ₂ O ₃ ile kumlama yöntemi	54
2.10.2.2. Tribokimyasal silika kaplama yöntemi.....	54

2.10.2.2.A) CoJet Sistemi.....	55
2.10.2.2.B) Rocatec Sistemi.....	55
2.10.3. Kumlanan yüzeye silan uygulanması.....	56
2.11. Bağlantı kuvveti değerlerinin ölçülmesinde kullanılan test metotları	61
2.11.1. Makaslama (shear) test metodu.....	62
2.11.2. Germe (tensil) test metodu.....	63
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	64
3.1. Örnek sayısının belirlenmesi ve gruplandırma.....	64
3.2. Diş seçimi ve hazırlanması.....	64
3.3. Zirkonya örneklerin hazırlanması.....	65
3.4. Kullanılan malzemelerin belirlenmesi.....	65
3.5. Deneylerin uygulanması.....	68
3.5.1.50 µm'luk Al ₂ O ₃ ile kumlama yapılan grup.....	68
3.5.2.110 µm'luk Al ₂ O ₃ ile kumlama yapılan grup.....	68
3.5.3. 50 µm'luk Al ₂ O ₃ ile kumlama ve silan uygulaması yapılan grup.....	69
3.5.4. 110 µm'luk Al ₂ O ₃ ile kumlama ve silan uygulaması yapılan grup.....	69
3.5.5. CoJet Sisteminin uygulandığı grup.....	70
3.5.6. Silan uygulanan grup.....	70
3.5.7. Kontrol grubu.....	71
3.6. Örneklerle makaslama testi uygulanması	71
3.7. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) incelemeleri.....	71
3.8. Bioistatistiksel testlerin uygulanması.....	72
4. BULGULAR.....	105
4.1. Tüm gruplara ait makaslama testi bulguları.....	105
4.2. Tüm gruplara ait Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) testi bulguları.....	110
5.TARTIŞMA.....	124
6.SONUÇ.....	142
KAYNAKLAR.....	143

ÖZGEÇMİŞ.....	161
---------------	-----

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 2.1: Biomedikal kullanımı olan seramiklerin özellikleri.

C. Piconi, G. Maccauro/ Biomaterials 20; 1999:1-25

Tablo 2.2: Piyasada bulunan simanlar

Tablo 2.3: Piyasada bulunan dentin bonding ajanları

Tablo 2.4: Piyasada bulunan silanlar

Tablo 3.1: Gruplar, kullanılan malzemeler ve özellikleri

Tablo 3.2: Kullanılan malzemeler, özellikleri ve içerikleri

Tablo 4.1: Zirkonya seramik-reçine simanı ortalama bağlantı değerleri ve standart sapma

Tablo 4.2: Tek-yönlü varyans analizi ($p<0.05$)

Tablo 4.3: Gruplara göre adheziv ve koheziv kırıkların dağılımı

GRAFİKLER

Grafik 1: Grup 1) 50 μm Al_2O_3 ile kumlama+Panavia F 2.0

Grafik 2: Grup 2) 110 μm Al_2O_3 ile kumlama+Panavia F 2.0

Grafik 3: Grup 3) 50 μm Al_2O_3 ile kumlama+Silan+Panavia F 2.0

Grafik 4: Grup 4) 110 μm Al_2O_3 ile kumlama+Silan+Panavia F 2.0

Grafik 5: Grup 5) CoJet Sistemi+ Silan+ Panavia F 2.0

Grafik 6: Grup 6) Silan+ Panavia F 2.0

Grafik 7: Grup 7) Kontrol grubu

Grafik 8: Tüm grupların ortalama değerlerinin karşılaştırılması

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1: a) Tam seramik estetik, b) Metal-seramik kuronların translusens ve floresans özellikleri.

Şekil 2: Stersle indüklenen “Transformasyon Sertleşmesi Prosesi”. (Butler ED, Transformation toughened zirconia ceramics. Mat. Sci. Tech. 1985;1:417-32)

Şekil 3: Stres altında tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş sırasında transformasyon sertleşmesi gözlenir. Bu kırık ilerlemesini önler. Vita In-Ceram YZ, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya.

Şekil 4: Zirkonya-itriyum faz diagramının zirkonya bölümü.

Piyasadaki PSZ ve TZP içerikleri ile işlem gördükleri ısı dereceleri çizgili alanlarda görülmektedir (J Mater Sci 1975;10:1527-35)

Şekil 5: Tetragonal fazın retansiyonu kritik gren boyunun tetragonal zirkonyanın itriyum içeriğine karşı grafiği (J Mater Sci 1982;12:40-6)

Şekil 6: Kırılma sertliği/ itriyum içeriği (J Mater Sci 1982;17:240-6)

Şekil 7: Lava (3M, ESPE) Sistemi

Şekil 8: WOL-CERAM (XPIDENT) Sistemi

Şekil 9: EVEREST (KAVO) Sistemi

Şekil 10: NEO (CYNOVAD) Sistemi

Şekil 11: KATANA (DARBY) Sistemi

Şekil 12: HINT-EL (DARBY) Sistemi

Şekil 13: ZENO (WIELAND) Sistemi

Şekil 14:ES1 (ETKON) Sistemi

Şekil 15: INLAB (SIRONA) Sistemi

Şekil 16: CERASYS (CERASYSTEMS) Sistemi

Şekil 17: PROCERA (NOBEL BIO CARE) Sistemi

Şekil 18: CERCON (DENTSPLY) Sistemi. Cercon brain, Cercon Heat.

Şekil 19: Uygun çerçeve seçimi

Şekil 20: Modelaj-çerçeve bağlantısı

Şekil 21: a, b) Cercon brain- Aşındırma Cihazı

Şekil 22: Yüzeyin düzeltilmesi

Şekil 23: Sinterleme sonucu %30 büzülme

Şekil 24: Cercon Art CAD Design

Şekil 25: Panavia F 2.0 seti

Şekil 26: Panavia F 2.0 setinin içeriği

Şekil 27: Tribokimyasal uygulama

Şekil 28: a, b) Clearfil tamir seti ve silan içeriği

Şekil 29: Diş hekimliğinde kullanılan silanların kimyasal yapıları

Şekil 30: Makaslama kuvveti test düzeneği

Şekil 31: Akriliğe gömülen dişlerin ikişer yüzeyinde dentin açığa çıkana kadar yapılan aşındırma.

Şekil 32: Soğuk akrilikten çubukların elde edilmesi

Şekil 33: Cercon Brain cihazı.

Şekil 34: Cercon Heat cihazı.

Şekil 35: Hazırlanacak örneklerin bağlandığı çerçeveler.

Şekil 36: a, b) Hazır Cercon blokları.

Şekil 37: a, b) Çerçeveye bağlanmış örnekler.

Şekil 38: a, b) Örneklerin iletken malzemeyle kaplanması.

Şekil 39: a, b, c) Örneklerin Cercon Brain cihazına bağlanması.

Şekil 40: Uygun Cercon bloğun Cercon Brain cihazına okutulması.

Şekil 41: Hazırlanan örneklerin Cercon Brain cihazına okutulması.

Şekil 42: Cercon blokların aşındırılmasında kullanılan frez.

Şekil 43: a, b, c) Cercon bloğun aşındırılma aşamaları.

d) Hazırlanan örneklerin Cercon bloğa kopyalanmış hali.

Şekil 44: Cercon örneklerin sinterlenmeden önceki hali.

Şekil 45: a) Cercon örneklerin sinterlenmeden önceki hali.

b) Örneklerin Cercon Heat cihazına yerleştirilmesi.

Şekil 46: a, b) Cercon blokların sinterlenmeden önce ve sonraki hali.

Şekil 47: a, b) Zirkonya örneklerin elde edilmesi

Şekil 48: a, b) Örneklerin 15'erlik gruplar halinde ölçü maddesiyle birbirlerine bağlanması

Şekil 49: Örnek yüzeylerinin DAP-U aletinde aşındırılması

Şekil 50: Aşındırılmış seramik örnekler

Şekil 51: Simantasyonda kullanılan Panavia F 2.0 seti

Şekil 52: a) K-etchant asit, b) Dentin yüzünün asitle dağlanması, c) Diş yüzeyinin basınçlı su ile yıkanması

Şekil 53: a) Dentin bonding ajanı ED Primer II likitleri A&B,

b) Dentin bonding ajanının uygulanması

Şekil 54: a) 50 μm ve 110 μm Al_2O_3 kumu, b) Kumlama cihazı,

c) 2,5 bar basınçta kumlama

Şekil 55: 110 μm Al_2O_3 kumu ile kumlama

Şekil 56: Kumlanmış örnekler

Şekil 57: a,b,c) Panavia F 2.0 ile simante edilmiş örnek grupları bir arada

Şekil 58: a) CoJet cihazı, b) CoJet kumu, c) 90° açı, d,e) CoJet sistemiyle kumlama

Şekil 59: a) Cearfil tamir seti, b) Tamir setinin içeriği, c) Clearfil SE Bond Primer & Clearfil Porcelain Bond Activator silan

Şekil 60: a) Panavia F 2.0 seti, b) Panavia F 2.0 setinin içeriği

Şekil 61: Hazırlanmış olan örnekler

Şekil 62: a, b) Coltolux Led cihazıyla, 500 gramlık ağırlık uygulayarak, Panavia F 2.0'ın polimerize edilmesi

Şekil 63: a, b) Örneklerin universal test makinesine bağlanmış hali, c) Kuvvet yüklemesi yapıldığı an (test hızı 1mm/dak)

Şekil 64: Taramalı elektron mikroskobu (SEM), Jeol JSM-5600, İngiltere

Şekil 65: Püskürtme altın kaplama cihazı, Polaron SC7610, İngiltere

Şekil 66: Silikon karbid kağıtlarla aşındırılmış zirkonya seramik yüzeyi (kontrol grubu) a) X300 büyültme b) X500 büyültme c) X1000 büyültme

Şekil 67: CoJet kumu (SiO_x) ile kumlanmış zirkonya seramik yüzeyinin SEM görüntüsü a) X300 büyültme b) X500 büyültme c) X1000 büyültme

Şekil 68: 50 μm Al_2O_3 kumu ile kumlanmış zirkonya seramik yüzeyi

a) X300 büyültme b) X500 büyültme c) X1000 büyültme

Şekil 69: 110 μm Al_2O_3 kumu ile kumlanmış zirkonya seramik yüzeyi

a) X300 büyültme b) X500 büyültme c) X1000 büyültme

Şekil 70: Grup 3'teki örneğin makaslama kuvveti sonrası görülen adheziv kırık a) X300 büyültme b) X500 büyültme c) X1000 büyültme

Şekil 71: Grup 4'teki örneğin makaslama kuvveti sonrası görülen adheziv kırık a) X300 büyültme b) X500 büyültme c) X1000 büyültme

Şekil 72: Grup 5'teki örnekte makaslama kuvveti sonrası görülen adheziv kırık a) X300 büyültme b) X500 büyültme c) X1000 büyültme

Şekil 73: Grup 7'deki zirkonya seramik yüzeyinde görülen koheziv kırık a) X300 büyültme b) X500 büyültme c) X1000 büyültme

ÖZET

Rubin R. (2007). Zirkonya altyapılı restorasyonların diş bağlantı özelliklerinin incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi. İstanbul.

Diş hekimliğinde estetiğe olan ilginin artmasıyla tam seramik restorasyonların kullanımı yaygınlaşmıştır. Geleneksel seramiklerin çiğneme kuvvetlerine karşı yeterince dirençli olmaması zirkonya seramiğe olan ilgiyi arttırmıştır. Zirkonya cam fazı içermediği için HF (hidroflorik asit) ile dağlanamaz ve reçine simanların kullanımı ile istenilen seramik-dentin bağlantı direnci elde edilemez. Çalışmamızda, çeşitli yüzey uygulamaları yapılmış zirkonya ile dentin arasındaki makaslama kuvvetleri incelenmiştir.

Çalışmamızda üretici firmanın önerileri doğrultusunda, çapı 4mm, yüksekliği 3mm olan 105 zirkonya seramik (Cercon; Dentsply, Germany) örnek rastgele 7 gruba (n=15) ayrıldı. Bu örnekler 320,400,1200 grenlik silikon karbid kağıt kullanılarak aşındırıldı. Hazırlanan örnek grupları aşağıdaki şekilde ayrıldı:

Grup 1'in yüzeyi 50 μm 'luk Al_2O_3 kumu ile kumlandı.

Grup 2'nin yüzeyi 110 μm 'luk Al_2O_3 kumu ile kumlandı.

Grup 3'ün yüzeyi 50 μm 'luk Al_2O_3 kumu ile kumlandı ve yüzeye silan uygulandı.

Grup 4'ün yüzeyi 110 μm 'luk Al_2O_3 kumu ile kumlandı ve yüzeye silan uygulandı.

Grup 5'e 30 μm 'luk SiO_x (CoJet, 3M ESPE) kumu ile silika kaplanıp silan uygulandı.

Grup 6'ya sadece silan uygulandı.

Grup 7 kontrol grubu olarak seçildi ve hiçbir yüzey uygulaması yapılmadı.

Tüm örnekler MDP (10-metakriloyoksidesil dihidrojen fosfat) içeren reçine simanı (Panavia F 2.0) ile simante edildi ve universal test cihazına bağlanarak (1mm/dak) makaslama kuvveti testi yapıldı.

Alınan sonuçların değerlendirilmesi için tek yönlü varyans analizi (SPSS 11) kullanıldı ($\alpha=0.05$, $\beta=0.02$). Anlamlılık gösteren gruplar arasında Post Hoc testi uygulandı.

Bu gruplar kendi aralarında tek-yönlü varyans analizi ile karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.05$). Grup 4 ($32,6660\pm 3,83024$ MPa), grup 3 ($31,4447\pm 5,18831$ MPa) ve grup 5 ($27,6640\pm 5,30105$ MPa)'e ait bağlantı kuvvetinin, grup 6 ($24,8333\pm 2,81810$ MPa), grup 2 ($18,3947\pm 4,38921$ MPa), grup 1 ($15,8087\pm 2,82062$ MPa) ve grup 7'ye ait ($11,7073\pm 1,49571$ MPa) bağlantı kuvvetlerinin anlamlı olarak daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Bunlar arasında en yüksek bağlantı değerleri grup 4'te elde edilmiştir. Grup 4 ile tüm diğer gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark görülmüştür ($p<0.05$). Ancak grup 4 ve 3 arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark görülmemiştir ($p>0.05$).

Yapılan yüzey uygulamaları karşılaştırıldığında, en yüksek seramik-diş bağlantısı kumlama sonrası silan uygulaması yapıldığında elde edildi. Bu da göstermektedir ki MDP içeren reçine esaslı adeziv simanların kullanıldığı çalışmalarda zirkonya seramik-diş arayüz bağlantı kuvvetlerinin artırılması için yüzey pürüzlendirmesi ile birlikte silan uygulaması yapılmalıdır.

Anahtar Kelimeler: zirkonya seramik, yüzey uygulamaları, makaslama kuvvetleri, MDP içeren reçine simanlar.

ABSTRACT

Rubin R. (2007). Zirconia-dentin shear bond strength İstanbul University, Institute of Health Science, Prosthetic Dentistry. Doktora Tezi. İstanbul.

The popularity of all-ceramic dental restorations has increased in recent years because of their superior esthetic appearance. Due to their high fracture resistance, zirconia crowns and FPDs are recommended instead of conventional all-ceramic restorations. Etching surfaces of feldspathic ceramics using hydrofluoric acid is an efficient surface conditioning method for bonding to resin composite. However, zirconia ceramics cannot be roughened by hydrofluoric acid etching and an adequate resin bond cannot be obtained. Therefore, special conditioning systems are indicated for these types of ceramics. This study evaluated the effect of different surface conditioning methods on the shear bond strength of MDP containing resin cement to a YTZP zirconia ceramic.

In our study, 7 groups (n=15) of Cercon zirconia (r: 4mm, h: 3mm) were prepared according to the manufacturer's instructions. All specimens were abraded using 320, 400, 1200 grit silicon carbide paper and randomly assigned to one of the surface treatments. These groups were as follows:

Group 1) Airborne particle abrasion with 50 μm Al_2O_3 particles.

Group 2) Airborne particle abrasion with 110 μm Al_2O_3 particles.

Group 3) Airborne particle abrasion with 50 μm Al_2O_3 particles and silan application.

Group 4) Airborne particle abrasion with 110 μm Al_2O_3 particles and silan application.

Group 5) Silica coating with 30 μm SiO_x (CoJet, 3M ESPE) and silan application.

Group 6) Only silan application.

Group 7) Control group.

All specimens were cemented with MDP resin cement (Panavia F 2.0). Shear bond strength tests were performed with a universal testing machine (cross-head speed 1mm/min). The mean bond strengths of the specimens of each group were statistically analyzed using 1-way analysis of variance (ANOVA) and Post Hoc tests to assess the significance of differences in shear bond strength between groups ($\alpha=0.05$, $\beta=0.02$). The bond strengths (mean $\pm$ SD; MPa) were as follows:

Group 3 ($31,4447 \pm 5,18831$ MPa) and group 4 ($32,6660 \pm 3,83024$ MPa) and group 5 ($27,6640 \pm 5,30105$ MPa) had higher shear bond strength results than group 6 ($24,8333 \pm 2,81810$ MPa), group 2 ($18,3947 \pm 4,38921$ MPa), group 1 ($15,8087 \pm 2,82062$ MPa) and control group 7 ($11,7073 \pm 1,49571$ MPa). Group 4 had the highest bond strength results. Although there is no statistical difference between group 3 and 4 ($p>0.05$), there is statistically significant difference between group 4 and all the other groups ($p<0.05$).

The use of airborne particle abrasion with the application of silan increased the shear bond strength of zirconia to dentin. We can conclude that to get high zirconia-tooth bond strength results ceramic surface roughening and silan application is crucial.

Key words: zirconia ceramics, surface treatment, shear bond strength, MDP resin cements.

T.C YÜKSEKÖĞRETİM KURULU TEZ MERKEZİ

Ref No: 35289

Tez No:

.....

TEZ VERİ GİRİŞ FORMU

(Tez Merkezi
tarafından
doldurulacaktır.
)(Tez yazarı tarafından bilgisayarda doldurularak
kaydedilmeli Referans Numarası alındıktan sonra basılarak
imzalanmalıdır.)

Yazar Adı / Soyadı : RİFKA RUBİN
(Tezde kullandığınız tüm adlarınızı açık olarak yazınız.Kısaltma kullanmayınız.)
 Uyruğu : T.C. T.C. Kimlik No : 34504719250
 Telefon No : 02122254565 GSM No : 05323133299
 E-Posta Adresi : seroy77@hotmail.com
 Tezin Özgün Dili : Türkçe
 (Tezin ana bölümünün dili)
 Tezin Adı : Zirkonya altyapılı restorasyonların diş bağlantı özelliklerinin incelenmesi.
 (Tezin özgün dildeki adı.
 Yandaki alana en fazla 200 karakter yazılabilir.)
 Tezin Türkçe Adı : Zirkonya altyapılı restorasyonların diş bağlantı özelliklerinin incelenmesi.
 (Tezin özgün dili Türkçe değilse burayı doldurunuz.
 Yandaki alana en fazla 200 karakter yazılabilir.)
 Tezin İngilizce Adı : Zirconia-dentin shear bond strength.
 (Tezin özgün dili Türkçe ise ingilizce adını buraya yazınız.
 Yandaki alana en fazla 200 karakter yazılabilir.)
 Tezin Konu Başlığı : 1. Diş Hekimliği
 2.
 3.
Tezin Yapıldığı Yer :
 Üniversite İstanbul Üniversitesi
 Enstitü / Hastane Sağlık Bilimleri Enstitüsü
 Fakülte Diş Hekimliği Fakültesi
 Anabilim Dalı/Bölüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
 Tez Türü : Doktora
 Tez Yılı : 2007 (yyyy)
 Sayfa Sayıları : 179 (Toplam)
 Giriş Sayfaları : 18 Ana 161 Ekler:
 (Romen rakamlarıyla Bölüm : (Ana bölümden farklı

numaralandırılmış bölüm)

Tez Danışmanları : Ünvanı

1.Danışman : Prof.

2.Danışman : Prof.

3.Danışman : Prof.

Adı

Dr. Selim

Dr. Haşim

Dr. Atilla

numaralandırılmış ise)

Soyadı

Pamuk

Gür

Sertgöz

Dizin Terimleri:

(Dizin terimleri listelerinden seçiniz. İmleci dizin terimini girmek istediğiniz kutucuğa getiriniz.Kutucuğun yanındaki linke

tıklayınız. Gelen alfabetik listeden uygun harfi seçiniz. Aradığınız terimi listede tarayıp bulduğunuzda tıklayınız. Terim uygun kutucuğa yerleşecektir.

Türkçe Dizin Terimleri

İngilizce Dizin Terimleri

Önerilen Dizin Terimleri:(YÖK Dizin terimleri listelerinde bulamayıp önerdiğiniz terimler)

Türkçe

İngilizce

Tezin Metin Formatı Dışındaki Ekleri : (Aynı türden 1'den çok dosyanız varsa ilgili kutuda dosya adlarını noktalı virgül (;) ile ayırınız.)

Resim: - Dosya adı:

Harita: - Dosya adı:

Görüntü: - Dosya adı:

Ses: - Dosya adı:

Program: - Dosya adı:

Diğer: - Lütfen

Belirtiniz:

Dosya adı:

Kısıtlama : Yok

Kısıtlama Bitiş Tarihi:

(gg/aa/yyyy)

Proje desteği aldıysa Proje no:

Tarih:

İmza

Bu belgenin İnternet Adresi : <http://www.yok.gov.tr/YokTezForm>

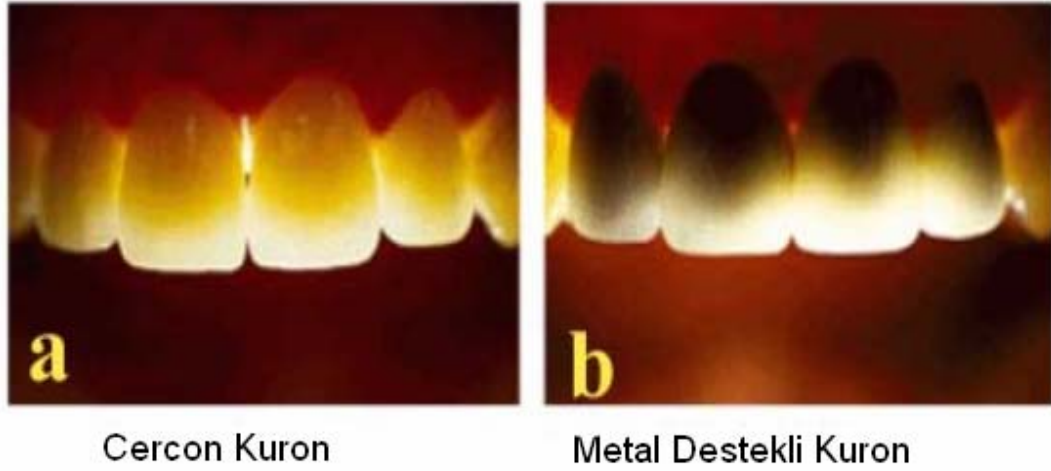
1.GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliğinde estetiğe olan ilginin artması nedeniyle tam seramik restorasyonların kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Ancak, geleneksel seramiklerle yapılan restorasyonlar çiğneme kuvvetlerine karşı yeterince dirençli olmamaktadır. Bu nedenle alumina ve zirkonya seramik gibi güçlendirilmiş seramiklere olan ilgi artmıştır. Fakat zirkonya seramikler cam fazı içermezler ve HF (hidroflorik asit) ile dağlanamazlar. Dolayısıyla geleneksel seramiklerin bağlantı kuvvetlerini arttırmak için kullanılan bu yöntem zirkonya seramiklere uygulanamamaktadır ve reçine simanların kullanımı ile istenilen seramik-dentin bağlantı direnci elde edilememektedir. Çalışmamızda, zirkonya seramiklere yapılan çeşitli yüzey uygulamalarının zirkonya seramik ile dentin arasındaki makaslama kuvvetlerine etkileri incelenmiştir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.Zirkonya Seramiklerle İlgili Genel Bilgi

Diş hekimliğinde estetiğe artan ilgi nedeniyle metal altyapılı kuronların yerini tam seramik kuronlar almıştır **(82,103)**. Günümüzde kullanılan tam seramik sistemlerinin estetik, translusens ve floresans özellikleri ön plana çıkmıştır (Şekil 1). Tam seramik kuronlar biouyumludurlar. Kimyasal olarak ve renk yönünden stabil, radyolojik açıdan uygundurlar. Seramik kuronlar korozyon ve abrazyona dirençli olup, termal genleşme katsayıları ve termal iletkenlikleri mine ve dentine yakındır. Bu nedenle tam seramik kuronların kullanımında artış olmuştur **(14, 31, 107)**. Önceleri feldspatik seramiklerden yapılan tam seramik kuronların kırılmaya dirençleri yeterli değildi **(67, 103)**. Bu nedenle seramiği güçlendirmek için 1965'te McLean ve Hughes, kristalin faza aluminyum kristalleri eklemişlerdir **(25)**. Son zamanlarda kristalin matriksi zirkonyum/alumina olan zirkonya/alumina esaslı sinterlenmiş seramikler günlük kullanımda yerlerini almışlardır **(2, 10, 112, 125)**.



Şekil 1- a- Tam seramik estetik, b- Metal-seramik kuronların translusens ve floresans özellikleri.

2.1.1. Diş Hekimliğinde Zirkonya Seramiklerin Kullanım Alanları

Diş hekimliğinde zirkonya:

- Ortodontik braketlerde (Keith, Kusy&Whitley,1994),
- Mil ve çekirdek malzemesi olarak (Strub, Pontius&Koutayas, 2001; Kern, Simon&Strub, 1997; Meyenberg, Lütjy&Scharer,1995; Sandhaus ve Pasche, 1994; Meyenberg ve ark, 1995, Simon ve Paffrath, 1995; Dietschi ve ark, 1997),
- İmplantlarda (Akagawa ve ark., 1993),
- İmplant dayanaklarında (Prestipino&Ingber, 1993; Studer ve ark, 1996),
- Kuron ve köprülerde altyapı malzemesi olarak (Sturzenegger ve ark. 2000; Filser ve ark. 1999) kullanılmaktadır (**16, 55, 59,84**).

2.1.2. Zirkonya Seramiklerin Tarihçesi

Zirkonyum çok eski bir materyaldir. Arapça Zargon (altın renginde) kelimesinden gelir. Zargon da Persçe Zar (altın) ve Gun (renk) kelimelerinden türetilmiş olup (80), ender bulunan bir elementtir. Doğada zengin zirkonyum kaynaklarına rastlamak mümkün değildir. Zirkonyum, yani zirkon dioksit (ZrO_2) ilk kez 1789'da Sri Lanka Adası'nda zirkon filizi ($ZrSO_4$) olarak bulunmuştur (111). Zirkonya ise Alman kimyager Martin Heinrich Kleproth tarafından, bazı zirkon cevherlerinin (zirkon toprağı- ZrO_2 , zirkonyum silikat- $ZrSiO_4$) ısıtılmasıyla elde edilmiştir (79).

Zirkonyum uzun bir süre çeşitli toprak oksitleriyle karıştırılarak seramiğin renklendirilmesinde kullanılmıştır. Düşük kaliteli zirkonya, büyük miktarlarda, aşındırıcı olarak kullanılır. Sert, aşınmaya dayanıklı zirkonya seramikler, basınçlı motorların valflarında ve düşük korozyonlu, termal şoka dayanıklı malzemelerin yapımında olduğu gibi agresif ortamlarda da kullanılmaktadır. Zirkonya bıçaklar, manyetik bantların ve sigara filtrelerinin kesiminde kullanılır. Yüksek ısıda iyonlara karşı geçirgen olmaları zirkonya seramiklerin solid elektrolitler olarak akaryakıt hücrelerinde ve oksijen sensörlerinde kullanılmalarını sağlar. Zirkonya çok yüksek derecede ($2680\text{ }^{\circ}C$) eridiği için yüksek ısılı fırınlarda ve ateşe dayanıklı kapların yapımında kullanılır. Kimyasal ve boyutsal stabilitesi iyi, fiziksel dayanımı, sertliği ve Young's modülü paslanmaz çeliğine yakın olduğu için zirkonya seramiklerin bir tıbbi malzeme olarak kullanılması da düşünülmüştür (2, 79, 80).

2.2.Zirkonya İle İlgili Biomedikal Çalışmalar

Zirkonya ile ilgili ilk biomedikal çalışma 1969'da Hemler ve Driskell tarafından yapılmıştır. Zirkonyumun biomedikal bir malzeme olarak kullanıldığı ilk çalışma ise, Christ ve arkadaşları tarafından yapılan kalça protezleri olmuştur (88, 89). Önce ZrO_2 -MgO, ZrO_2 -CaO, ZrO_2 -CeO₂ ve ZrO_2 -Y₂O₃ şeklinde karışımlar biomedikal kullanımlar için denenmiş, ancak sadece zirkonya-itriyum seramiklerin biomedikal açıdan kullanıma uygun olduğu görülmüştür (28). Saf zirkonyum, bu stabilizatörlerin ilavesi ile 1000°C'nin üzerine ısıtıldığında tetragonal faza geçer. Fakat tekrar oda ısısına düşürüldüğünde ise saf zirkonyumdan farklı olarak yapı kübik ile tetragonal fazın karışımı şeklini alır (29). Bu ilaveler ile yapı ısıl işlemler sonunda yarı stabil zirkonya (PSZ-Partially Stabilized Zirconia) halini alır. Günümüzde daha üstün özellikleri nedeniyle stabilizatör olarak Y₂O₃'in kullanılması yaygınlaşmıştır. Saf zirkonyuma oda sıcaklığında Y₂O₃ ilavesi ile diş hekimliğinde de kullanılan İtriyum ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali (Y-TZP) elde edilir. Bunlar, diş hekimliği seramikleri arasında en iyi mekanik özelliklere sahip seramiklerdir (95).

2.3. Zirkonya Seramiklerin Üretimi

Dişhekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar aynı kimyasal kompozisyona sahip olmasına rağmen, bükülme direnci açısından 900 MPa ile 1200 MPa değerleri arasında farklılık gösterebilmektedir. Bu fark zirkonya bloğun elde ediliş şekli ile yakından ilgilidir.

Üretim şekline göre itriyum içeren zirkonya bloklar 2 ana gruba ayrılır:

2.3.1. Non–HIP Zirkonya Seramikler

İlk grupta bulunan, literatürde dry-pressed veya non-HIP zirkonya olarak adlandırılan bloklar, zirkonyum tozunun basınçsız bir şekilde preslenerek hazırlandığı, sinterlenmesi tamamlanmamış bloklardır ve poröz bir yapıya sahiptirler. Sinterlenmesi tamamlanmamış non-HIP zirkonya bloktan hazırlanan restorasyonlar esas boyutundan daha büyük boyutlarda şekillendirilirler. Sinterlenmemiş haldeki bloklar CAD-CAM sistemi kullanılarak ‘green machining’ olarak adlandırılan ‘ham şekillendirme’ işlemine tabi tutulurlar. Aşındırma sonrası normalden büyük boyutta hazırlanan alt yapı, yine basınçsız olarak 1350 °C-1500 °C arasında sinterlenir. Böylece sinterlenmemiş poröz zirkonya yaklaşık % 20-30’ luk bir büzölmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir.

2.3.2. HIP Zirkonya Seramikler

İkinci gruptaki HIP zirkonya bloklar ise yüksek yoğunluğa sahip, sinterlenmesi tamamlanmış bloklardır ve doğrudan aşındırma işlemine tabi tutulurlar. Restorasyon direk olarak, yüksek yoğunluğa sahip sinterlenmesi tamamlanmış HIP zirkonya bloktan esas boyutunda şekillendirilir. HIP zirkonya blokların elde edilmesinde öncelikle materyal yaklaşık 1300 °C de sinterlenir. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1400-1500 °C arasına kadar 1000 barın üzerinde bir basınçla isostatik bir ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak) ısıtılır. Bundan sonra da beyazlaşmaya kadar normal atmosferde, yani açık havada ısıtılmaya devam edilir. Çünkü sinterlenip basınca maruz kaldıktan sonra Y-TZP’ nin

rengi gri-siyah olur. Oksitlenip beyaz rengi kazanması için bu son ısıtma safhasının yapılması gerekir.

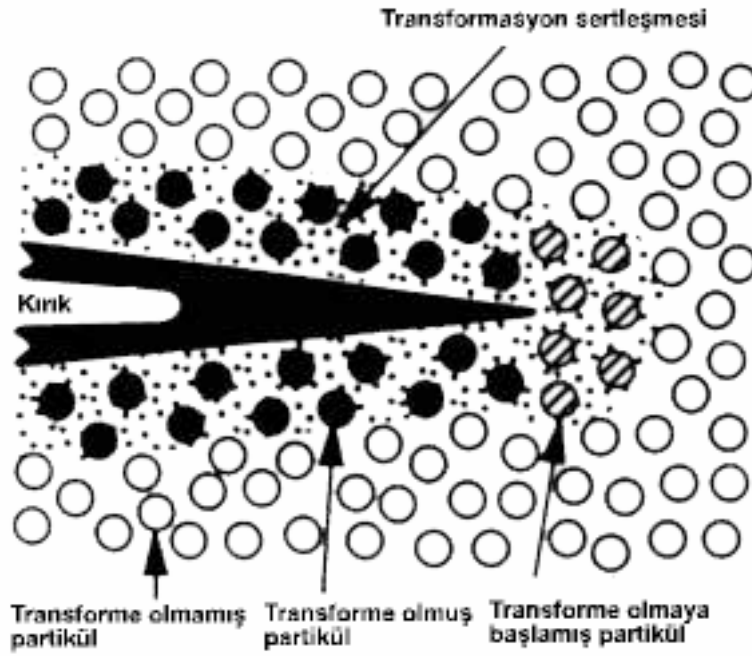
2.4. Zirkonya Seramiklerin Mikrostrüktürel Yapısı

Polimorf yapıdaki zirkonyanın 3 allotropu vardır:

- 1- Monoklinik faz (m), 1170 °C'a kadar stabildir,
- 2- Tetragonal faz (t), 1170-2370 °C arası stabildir,
- 3- Kübik faz (k), erime derecesi olan 2680 °C'a kadar stabildir.

Oda ısısında 1170 °C'a kadar monoklinik fazda stabil olan saf zirkonya sinterlendikten sonra soğurken, 1070 °C-970 °C aralığında polimorfik faz değişimi geçirir (59). Zirkonya seramiklerde metallerdeki gibi tersine faz değişimi görülebilir (m→t). Bu, paslanmaz çelik gibi şekil hafızalı alaşımların martenzitik faz değişimine benzer (30, 60, 64, 80, 122). Şekil hafızalı alaşımlar, uygun ısı ve mekaniksel işlemlere maruz kaldığında önceden tanımlı şekil veya boyutuna geri dönebilme yeteneği gösteren metalik malzeme gruplarıdır (4). Bu olay ses hızına yakın bir hızda gerçekleşir. Martenzitik yapıli alaşımlar, dönüşüm sıcaklığının altında, ikizlenme ve kayma mekanizmaları ile deforme edilebilir (65, 66). Ana faza dönüşüm için ısıtma uygulandığı zaman, ikizlenmiş olan yapı eski haline döner, dolayısıyla deformasyon yok edilebilir. Martenzitik dönüşüm sırasında atomların yer değiştirme miktarı çok büyük olmamasına rağmen, hepsinin birden hacimsel olarak aynı doğrultuda hareket etmesi sonucunda, makroskopik bir hacim değişimi gerçekleşir (5, 31). Bu da kristalin fazın

% 3-5 oranında hacimsel olarak büyümesine neden olur (30, 46, 63). Böylece, seramik yüzeyinde mikroçatlaklar açığa çıkmaya başladığında seramik materyalin içinde oluşan germe kuvvetlerine karşın kırığın ucunda baskı kuvvetleri ortaya çıkar. Bu da kırığın ilerlemesini önler (Şekil 2). Bu faz değişimi dışarıdan uygulanan streslerle de başlatılabilir (14).



Şekil 2- Stresle indüklenen “Transformasyon Sertleşmesi Prosesi”.
(Butler ED, Transformation toughened zirconia ceramics. Mat. Sci. Tech. 1985;1:417-32)

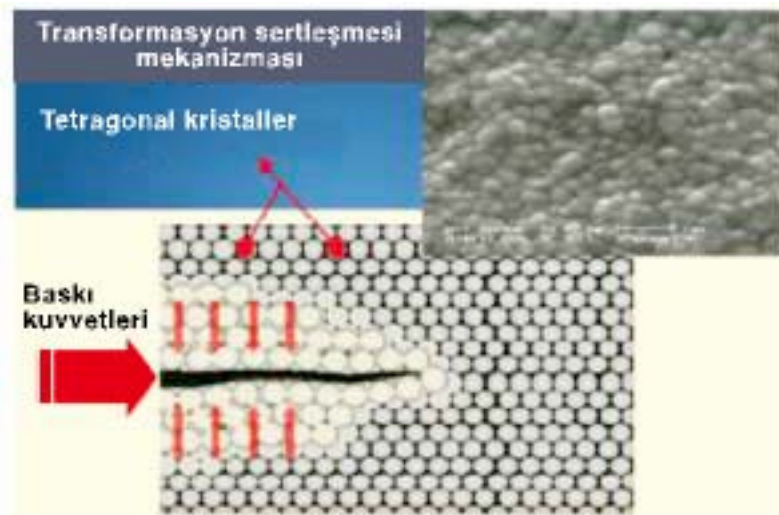
Zirkonya yapının kuvvetler karşısında dayanıklılığı ile ilgili iki teori vardır:

1- Isı genleşme katsayısı farkı: Zirkonyanın içindeki kübik faz ile tetragonal faz arasında ısı genleşme katsayısı farkı vardır. Tetragonal fazın ısı genleşme katsayısı $6.5 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ iken, kübik fazın ısı genleşme katsayısı $10.5 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ 'dir. Aradaki bu fark ısı işlemler sırasında yapı içinde mikroçatlaklar oluşturarak bir iç gerilim meydana getirir ki bu da oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtır.

2- İç stres oluşumu: Yarı stabil zirkonya ile güçlendirilmiş bir restorasyon ağız içine uygulanıp fonksiyona girdiğinde, yapı içindeki kübik matrikse baskı uygulamaya başlar ve kübik matriks içinde düzenli yayılmış olan tetragonal faz bu baskının sonucunda daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapar. Bu faz değişimi sırasında kristallerde yaklaşık % 3-5 oranında oluşan hacim artışı sayesinde kübik matriks içerisinde baskı kuvvetleri ile bir iç stres meydana gelir. Bu stres alanları ise çatlak ilerlemesini önleyici bir etki yaparak, zirkonyanın kuvvetler karşısındaki mekanik özelliklerini artırır. Bu stresler aşındırılmış yüzeyde olabileceği gibi bir çatlakın uç kısmı çevresinde de ortaya çıkabilir.

1929'da Ruff ve arkadaşları zirkonyaya küçük miktarlarda CaO ekleyerek kübik fazın oda ısısında stabilize olmasını sağlamışlardır. CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ gibi "stabilize" edici oksitlerin saf zirkonyuma eklenmesi ile Kısmen Stabilize Zirkonya (PSZ-Partially Stabilized Zirconia) elde edilmiştir. Oda ısısında genelde kübik fazda olan bu seramik, çok az miktarda da monoklinik ve tetragonal zirkonya çökeltileri içerir (Gren ve ark, 1989; Yanagida ve ark, 1996). Bu çökeltiler gren sınırlarında ya da kübik matriksin içinde yer alabilirler. 1972'de Garvie ve Nicholson kübik

matriks içerisinde monoklinik fazın homojen ve ince dağılımı ile PSZ'nin mekanik gücünün arttığını göstermişlerdir. Kırık ilerlemesinde olduğu gibi, kübik matriks içinde dağılım gösteren kısmen stabil tetragonal çökelti, matriksin onlara uyguladığı baskı üzerlerinden kalktığında monoklinik faza dönüşürler. Bu durumda faz değişimine bağlı hacim artışı ortaya çıkar (Yanagida ve ark,1996). Bu hacim artışı ile kırık başlangıcı sonucu ortaya çıkan stres alanı birbirine ters şekilde hareket eder. Böylece kırık büyümesi için gerekli enerji artar (Stevens, 1986) (30, 59-61, 79, 80). Bu durumda elde edilen Y-PSZ'nin sertliği artar. Bu olaya “faz değişimi (transformasyon) sertleşmesi” denir (1, 11) (Şekil 3).



Şekil 3- Stres altında tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş sırasında transformasyon sertleşmesi gözlenir. Bu kırık ilerlemesini önler. (Vita In-Ceram YZ, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya).

Rieth ve arkadaşları ile Gupta ve arkadaşları Y_2O_3 miktarının ZrO_2 'in ağırlığının % 3-6'sı oranına vardığında oda ısısında sadece tetragonal faza sahip seramik elde edilebildiğini bulmuşlardır. Buna Tetragonal Zirkonya

Polikristalleri (TZP) denilmektedir. Bunun kırılma kuvveti ve sertliği alumina seramiklerden çok daha fazladır (Takagi ve ark, 1985; Rieger, 1989). Y-TZP seramiklerin bükülme kuvveti 1000 MPa'dan fazla, kırılma sertliği 7-10 MPa/m² dir. Y-TZP'nin elastiklik modülü yaklaşık 200MPa'dır. Bu da paslanmaz çeliğin Young's modülüsüne yakındır. Bu özellikler Y-TZP seramiklerin tam seramik restorasyonlarda altyapı malzemesi olarak sıkça kullanılmasına neden olmuştur (tablo 2.1) (2, 30, 36, 80, 107).

ÖZELLİK	BİRİM	ALUMİNA	Mg-PSZ	TZP
KİMYASAL İÇERİK		%99.9 Al ₂ O ₃ +	ZrO ₂ +	ZrO ₂ +
		MgO	8÷10%mol MgO	3%mol Y ₂ O ₃
YOĞUNLUK	gcm ⁻³	≥3.97	5.74-6	>6
POROZİTE	%	<0.1	—	<0.1
BÜKÜLME KUVVETİ	MPa	>500	450-700	900-1200
BASINÇ KUVVETİ	MPa	4100	2000	2000
YOUNG'S MODÜLÜSÜ	GPa	380	200	210
KIRILMA SETRLİĞİ	MPam ⁻¹	4	7—15	7—10
TERMAL GENLEŞME	K ⁻¹	8X10 ⁻⁶	7—10X10 ⁻⁶	11X10 ⁻⁶
KATSAYISI				
TERMAL İLETKENLİK	WmK ⁻¹	30	2	2
SERTLİK	HV0.1	2200	1200	1200

Tablo 2.1- Biomedikal kullanımı olan seramiklerin özellikleri. C. Piconi, G. Maccauro/ Biomaterials 20; 1999:1 25.

2.5. Zirkonya Seramiklerin Mekanik Özellikleri

Zirkonyanın üretilme teknolojisi, seramik blokların şekillendirilip, sinterlenmesi safhalarını içermektedir. Bu aşamalarda yapılan işlemler malzemenin dayanıklılığını yakından etkiler.

Aşındırma ve kumlama işlemleri $t \rightarrow m$ faz değişimini tetikler. Bu da % 3-5 oranında hacim artışına neden olur. Bu durumda açığa çıkan iç stresler kırığın ilerlemesini engeller. Bu da zirkonya bazlı seramiklerin bükülme kuvvetlerini arttırır **(60, 122)**. Bu nedenle Y-TZP ve diğer zirkonya seramikler geleneksel seramiklere göre daha yüksek kırılma dayanımına sahiptir. Kuvvetle sertlik arasında lineer bir ilişki vardır.

$$\delta_f = \frac{1}{\phi} \frac{K_{IC}}{\sqrt{C_{cr}}}$$

Kırılma dayanımı

$$\text{Kırılma stresi} = \frac{\text{Kırılma dayanımı}}{\text{Geometrik sabit sayı X kırılmayı başlatan ortalama kritik defekt boyu}}$$

δ_f = kırılma stresi

ϕ = geometrik sabit sayı

K_{IC} = kırılma sertliği

C_{cr} = kırılmayı başlatan ortalama kritik defekt boyutu

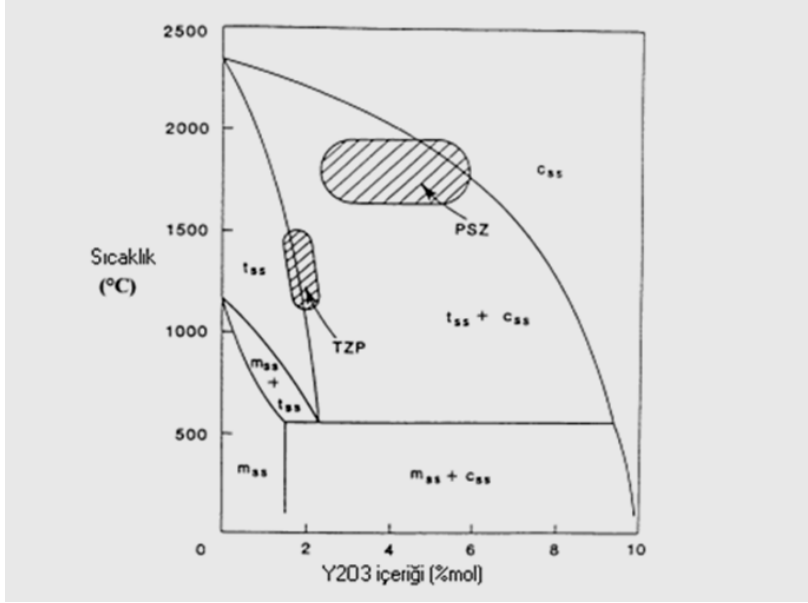
C_{cr} (kırılmayı başlatan ortalama kritik defekt boyutu) değeri materyalin üretimi sırasında, üretim esnasında gözlenen kırık sayısına göre hesaplanır. Böylece, zirkonyanın kritik defekt boyutu küçük tutulabilirse yüksek bükülme kuvveti elde edilecektir. Bu da seramiğin üretim aşamasının en iyi hale getirilmesini gerektirmektedir. Böylece zirkonya gibi güçlendirilmiş seramiklerin ortalama bükülme kuvvetleri de artar **(63)**.

Y-TZP nin mekanik özelliklerini etkileyen faktörler şunlardır:

- Stabilize edici oksidin miktarı
- Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli
- Sıcaklık
- Nem
- Zaman
- Materyalin içindeki makro ve mikroçatlakların miktarı ve dağılımı

2.5.1. Stabilizatör Oksitin Miktarı

Stabilizatör oksitin gren büyüklüğünün ve oranının artması faz değişimini hızlandıran bir faktördür. ZrO_2 'in mekanik özelliklerini arttırmak için malzemeye eklenen MgO , CaO , Y_2O_3 gibi çözünebilir oksitlerin miktarı mümkün olduğunca düşük tutulmalıdır. Bunların ZrO_2 içinde homojen olarak dağılması sağlanmalıdır (88, 93). Yapılan çalışmalarda en yüksek mekanik özelliklerin % 2 oranında stabilizatör eklenmesi ile elde edildiğini göstermiştir. İttriyum oksitin yapı içindeki oranının değiştirilmesi, tetragonal fazın yapı içindeki konsantrasyonunu ve TZP'nin partikül boyutlarını etkileyerek materyalin mekanik özelliklerini değiştirir. Y_2O_3 oranının arttırılması, tetragonal fazın oranının azalmasına, gren boyutunun artmasına neden olarak yapının stabilitesini bozar. Aynı zamanda Y_2O_3 oranının arttırılması sinterlenme ısını düşürür. Sinterlenmenin düşük ısıda olması ise yapı içindeki porozite miktarını arttırarak kırılma dayanıklılığında azalmaya neden olur (96).



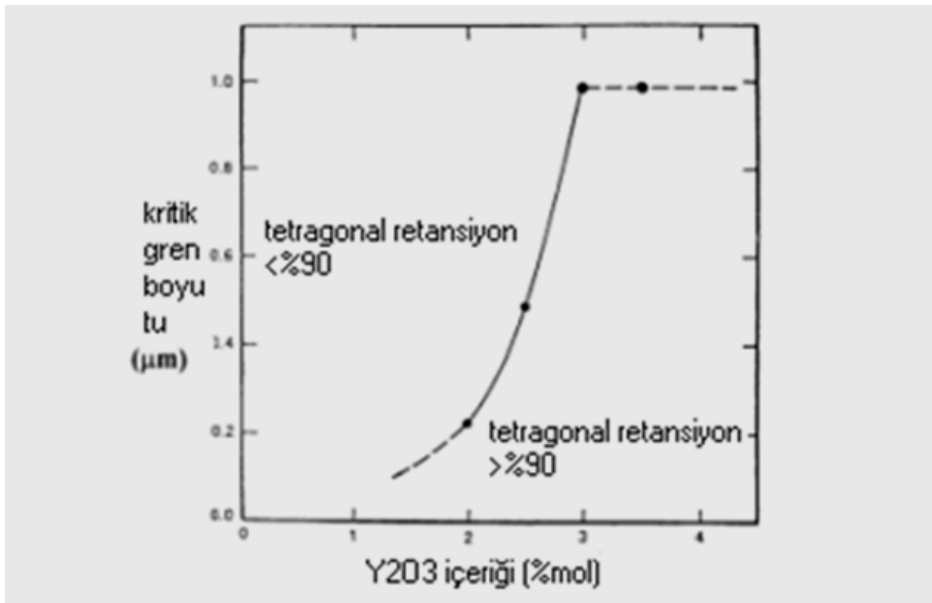
Şekil 4- Zirkonya-itriyum faz diagramının zirkonya bölümü. Piyasadaki PSZ ve TZP içerikleri ile işlem gördükleri ısı dereceleri çizgili alanlarda görülmektedir (J Mater Sci 1975;10:1527-35).

2.5.2. Zirkonya Partiküllerinin Boyutu ve Şekli

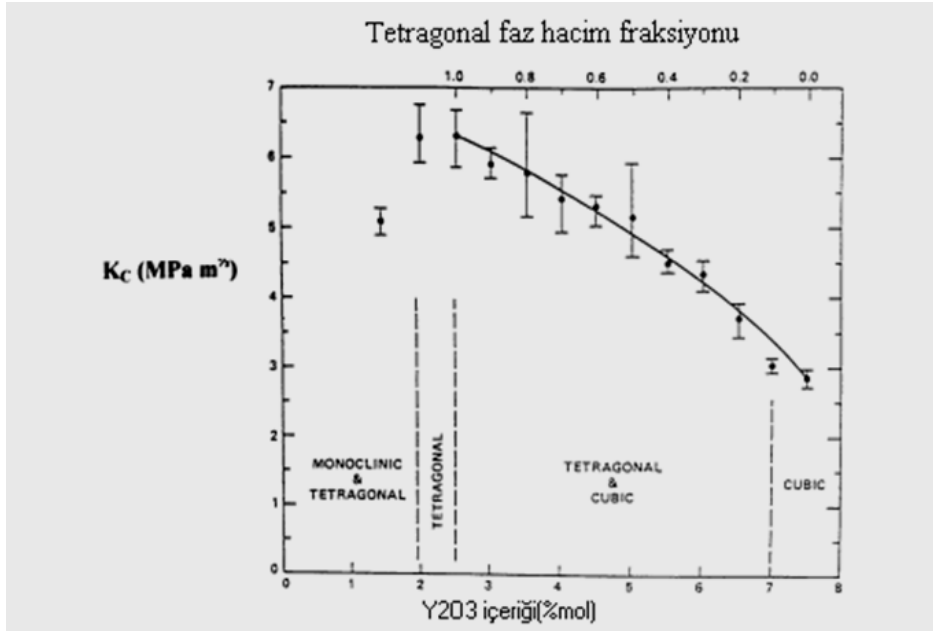
Zirkonya grenlerinin boyutu ve şekli de mekanik özellikleri etkilemektedir. İdeal kırılma sertliği için materyalin gren boyutunun 0.3 μm kadar olması gerektiği bildirilmiştir. Malzeme içinde gren yani kristal içeriğinin fazlaşması sinterlenmiş zirkonyanın mekanik özelliklerini azaltmaktadır. Stabilizatör miktarının %1 oranında artırılması, yani % 3 Y₂O₃ katılması, gren boyutunun 1 μm 'a ulaşmasına ve malzemenin mekanik özelliklerinin bozulmasına neden olur (95). Y-TZP seramiklerde en yüksek kırılma sertliğini elde edebilmek ve faz değişimi sertleşmesi mekanizmasını aktive edebilmek için %2 Y₂O₃ ve 0.3 μm gren boyutu idealdir (90). Yoksa spontan tetragonal (t) $\rightarrow$ monoklinik (m) faz dönüşümü olur. Eğer çok

küçük gren kullanılırsa bu sefer de faz değişimi sertleşmesi gerçekleşmez (transformation toughening) (Şekil 4, 5, 6).

Eşit gren miktarına sahip iki materyalin kırılma ve bükülmeye dayanıklılığı ise poroziteye bağlı olarak değişmektedir. Porozite miktarı arttıkça materyalin mekanik özellikleri zarar görmektedir. Porozite miktarı yapı içindeki çatlakların ilerleyişini de değiştirmektedir **(58-61, 65, 66)**. Daha yoğun olan yani daha az miktarda poroziteye sahip olan zirkonya materyallerinde çatlak ilerleyişi hem intergranüler hem de transgranüler şekilde olabilir. Eğer materyal fazla miktarda poroziteye sahipse çatlak ilerleyişi küçük grenler arasındaki boşluklardan yani intergranüler şekilde olacaktır. İntergranüler çatlak ilerleyiş malzemenin mekanik direncinin yetersiz olduğu durumlarda görülmektedir **(72, 73)**.



Şekil 5- Tetragonal fazın retansiyonu; kritik gren boyunun tetragonal zirkonyanın itriyum içeriğine karşı grafiği (J Mater Sci 1982;17:240-6).



Şekil 6- Kırılma sertliği/ itriyum içeriği (J Mater Sci 1982;17: 240-6).

2.5.3. Sıcaklık

Sıcaklık artışı Y-TZP' nin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. Bunun nedeni tetragonal fazdan monoklinik faza spontan geçiş olması ve malzemenin yarı-stabil özelliğini kaybetmesidir. Bu faz değişiminin ortaya çıkması için 200-300 °C' lik kritik bir ısı aralığı belirlenmiştir. Malzemenin 100-400 °C sıcaklıktaki bir ortamda uzun süre tutulması sonucu ortaya çıkan faz değişimine 'low-temperature degradation (LTD) (düşük ısıda bozunma) denir. Ortamda nemin de var olması durumunda ise faz değişim miktarı artacaktır (95, 109).

2.5.4. Nem

Çalışmalarda elde edilen sonuçlara göre nem tek başına sinterlenmiş zirkonyanın mekanik direncini etkileyen bir faktör değildir. Bununla beraber, yüksek sıcaklığa nem eşlik ettiğinde faz değişim hızının arttığı çeşitli çalışmalarca gösterilmiştir. Düşük ısıda bozunma olayında nemin etkisi birçok araştırmacı tarafından net olarak açıklanamamaktadır. Ancak Sato ve arkadaşları 1985'teki çalışmalarında suyun zirkonya yüzeyindeki ZrO_2 tarafından $Zr(OH)_4$ oluşturmak üzere absorbe edildiğini ve yüzeyde enerji birikimine neden olarak spontan $t \rightarrow m$ faz değişimine yol açmakta olduğunu belirtmişlerdir (95).

2.5.5. Zaman

Y-TZP seramikler cam matriks içermeyen, birçok küçük partikülden oluşur. Çatlak oluşumu mekanizması ile dayanıklılık kazanırlar. Gerilme stresinin ortaya çıkmasıyla tetragonal Y-TZP üzerine gelen kübik matriksin basıncı artar, bu da çatlak büyümesi için gereken enerjiyi arttırarak çatlağın ilerlemesini engeller. Dolayısıyla geleneksel seramiklerde görülen yorgunluk özellikleri zirkonyanın yapısal farklılığı nedeniyle Y-TZP içeren seramiklerde geçerli değildir. Ancak Y-TZP içeren seramiklerde zamana bağlı olarak gelişen ve tetragonal fazın monoklinik faza geçişinin kontrolsüz bir şekilde artmasıyla kendini gösteren bir yaşlanma olayı söz konusudur. Yaşlanmaya bağlı olarak da yoğunlukta, sertlikte ve dayanıklılıkta azalma meydana gelir (103-105).

2.6. Geleneksel Seramiklere Yapılan Yüzey Uygulamaları

Tam estetik kuronlar geleneksel diş hekimliği seramikleriyle yapıldığında, bazı yüzey uygulamalarıyla seramik yüzeyi-diş dokusu arasındaki tutuculuk arttırılmaya çalışılmıştır. Bu yüzey uygulamaları:

- Aşındırma ve cilalama
- Isıl işlem
- Glazür uygulaması (glazür malzemesinin ısı ile genleşme katsayısı kullanılan seramiğin genleşme katsayısından düşüktür)
- Kumlama (kullanılacak kumun partikül boyu, şekli, ağırlığı, seramiğe çarpması sırasındaki kinetik enerjisi çok önemlidir)
- HF asitle dağlama
- Silanizasyon
- Tribokimyasal bonding (mikromekanik+kimyasal bonding)dir **(31)**.

Bu işlemlerin bir kısmı zirkonya seramiklere de uygulanabilmektedir:

2.6.1. Aşındırma ve Cilalama

Geleneksel seramiklerde aşındırmanın amacı pürüzlü bir yüzey elde edilip, bunun mikromekanik tutuculuğa katkıda bulunmasını sağlamaktır. Cilalamanın amacı ise aşındırma sırasında oluşan mikroçatlakların ilerlemesini önlemek ve seramiğin gelen kuvvetlere karşı daha dayanıklı olmasını sağlamaktır.

Bunlardan aşındırma işlemi kontrollü olmak şartıyla zirkonya seramiklere uygulanabilir. Zirkonya restorasyonların hazırlanması sırasında Y-TZP içeren zirkonya bloklar öncelikle CAD-CAM sistemlerinde aşındırılır. Ardından alt yapının modele uygun hale getirilmesi için el aletleri ile soğutma altında aşındırılır. En son olarak da restorasyonun iç yüzeyinin bağlantı kuvvetlerini arttırmak amacıyla kumlama işlemi yapılır. Bu işlemlerin materyale etkisini inceleyen birçok araştırma bulunmaktadır. Bu araştırmalarda, aşındırmanın zirkonya seramiklerin bükülme direncine ve bağlantı kuvvetlerine etkisi incelenmiştir. Bu etki aşındırmanın şiddeti, neden olduğu ısı artışı ve tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş yapan zirkonyanın hacim olarak yüzdesine bağlıdır (6).

Kosmac ve arkadaşları kumlama ile ıslak ve kuru aşındırmanın % 3 Y_2O_3 içeren TZP üzerine etkilerini incelemişlerdir. Kumlamanın yüksek devirli aletlerle aşındırmaya göre $t \rightarrow m$ faz değişimini daha fazla tetiklediğini görmüşlerdir. Daha fazla monoklinik fazın açığa çıkmasıyla daha güçlü bükülme ve bağlantı kuvvetleri elde edilmektedir. Swain ve Hannink yerel ısı artışı sonucu tersine faz değişimi ($m \rightarrow t$) olduğunu görmüşlerdir (zirkonya seramiklerin martenzitik özellikleri). Bu da daha az monoklinik faz ve daha düşük ortalama bükülme ve bağlantı kuvveti görülmesine neden olmaktadır. Bu nedenle ısı artışını önlemek için mutlaka soğutma altında aşındırma yapılmalıdır (48, 49). Kumlama sırasında yüksek ısı açığa çıkmadığı ya da yüzeyde derin kırıklar oluşmadığı ve $t \rightarrow m$ faz değişiminde artış olduğu için zirkonya seramiğin bağlantı kuvvetlerinde ve ortalama bükülme kuvvetlerinde artış izlenmektedir (31, 61, 62).

Yüksek devirde, büyük grenli malzemeler ile aşındırma yapılması sonucu seramik yüzeyinden büyük kopmalar olmakta ve oluşan mikroçatlaklar

daha derine inmektedir. Bunun için aşındırma yapılırken gren boyu küçük frezler kullanılmalı, düşük devirde ve soğutma yapılarak çalışılmalıdır (2, 23, 63, 106, 107).

2.6.2. Isıl İşlem

Geleneksel diş hekimliği seramiklerinde ısıl işlem, günlük kullanımı olan, seramiğin direncini arttırmak için sıkça baş vurulan bir yöntemdir. Yapılan çalışmalarda, zirkonya seramiklere kumlama ve aşındırmayı takiben ısıl işlem uygulandığında, Y-TZP'nin monoklinik faz oranının 900 °C'de 1 saatlik ısıtma sonrasında % 2 oranında azaldığı bulunmuştur. Zirkonya seramiğin martenzitik özelliğinden dolayı ısı uygulandığında tersine faz transformasyonu ($m \rightarrow t$ faz değişimi) olmakta, baskı stresleri serbest kalmaktadır. Bu faz değişimi nedeniyle mikromekanik tutuculuğu sağlayan mikroçatlakların derine inmesini önleyen baskı tabakası ortadan kalkmaktadır. Monoklinik fazdaki bu azalma ve/veya ısıtma esnasında gren boyutunun değişime uğraması zirkonyanın gelen kuvvetlere karşı direncini kaybetmesine neden olmaktadır (20, 48, 49, 108).

2.6.3. Kumlama

Geleneksel diş hekimliği seramiklerinde çeşitli boyutlardaki kumlar (20-250 μm arası) kullanılarak mikromekanik tutuculuğun sağlanması için yüzey pürüzlendirilir. Kumlama zirkonya seramiklerin de mekanik özelliklerinin ve tutuculuğunun artırılması için kullanılan bir yöntemdir

(76, 99). Yapılan kumlama sırasında seramik yüzeyinde mikroçatlaklar oluşmasına karşın yüzeyin hemen altında $t \rightarrow m$ faz değişimi olur. Bu da seramiğin hacminin % 3-5 oranında artmasına neden olur. Böylece kumlanan yüzeyin hemen altında bir baskı stresi tabakası açığa çıkar ve mikroçatlakların ilerlemesini önler. Sonuçta kumlama sonucu bağlantı kuvvetlerine katkıda bulunacak pürüzlü bir yüzey elde edilir (24). Oluşan mikroçatlaklar, mikromekanik tutuculuğun artmasını sağlarken, ortaya çıkan baskı stresi tabakası da zirkonya seramiğin kırığa karşı direncinin artmasını sağlar (7, 23).

2.6.4. HF (Hidroflorik) Asitle Dağlama

HF asit, silika bazlı seramiklere uygulandığında, seramiğin yapısında bulunan cam fazını ortamdan uzaklaştırma özelliğine sahiptir. Böylece ortaya çıkan pürüzlü yüzey mekanik tutuculuğa katkıda bulunur (27, 57, 58). Ancak zirkonya seramiklerde cam fazı bulunmaz. Bu nedenle yapılacak olan HF asit uygulamasının hiçbir etkisi olmayacaktır. Salmang ve Scholze 1982’de, Pape ve arkadaşları 1991’de yaptıkları çalışmalarda, HF asit uygulamasının zirkonya seramiklerle reçine esaslı simanlar arasındaki bağlantıyı güçlendirmekte faydalı olmadığını göstermişlerdir (121).

2.6.5. Silanizasyon

Geleneksel diş hekimliği seramiklerinde silanizasyon işlemi seramik yüzeyinin HF asit ile dağlanmasıyla yapılır (101). Zirkonya seramiklerde ise HF asitle dağlama faydalı olmadığı için silanizasyon işlemi seramik yüzeyinin kumlanmasıyla yapılır. Silanlar, Zr_2O gibi metal oksitlerin yüzeyine direkt tutunurken, seramik yüzeyinin ıslatılabilirliğini artırma özelliğine de sahiptirler. Ayrıca silanların kullanılan yapıştırıcı simanlara kimyasal yolla tutunma özellikleri de vardır. Tüm bu özellikler silanların tutuculuğa katkıda bulunmasına neden olmaktadır (26, 57).

2.6.6. Tribokimyasal Uygulama

Tribokimyasal uygulama ile seramik yüzeyi silisik asitle modifiye (SiO_x) edilmiş Al_2O_3 ile kumlanır. Kumlama sırasında bu kum seramik yüzeyinde 15 μm derinliğe kadar gömülebilme özelliğine sahiptir. Bu şekilde silika ile kaplanan seramiğin yüzeyinde bir cam fazı tabakası oluşturulmaktadır. Bu tabaka, üzerine uygulanan silan ile kimyasal bağlantı kurmaktadır. Bu da siman ile seramik yüzeyi arasındaki kimyasal tutuculuğu arttırmaktadır. Bu yöntem hem geleneksel diş hekimliği seramiklerinde hem de zirkonya seramiklerde sıkça kullanılan bir yöntemdir (8, 26, 31, 121).

2.6.7. Reçine Esaslı Simanların Kullanımı

Reçine esaslı simanlardan bazıları MDP (adeziv fosfat monomeri) içerirler. Bu malzemenin adeziv özelliği vardır. Geleneksel simanlar gibi sadece mekanik tutuculuğu sağlamaz. Zirkonya seramikler gibi cam fazı içermeyen, dolayısıyla HF asitle dağlanamayan seramiklerde kimyasal tutuculuk ön plan çıkmaktadır. Bu nedenle reçine esaslı adeziv simanların kullanılması önerilmektedir (27, 59, 94, 100).

2.7. Piyasada Bulunan Y-TZP blokları

Kavo Everest ZS Bloklar: - Non-HIP
- Bükülme direnci 900 MPa' ın üzerinde

Kavo Everest ZH Bloklar: - HIP
- Bükülme direnci 1200 MPa' ın üzerinde

Cercon Smart Zirconia: - Non-HIP (% 5 Y2O3)
- Bükülme direnci 900 MPa' ın üzerinde
- Elastiklik modülü 210 GPa

Vita InCeram YZ Bloklar: - Non-HIP (% 5 Y2O3)
- Bükülme direnci 900 MPa' ın üzerinde
- Elastiklik modülü 210 GPa

Cerec, Celay ve DigiDENT sistemleri blok olarak Vita InCeram YZ Blokları kullanmaktadır.

Lava Frame Zirconia Bloklar: - Non-HIP

- Bükülme direnci 1200 MPa'ın üzerinde
- Elastiklik modülü 210 GPa

DCS DC Zirkon Bloklar:

- HIP (% 5 Y2O3)
- Bükülme direnci 1200 MPa'ın üzerinde
- Elastiklik modülü 210 GPa

Metoxit AG Zirconia Bloklar :- HIP (% 5 Y2O3)

- Bükülme direnci 1000 MPa'ın üzerinde
- Elastiklik modülü 200 GPa

HintEls Zirconium Bloklar: - Non-HIP

- Bükülme direnci 1000 MPa'ın üzerinde
- Elastiklik modülü 210 GPa

Procera AllZirkon Bloklar: - HIP

- Bükülme direnci 900-1200 MPa
- Elastiklik modülü 210 GPa

2.8. Piyasadaki CAD/CAM sistemleri (15, 39, 47, 92, 115, 128)

2.8.1.LAVA (3M ESPE)

- 5-6 üyeli köprüler yapılabilir
- Önceden sinterlenmiş zirkonya bloklar kullanılır
- Lava Scan tarayıcı, Lava CAD, Lava Form aşındırıcı ünite ve Lava Therm fırın sistemi oluşturan parçalardır.



Şekil 7- LAVA (3M, ESPE) Sistemi

2.8.2. WOL-CERAM (XPDENT)

- Elektro tabakalama tekniği kullanılır
- Altyapı hazırlanmasında ve 4 üyeli köprülerin yapımında kullanılır
- Sinterleme restorasyonun işlenmesi sırasında yapılır



Şekil 8- WOL-CERAM (XPDENT) Sistemi

2.8.3. EVEREST (KAVO)

- Altyapı hazırlanması, 45mm.lik köprülerin yapımı, inley-onley yapımı ve tam seramik kuronların hazırlanmasında kullanılır
- Sert ve yumuşak zirkonya kullanılabilir



Şekil 9- EVEREST (KAVO) Sistemi

2.8.4. NEO (CYNOVAD)

- Neo Scan tarayıcı, Neo Design ve Neo Print bölümlerinden oluşur
- Tek kuronların ve uzun köprülerin yapımında kullanılabilir
- Sert ve yumuşak zirkonyayla kullanılır



Şekil 10- NEO (CYNOVAD) Sistemi

2.8.5. KATANA (DARBY)

- Tek kuron ve 57mm uzunluğunda restorasyonlar yapılabilir



Şekil 11- KATANA (DARBY) Sistemi

2.8.6. HİNT-EL (DARBY)

- Hi-Therm sinterleme fırını ve Hi-Scan optik lazer okuyucusu vardır
- Kuron-köprü, inley-onley, implant dayanağı ve tam seramik kuronların hazırlanmasında kullanılır
- Sert ve yumuşak zirkonyayla kullanılır



Şekil 12- HINT-EL (DARBY) Sistemi

2.8.7. ZENO (WEILAND)

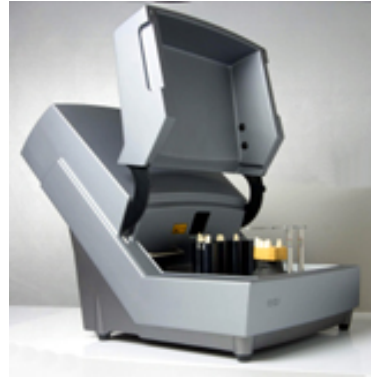
- Tek kuron, uzun köprü, inley, implant dayanağı ve konus kuron yapımında kullanılır
- Önceden sinterlenmiş zirkonya kullanılır



Şekil 13- ZENO (WIELAND) Sistem

2.8.8. ES1 (ETKON)

- Uzun köprülerin, inley-onley, tam kuron yapımı ve implant dayanaklarının hazırlanmasında kullanılırlar



Şekil 14- ES1 (ETKON) Sistemi

2.8.9. INLAB (SIRONA)

- Köprü yapımında, inley-onley yapımında, tam kuron yapımında kullanılırlar



Şekil 15- INLAB (SIRONA) Sistemi

2.8.10. CERSYS (CERASYSTEMS)

- Önceden sinterlenmiş zirkonya kullanılır
- CeraScan, CeraMill, CeraDesign 3D ve Cera Heat fırını vardır



Şekil 16- CERSYS (CERASYSTEMS) Sistemi

2.8.11. PROCERA (NOBEL BIO CARE)

- Tek kuron, 4 üyeli köprüler, implant dayanaklarının yapımında kullanılır



Şekil 17- PROCERA (NOBEL BIO CARE) Sistemi

2.8.12. CERCON (DENTSPLY)

CERCON sistemi 1998 yılında İsviçre’de geliştirilmiş, 2002 yılında piyasaya sürülmüştür. Ana makine (Cercon Brain) ve sinterleme fırınından (Cercon heat) oluşan bir sistemdir (98).



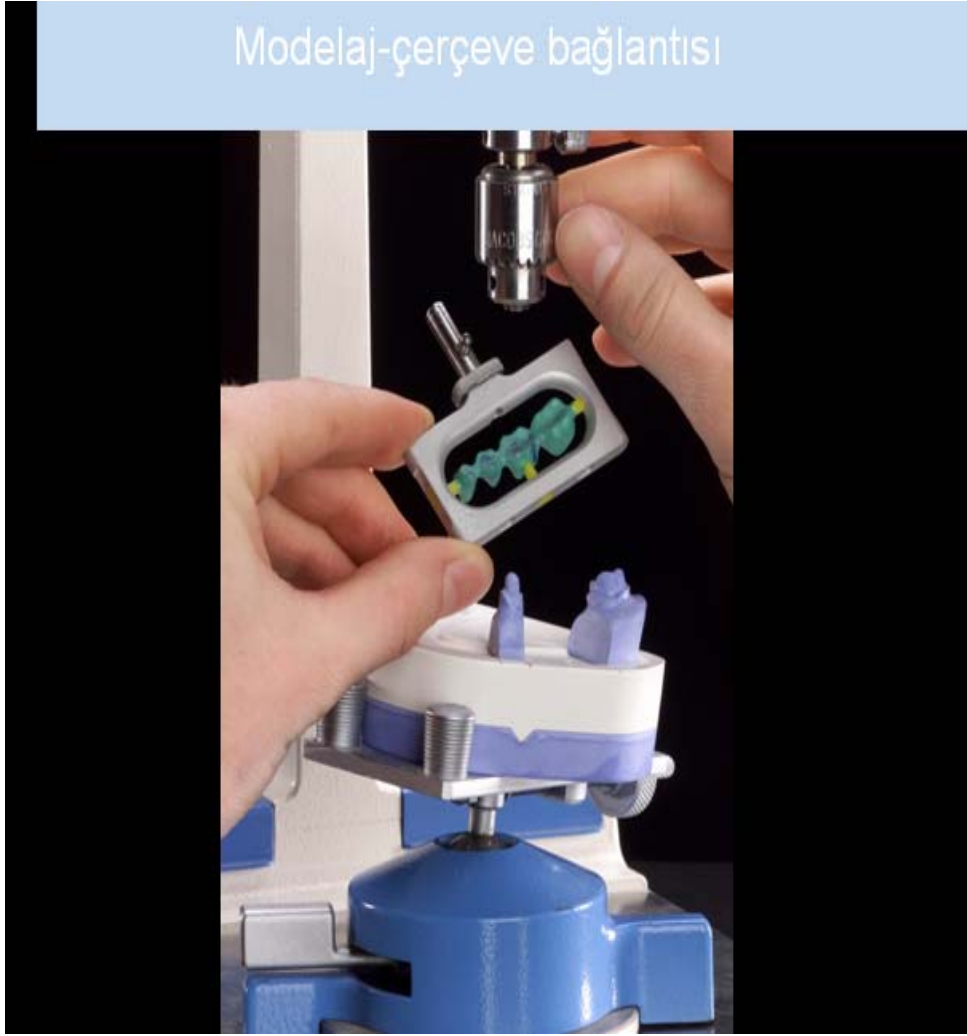
Şekil 18- CERCON (DENTSPLY) Sistemi. Cercon brain, Cercon Heat.

Bu sistemde diğer sistemlerden farklı olarak, ilk piyasaya sürülen şeklinde bilgisayar destekli tasarım yoktur. Diş teknisyeninin hazırlamış olduğu modelaj esas alınarak sadece CAM sistemi ile alt yapı hazırlanmaktadır. Modelaj tamamlandıktan sonra, yapıyı lazer tarayıcının olduğu bölmeye taşımak için uygun çerçeve boyutu seçilir.



Şekil 19- Uygun çerçeve seçimi.

Çalışma modeli giriş yolunda sabitlenerek, sadece yalancı kökler ve modelajla paralelometreye yerleştirilir. Çerçeve aletin özel bölümüne geçirildikten sonra yavaş yavaş seviyesi indirilerek modelajı tamamen çevreleyecek şekilde tutturulur. Modelaj bir yerinden çerçeveye sabitlenir. Yavaşça yukarıya çekilir ve çerçeve ve ona bağlı bulunan modelaj yalancı köklerden ayrılır. Tarayıcının daha hassas davranabilmesi için, modelajın üzeri özel bir tozla kaplanır. Çerçeve beyin ünitesinin sol kısmına yerleştirilir.

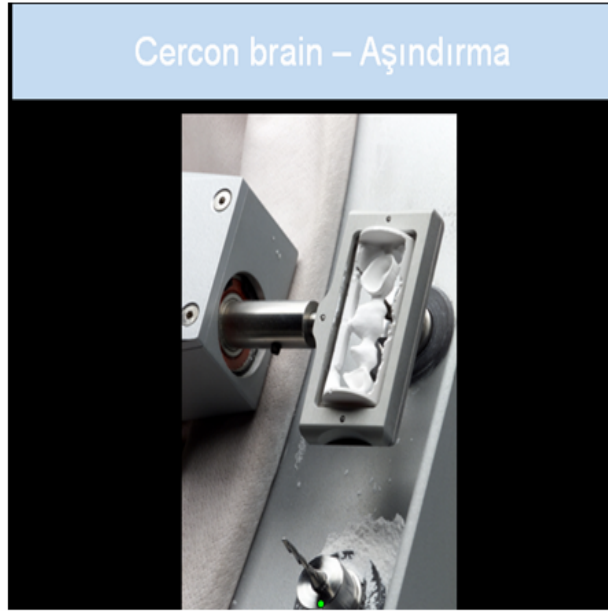


Şekil 20- Modelaj-çerçeve bağlantısı.

Yapılan modelaj, cihaz üzerindeki lazer yardımıyla taranır ve tarama bilgileri otomatik olarak aşındırma ünitesine aktarılır. Ünitenin sağ bölmesine modelajla aynı boyuttaki alt yapı bloğu çerçeveye beraber sabitlenir.

Tarama işleminin başlaması ile beraber, lazer tarayıcı yardımıyla modelaja ait bilgiler otomatik olarak freze ünitesine aktarılır. Aşındırma ünitesinde yarı sertleştirilmiş zirkonyum oksit blok üzerinde önce kaba sonra hassas

aşındırma işlemi yapılır. En uzun boydaki modelaja ait tarama ve şekillendirme işlemi yaklaşık olarak 65 dakikada tamamlanmaktadır.



Şekil 21a



Şekil 21b

Şekil 21 a, b) Cercon brain- Aşındırma Cihazı

Freze işlemi tamamlandıktan sonra bağlantı yerleri separe yardımıyla kesilerek alt yapı çerçeveden ayrılır ve hard frez yardımıyla bu bölgelerin tesviyesi yapılır. Hem tarama hem de aşındırma işlemi ana makine Cercon Brain'de yapılmaktadır.



Şekil 22- Yüzeyin düzeltilmesi

Aşındırılan zirkonyum oksit blok sinterlenerek gerçek sertliğine ulaşır. Sinterleme işlemi Cercon Heat'de 1350 °C'de gerçekleşir. Bu işlem ortalama 6 saatte tamamlanır. Sinterleme işlemi sonrasında malzemede %30 oranında bir büzülme görülür. Bu büzülme karşılayabilmek için ana makine ilk aşındırmayı % 30 oranında büyük yapar. Bu hesaplama Cercon Brain tarafından yapılır.



Şekil 23- Sinterleme sonucu %30 büzülme

2.8.13.Cercon Art CAD Design

Günümüzde Cercon Art CAD Design adı altında Computer Aided Design sistemini de içeren yeni bir Cercon sistemi kullanılmaya başlanmıştır. Bu sistem:

- Cercon Brain lazer tarayıcı ve aşındırıcı, Cercon Heat sinterleme fırını, Cercon Clean ve Cercon Art CAD bölümlerini içerir.
- Tek kuron ve kısa köprülerin yapımında kullanılır



Şekil 24- Cercon Art CAD Design

2.9. Simantasyon

Schwartz ve arkadaşları geleneksel kuron ve sabit protezlerin en çok görülen başarısızlık nedenlerinden birinin tutuculuk problemi olduğunu belirtmişlerdir. Burke 1995'te yaptığı çalışmada diş kesiminin restorasyonun direncinin ve tutuculuğunun sağlanmasında en önemli özellik olduğunu ortaya koymuştur. Ancak sabit seramik protezlerin klinik başarısının büyük oranda simantasyon işlemine de bağlı olduğu unutulmamalıdır. Simanlar dayanıklı bir doğal diş-restorasyon bağlantısı elde edilmesinde, mikro sızıntının önlenmesinde ve restore edilen dişin kırığa karşı dayanıklılığının arttırılmasında büyük rol oynar **(1, 16-20, 27)**.

Diş hekimliğinde simanlar:

- Film kalınlığı ince,
- Kenar sızıntısına izin vermeyen,
- Biouyumlu,
- Hassasiyeti önleyici,
- Yeniden çürük oluşmasına izin vermeyen,
- Uygun çalışma ve sertleşme zamanı olan,
- İşlenmesi kolay,
- Baskı ve çekme kuvvetlerine karşı kırılma direnci yüksek,
- Polimerizasyon büzülmesi düşük,
- Sertleşme stresleri düşük maddeler olmaları gerekmektedir (Rosenstiel, Land&Crispin, 1998) **(18, 51, 79, 80, 88)**.

Geleneksel diş hekimliği seramikleri kullanılırken simantasyon sonucu yeterli tutuculuğun ve bağlantı kuvvetlerinin elde edilmesi daha kolaydır. Cam fazı içeren bu seramikler HF asit ile dağlanabilmekte, böylece

mikromekanik tutuculuğun sağlanabilmesi için gerekli pürüzlü yüzey elde edilebilmektedir. Dağlanmış yüzeye silanın da uygulanmasıyla, reçine simanlarla istenen tutuculuk elde edilebilmektedir. Zirkonya tam seramik restorasyonlar cam fazı içermediğinden geleneksel seramiklerde olduğu gibi yüzey hidroflorik asitle dağlanamamaktadır. Bu da mikromekanik tutuculuğun sağlanmasını önlemektedir. Bis-GMA ve cam-iyonomer gibi simanların fiziksel gücü mikromekanik tutuculuğa bağlıdır. Adeziv özellikleri yoktur. Bu yüzden zirkonya seramiklerde tutuculuğun sağlanması için adeziv bir arayüz elde edilmesi çok önemlidir. Kern ve Wegner 1998’de yaptıkları çalışmada MDP (adeziv fosfat monomeri) içeren reçine kompozitlerin kumlanmış seramik yüzeyine Bis-GMA reçine kompozitlerinden daha iyi bağlandığını görmüşlerdir **(58-61)**. Bis-GMA ya da cam-iyonomer kullanılarak yapılan çalışmalarda, örneklerin thermocycling’e (ısı çevirimi) dayanmadığını söylemişlerdir. Wegner ve Kern 2000’de yaptıkları çalışmada ise, sadece kumlama işlemi yapılan zirkonya seramik yüzeyini adeziv monomer içeren simanla simante ettiklerinde, geleneksel simanlar kullanılarak elde edilen bağlantı kuvvetlerinden çok daha yüksek değerler elde etmişlerdir **(118)**. Piwowarczyk ve arkadaşları 2004’de farklı simanlar kullanarak yaptıkları makaslama kuvvetleri testlerinde çinko-fosfat, standart cam-iyonomer ya da modifiye cam-iyonomer simanları kullanarak zirkonya seramikleri simante ettiklerinde yüksek bağlantı kuvvetleri elde etmenin olanaksız olduğunu, en iyi bağlantı sonuçlarının MDP içeren reçine simanlarla elde edildiğini görmüşlerdir **(89- 91)**. Ernst ve arkadaşları 2005’te yaptıkları çalışmada çeşitli reçine simanları karşılaştırmışlardır. Sonuçta adeziv fosfat monomeri içeren simanların zirkonya seramiklerin yüzeyine daha iyi tutunduğunu göstermişlerdir **(37)**. Palacio ve arkadaşları yaptıkları çalışmada MDP içeren farklı adeziv reçine esaslı simanlar arasında

bağlantı kuvvetleri açısından bir farklılık görmemişlerdir **(87)**. Friederich ve Kern yaptıkları çalışmada Panavia F ve Rely X Unicem simanlarının kullanımı ile en iyi bağlantı kuvvetlerinin elde edildiğini görmüşlerdir **(38, 46, 48, 49)**. Bunun nedeni her ikisi de fosforik-asit metakrilatları içeren bu simanların kuvvetli fiziksel bağlantı kurabilmeleridir.

Burke ve ark. 2002’de yaptıkları çalışmalarda, reçine esaslı adeziv fosfat monomeri (MDP-10-metakriloyloksidesildihidrojen) içeren yapıştırıcı simanların zirkonya seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir **(37, 44)**. Adeziv fosfat monomerleri, içerdikleri fosfat esterini yoluyla bir metal oksit olan zirkonya seramiğe direk olarak tutunabilir. Adeziv reçine simanları kimyasal ve mikromekanik bağlantı ile hem dişe hem de restorasyona tutunabilme özelliğine sahiptir. Bu malzeme her iki yapının da kuvvetlenmesini sağlar ve mikrosızıntı, hassasiyet, kenar renkleşmesi ve çürük oluşumunu, destek dişin ve restorasyonun kırılma olasılığını en aza indirir **(30, 49)**. Bu nedenle tutuculuğun çok önemli olduğu, yüksek oklüzal kuvvetlerin geldiği alanlarda reçine esaslı adeziv simanların kullanılmasını önerilmektedir **(81-86)**. Ancak adeziv simanların zirkonya yüzeyine tutunmasıyla ilgili çok az çalışma vardır **(83, 84)**.

MALZEME	ÜRETİCİ FIRMA	MALZEMENİN İÇERİĞİ
Fleck's zinc cement	Mizzy Inc, Cherry Hill, NJ, ABD	Çinko-fosfat simanı
Estiseal LC	Twinlook, Heraeus Kulzer, Wehrheim, Almanya	Dual-curing geleneksel BisGMA kompozit simanı
Dyract Cem	DrTrey Dentsply, Konstanz, Almanya	Poliasitle modifiye reçine kompozit simanı
Fuji I	GC Corp, Tokyo, Japonya	Cam-iyonomer simanı
Ketac-Cem	3M ESPE, Seefeld, Almanya	Cam-iyonomer simanı
Fuji Plus	GC Corp, Tokyo, Japonya	Reçine-modifiye cam-iyonomer simanı
Fuji Cem	GC Corp, Tokyo, Japonya	Reçine-modifiye cam-iyonomer simanı
RelyX Luting	3M ESPE, Seefeld, Almanya	Reçine-modifiye cam-iyonomer simanı
RelyX ARC	3M ESPE, Seefeld, Almanya	Dual-cure reçine simanı
Clearfil II	Kuraray, Osaka, Japonya	Geleneksel BisGMA kompozit simanı
Panavia EX	Kuraray, Osaka, Japonya	Kimyasal-cure reçine simanı
Panavia EX 21	Kuraray, Osaka, Japonya	Kimyasal-cure reçine simanı
Panavia F 2.0	Kuraray, Osaka, Japonya	Dual-cure reçine simanı
Variolink II	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Dual-cure reçine simanı
Compolute	3M ESPE, Seefeld, Almanya	Dual-cure reçine simanı
RelyX Unicem	3M ESPE, Seefeld, Almanya	Dual-cure self-adhesif universal reçine simanı

Tablo 2.2- Piyasada bulunan simanlar.

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-toluidin/silika sodyumflorid içerir **(119)**. Bunlar eşit miktarda alınıp 20 saniye boyunca karıştırılır. Hazırlanan materyal en geç 3 dakikada kullanılmalıdır. Uygulama yapıldıktan sonra 400-515nm dalga boyu olan ışık cihazı ile polimerizasyon sağlanır. Her yüze en az 20 saniye ışık uygulaması yapılır.



Şekil 25- Panavia F 2.0 seti



Şekil 26- Panavia F 2.0 setinin içeriği

2.10. Seramik-Diş Bağlantısında Yüzeylerin İncelenmesi

Seramiğin diş dokusuna tutunabilmesi için iki farklı yüzeyin incelenmesi gerekir (102).

- 1- Dentin/adeziv arayüzü
- 2- Seramik/siman arayüzü.

Her iki arayüzün de bağlantı kuvvetleri arttırılmalıdır (97, 100). Çoğu modern reçine siman setleri hem dişe bağlantıyı sağlamak için bir adeziv (dentin bonding ajanı), hem de restorasyona bağlantıyı sağlamak için bir

silan içerir. Bazı araştırmacılar, reçine esaslı simanların diş ile dayanıklı reçine bağlantısı kurarken seramik materyali yüzeyindeki mikroçatlaklar üzerinde de “tedavi edici” etkisi olduğunu belirtmektedir (117, 120).

2.10.1. Dentin/Adeziv Ara Yüzü (Dentin Bonding Ajanları)

Dentin, hidrate kompozit bir materyal olup mineralle güçlendirilmiş kolajen bazlı bir organik matrikse sahiptir. Bu yapı anatomik açıdan yerel farklılıklar gösterir (26). Dentin ile yapılan restorasyonun birbirine tutunabilmesinde dentin bonding ajanlarının önemi büyüktür. Günümüzde dentin bonding ajanları geliştirilerek 15-20 MPa makaslama kuvvetine dayanıklı olanları üretilmiştir. Ayrıca 20-30 MPa makaslama kuvvetlerine dayanabilen mine adezivleri de vardır (25). Kullanılan sistemin kolay uygulanabilir, hem dentin hem de mine üzerinde aynı etkiye sahip olan ürünler olması gerekmektedir (30).

BONDING AJANLAR	ÜRETİCİ FIRMA	ASİT TÜRÜ	PRİMING	BONDING
Scotchbond MPP	3M, St. Paul, Minn.	%37 H ₃ PO ₄	SMPP Primer	SMPP Bond
Heliobond	Vivadent, Schaan,	%37 H ₃ PO ₄	Syntac	Heliobond
	Liechtenstein			
PQ1	Ultradent, South	%37 H ₃ PO ₄	PQ1	
	Jordan, Utah			
Clearfil SE Bond	Kuraray, Osaka,	Clearfil SE Primer (Self-etch)		Clearfil SE Bond
	Japan			
Prime & Bond NT	Dentsply DeTrey,	NRC	Prime & Bond NT	
	Konstanz, Germany			
Prompt L-Pop	Espe AG, Seefeld,		Prompt L-Pop (Self-etch)	
	Germany			
Xeno III	Dentsply, York, PA, USA		Xeno III (Self-etch)	

Tablo 2.3- Piyasada bulunan dentin bonding ajanları.

3 farklı adeziv sistem vardır:

1- 3-aşamalı sistem

2- Tek şişe sistemi

3- Self-etching sistemi (26, 35, 36, 45, 60).

2.10.1.1. 3-Aşamalı Sistem

3-aşamalı sistemde “total etch technique” dentin bondingi uygulanmadan önce, diş yüzeyi asitle dağlanır. 1955’ten beri kullanılan asit ile dağlama yöntemi mine yüzeyinde ideal morfolojinin elde edilmesini sağlamaktadır. Bunun için %30-%40lık fosforik asit ile dağlama yapılmaktadır. Böylece pek çok mikro porozite elde edilmektedir. Polimerize olabilen monomerlerin uzantıları bu porözitelerin içine uzanmaktadır. Böylece mikromekanik retansiyon elde edilmektedir. Aynı şekilde, dentine de asit uygulaması yapılır. Sonra da dentin bonding ajanı uygulanır. Asitle dağlanan dentin tubulusları açılıp genişler. Böylece intratubuler dentinin demineralize olması sağlanır. Hidrofilik (su seven) monomerler dentin tubulusları içine infiltre olurlar. Burada polimerizasyonlarını tamamlarlar. Buradaki 3 boyutlu kollagen ağı ile birbirine geçer ve reçine-dentin interdiffüzyon zonu elde edilir. Böylece reçine esaslı simanla dentin arasında hibrit tabakası elde edilir. Bu da mikromekanik bağlantıyı arttırarak başarılı bondingin elde edilmesini sağlar (26, 73).

2.10.1.2. Tek Şişe Yöntemi

Tek şişe sistemindeki adezivler konvansiyonel 3-adım sistemlerinin yerine piyasaya sunulmuştur. İçlerindeki primerler HEMA (hidroksietil metakrilat) ya da PENTA (di-pentaeritrol penta-akrilat monofosfat) olup düşük viskoziteli bir reçine ile aynı şişede bulunmaktadır (25). İçine etanol ya da aseton gibi bir çözücü eklenerek su çekici özelliğe sahip hale getirilip kollajen ağı ile monomer arasında su değişimi sağlanabilmektedir (Finger ve Fritz, 1996). Genelde tek şişe sisteminin içinde bulunan ajanlar 2 veya 3

aşamalı dentin bonding ajanlarının yoğunluğu azaltılmış şeklidir (Holderagger ve ark,1997). Bu ürünler tek aşamalı ya da tek komponentli olarak adlandırılmalarına karşın ayrıca asitle dağlama işleminin yapılması gerekmektedir (Swift ve Bayne,1997) **(26)**.

2.10.1.3. Self-Etching Sistemi

Self-etching primerler mine ve dentine aynı anda etki ederler. Etching, priming ve bonding ajanlarının tümünü tek aşamada uygulayabilme özelliğine sahiptir. Mine ve dentine aynı anda uygulama yapılması hem süreyi hem de hata olasılıklarını azaltır. Bu tip primerlere “all-in-one” denir **(35, 36, 114)**. Self-etching primerler dentini 2 μm ’a kadar hibridize edip klinik olarak polimerizasyon büzülmesi streslerine karşı koyabilmesini sağlar. Minerallerin ortamdan uzaklaştırılmasından sonra yapısal bütünlüğün korunması simanın dentin içine penetre edilebilmesi açısından çok önemlidir (Gwinnet,1994). En önemlisi ise self-etching primerlerin tek-şişe sisteminden ya da 3-basamaklı sistemden daha başarılı sonuçlar vermeleridir. Bu primerlerin pH derecesi dentin smear tabakasının kaldırılmasına yetecek kadar düşüktür (Ferrari ve ark,1997) **(26, 35)**.

Clearfil SE Bond Primer bir self-etching primerdir. Hem mine hem de dentine aynı anda uygulanabilir. Primerinde fosfat monomeri (MDP), HEMA, hidrofilik dimetakrilat, di-kamforkinin, N-N-dietanol-p-toluidin ve su içerir. Bondinginde ise MDP, HEMA, bis-GMA, hidrofobik dimetakrilat, di-kamforkinin, N-N-dietanol-p-toluidin ve silanlanmış koloidal silika içerir.

Klinik olarak dentin bonding uygulaması iki ayrı zamanda yapılabilir:

- 1- Restorasyonun simantasyonundan hemen önce bonding uygulaması,
- 2- Yeni hazırlanmış dentine ölçü almadan evvel bonding uygulaması.

Magne ve Douglas yeni hazırlanmış dentine bonding uygulandıktan sonra ölçü alınması yöntemiyle daha kuvvetli bağlantı sonuçları elde edildiğini görmüşlerdir. Simantasyondan hemen önce uygulanan bonding sonrası restorasyonu yerine yerleştirmek için fazladan baskı uygulanacaktır. Bu da dentin kanallarının çökmesine neden olacaktır. Bu nedenle Paul ve Scharer yeni hazırlanmış dentine bonding uygulanmasını daha doğru bulmaktadırlar (106).

2.10.2. Seramik/Siman Ara Yüzü (Zirkonya Seramiğe Yapılan Yüzey Uygulamaları)

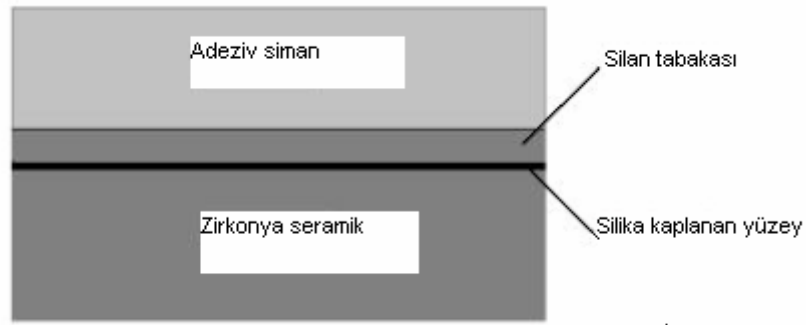
Seramik yüzeyi de reçine simanı ile maksimum bağlantıyı elde edebilmek için hazırlanmalıdır. Feldspatik seramiklerde, HF (hidroflorik) asitle dağlama yapılarak cam faz ortamdan uzaklaştırılır ve bağlantı için gerekli yapı elde edilir (23, 35). Ancak, zirkonya seramiklerde asitle dağlama işe yaramamaktadır (Salmang ve Scholze,1982; Pape ve ark, 1991). Çeşitli in vitro çalışmalarda güçlü reçine bağlantısı elde edebilmek için, farklı yüzey uygulamaları incelenmiştir (23).

2.10.2.1. Al₂O₃ İle Kumlama Yöntemi

1940’larda geliştirilmiş olan ve zirkonya üzerinde etkili olan Al₂O₃ ile kumlama yöntemi kullanılarak, pürüzlü bir yüzey elde edilmektedir (77). Kumlama yoluyla, yüzeydeki yumuşak, kontamine tabakalar kaldırılır. Elde edilen temiz, pürüzlü yüzey reçine esaslı siman ile bir miktar mekanik bağlantı oluşturur. Buna anahtar sistemi de denir. Pürüzlendirme sonucu bağlantının gerçekleşeceği yüzeyin alanı artarken yüzey enerjisi ve ıslatılabilirliği de artmış olur (7, 8, 41, 75). Bunun için 50µ ya da 110µ’luk Al₂O₃ partikülleri içeren kumlar kullanılmaktadır (18). Kumlama ve fosfatla modifiye reçine simanlarının kullanımı uzun süreli, dayanıklı reçine bağlantısı elde edilebilmesinde faydalı olmuştur (17).

2.10.2.2. Tribokimyasal Silika Kaplama Yöntemi

Tribokimyasal silika (silikon dioksit) kaplama yöntemi seramik yüzeyine yapılan uygulamalardan bir diğeridir (35, 58-62, 125). Bu yöntemde kumlama yapılmadan ya da yapıldıktan sonra seramik yüzeyi silika kaplanır. Seramik yüzeyi, silika (silisilik asit) ile modifiye edilmiş alüminyum oksit tanecikleri içeren kumla kumlanır. Çarpma hızıyla silika seramik yüzeyinde 15 µm derinliğe gömülür ve silika ile modifiye olan yüzeyler silanla kimyasal bağ kuracak hale gelirler (7, 8). Silika kaplama üniteleri hem laboratuarda hem de klinikte kullanılabilecek sistemler şeklindedir (7, 33, 122) (Şekil 27).



Şekil 27 – Tribokimyasal Uygulama

2.10.2.2.A) CoJet Sistemi

CoJet sistemi klinikte kullanılabilen bir tribokimyasal silika kaplama yöntemi olup, kaplayıcı-aşındırıcı bir kum, bir silandan oluşur. Işınla polimerize olan, bağlayıcı, reçine esaslı simanla simante edilmelidir. Silisilik asit içeren $30\ \mu\text{m}$ 'luk Al_2O_3 kum partikülleri 90° 'lik açıyla, 2.5 bar basınçla, 15 saniye boyunca püskürtüldüğünde, yüzey küçük silika partikülleri ile kaplanır. Böylece hem yüzey alanı arttığı için mikromekanik tutuculuk elde edilmekte hem de silan uygulaması ile kimyasal tutuculuk sağlanmaktadır (7, 79, 80, 83-85).

2.10.2.2.B) Rocatec Sistemi

Rocatec laboratuarda kullanılabilen bir tribokimyasal silika kaplama yöntemidir. Bu sistemde 2 aşamalı kumlama yapılır. Önce Rocatec-Pre adı verilen restorasyonun $110\ \mu\text{m}$ 'luk Al_2O_3 kumu ile 2.5 bar basınç altında temizlenip, aktive edilmesi aşaması vardır. İkinci aşama ise Rocatec-Plus adı verilen, $110\ \mu\text{m}$ SiO_x kumunun 2.5 bar basınç altında püskürtülmesi ile

yüzeye silika partiküllerinin gömülmesini sağlayan uygulamadır **(6,17-19)**. Silika kaplama ve silan uygulaması yapıldığında zirkonya oksit seramiklerde yalnız kumlama ile elde edilen bağlantıdan daha yüksek bağlantı kuvvetleri elde edilmektedir **(35)**. Silika kaplama, substratın “yüzey enerjisini” artırır. Silika kaplanan yüzey silan aracılığı ile reçine simanı ile bağlantı kurar. Bu bağlantı iki şekildedir. Birincisi seramiğin inorganik fazı ile reçinenin organik fazı arasındaki kimyasal kovalent bağdır **(23, 24, 32)**. İkincisi ise silanların seramik yüzeyinin ıslatılabilirliğini, yüzey alanını ve andırkatlarını artması ile seramiğin mekanik tutuculuğunun artması şeklindedir **(97)**.

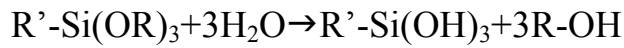
2.10.3. Kumlanan Yüzeye Silan Uygulanması

Silanlar Si(silikon) atom veya atomları içeren organik yapılardır ve bifonksiyoneldirler. Organik fonksiyonel kısmı organik matriksle reaksiyona girerken, alkali grupları inorganik maddelerle reaksiyona girer **(50, 72, 73)**.

Silanlar ilk kez Bowen ve Rodriguez tarafından Bis-GMA reçinelere dolgu maddesi olarak katılmışlardır **(80)**. Ancak daha sonra silanların, seramiğin yüzeyindeki oksit tabakası ile reaksiyona girdiği görülmüş ve bu yöndeki çalışmalar üzerinde durulmuştur **(3)**. Silanlar, silikon (Si) atomları içeren organik gruplardan oluşurlar. Dual reaktivite özellikleri sayesinde farklı inorganik ve organik matrikslerle reaksiyona girerler **(72, 73)**. Bunlar boyutlarına, işlevlerine ve içeriklerine bağlı olarak primer ya da coupling agent adını alırlar **(42, 43)**. Coupling ajan olarak organik inorganik maddeler arasında kullanılan silanlar, hidrofilik (su seven) ve asidik

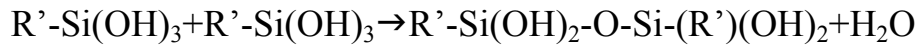
özelliklere sahiptirler (77). Bunlar önce ortamdaki nemden hidrolize (aktive) olurlar, yani su ile silanın alkol grupları reaksiyona girer. Bu reaksiyon sonucu bir metoksi grubu (-Si-O-CH₃) ve 3 silanol grubu açığa çıkar (-Si-OH). Ortaya çıkan silanol grupları daha fazla reaksiyona girip kondanse olurlar. Böylece silika yüzeyiyle siloksan ağı kurarlar (-Si-O-Si-O-). Bu da inorganik materyalle organik matriks arasında çapraz bağlantı kurulması demektir. Silan moleküllerinin organik metakrilat grupları ise adeziv reçinenin metakrilat grupları ile kopolimerize olup kimyasal bağ oluşturur (72, 73, 79, 100, 126, 127).

Su ile silanın alkol gruplarının reaksiyonu:



R' bir hidrokarbon zinciridir, Si ise silikondur.

Kondansasyon reaksiyonu ise şöyledir:



Diş hekimliğinde kullanılan silanlar genelde monofonksiyonel γ -metakril oksipropil trimetoksisilandır (3-MPS). MPS kimyasal ve fiziksel coupling (birleştirici) özellikleriyle metal-kompozit, seramik-kompozit ve kompozit-kompozit arası adezyonu arttırmak için kullanılır (13). Silan coupling ajanların kompozit reçinelerin seramiğe tutunmasını %25 oranında arttırdığı görülmüştür. Ancak bunların silika kaplama ile kullanılması daha başarılı sonuçlar elde edilmesini sağlamıştır (9, 79, 80).

PIYASA ADI	KULLANIMI	EFEKTİF SILAN TÜRÜ	pH	BİLEŞİMİ
Monobond-S,	Porselen,	MPS %1.0	4	Ethanol %52,
Ivoclar Vivadent	kompozit			distile su %47
Vectris wetting agent	Kuronlar,sabit	MPS %1.0	4	Etanol %50-%52
Ivoclar Vivadent	parsiyel protezler			
ESPE Sil, 3M/ESPE	Metal, seramik,	Bir silan(%NA)	NA	Etanol>%90
	kompozit			
RelyX ceramic primer,	Seramikler	Bir silan<%1	NA	Etanol %70-%80
3M/ESPE				su %20-%30
Porselen repair primer, Kerr	Porselen	Bir silan %15- 20	NA	Etanol %80-%85
Pulpdent silan bond enhancer, Pulpdent	porselen, kompozit	Bir silan (%NA)	NA	Etanol %92.6
Silicoup A&B	NA	MPS (%NA)	NA	aseton %7.4
(iki-şişe sistemi)		(Silicoup B)		Etanol %25-%50
Heraeus Kulzer				etilasetat %25- %50
				asetik asit %5- %10
Ultradent, Ultradent	Reçine coupling	MPS (%NA)	NA	İzopropanol %92
	ajanı			
Bisco porcelain	Porselen,	Silan ve	NA	Alkol

primer, Bisco	kompozit	metakrilat		
Clearfil porcelain bond	Porselen	MPS (%NA)	NA	Bisfenol-a- polietoksi
activator, Kuraray				dimetakrilat
Quadrant porcelain	Porselen,	4-metakriloksi	NA	Metil metakrilat
coupling agent	kompozit	etiltrimellitat		(MMA)
(liquid A), Cavex		anhidrit %10		
		(4-Meta); silan yok		
Quadrant porcelain	Porselen,	%5 MPS	NA	Metil metakrilat
coupling agent	kompozit			(MMA), su
(liquid B), Cavex				
Bifix DC, Voco	Porselen,	MPS (%NA)	NA	Alkol, su
	kompozit			

Tablo 2.4- Piyasada bulunan silanlar.

Clearfil Porcelain Bond Activator bir silan coupling ajandır. Clearfil SE Bond Primer ile beraber kullanılır. Uygulandıktan sonra 20 saniye beklenir. Fazlası sıcak hava ile kurutulur.



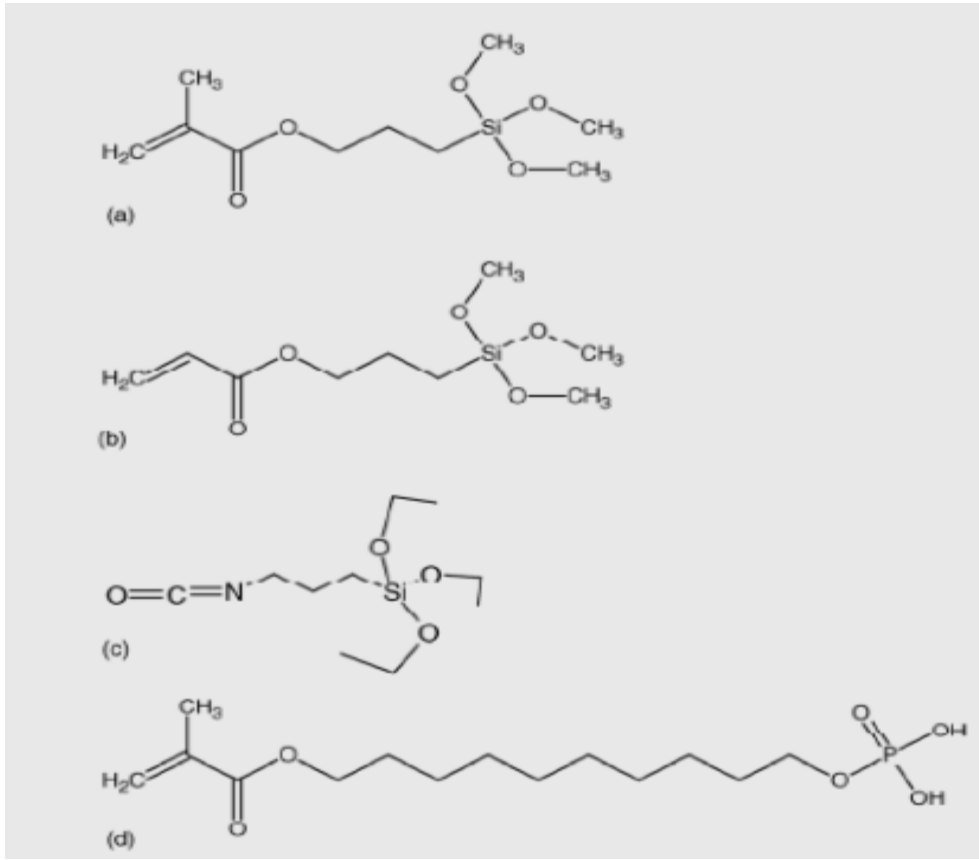
Şekil 28a



Şekil 28b

Şekil 28 a, b) Clearfil tamir seti ve silan içeriği

Silan seramik yüzeyine uygulandığında, farklı fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip 3 tabaka meydana gelir. En alt tabaka çapraz bağlantılı olup kuvvetli bir siloksan bağı kurarken, orta ve üst tabakalar alt tabakaya sadece fiziksel olarak tutunurlar ve organik solventler ya da su ile ortamdan uzaklaştırılabilirler. Silan tabakasının sıcak hava ile kurutulması, silanın bu 3 tabakasının tek tabaka haline gelmesini sağlar. Bu da seramikle reçine esaslı simanın birbirine tutunmasını artırır. Isı uygulaması sırasında, reaksiyonla açığa çıkan uçucu maddeler de temizlenmiş olur. Alkol ve asetik asidin ortamdan uzaklaşmasıyla silanın bağlantı uçlarının yoğunluğu artar ve seramikle daha sıkı bağ kurabilir hale gelir (100, 123, 124).



Şekil 29- Diş hekimliğinde kullanılan silanların kimyasal yapıları

- a) 3-metakriloyloksipropiltrimetoksisilan
- b) 3-akriloyloksipropilmetoksisilan
- c) 3-izosianotropropiltrioksisilan
- d) MDP molekülü: 10-metakriloyloksidesildihidrojen fosfat

(Dent Mater 2006, Jan 18;(22):824-831)

2.11. Bağlantı Kuvveti Değerlerinin Ölçülmesinde Kullanılan Test Metotları

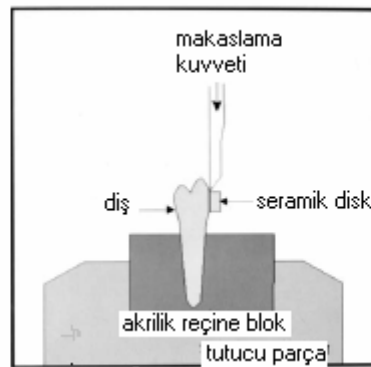
Geleneksel olarak 2 sistemin arayüzündeki adezyon, makaslama (shear) ya da germe (tensil) bağlantı kuvvetleri testi ile ölçülür (2, 22, 40, 129).

2.11.1. Makaslama (Shear) Test Metodu

Makaslama testi sisteminde kopma olana kadar ağırlık yükleme yapılır **(71, 74, 91)**. Elde edilen en yüksek değer kırığı başlatan kuvvettir, arayüz bağlantı kuvveti değildir **(1, 110)**.

$$\sigma = \frac{P}{A}$$

Bu denklemdeki σ arayüz bağlantısının makaslama kuvvetine dayanıklılığını belirtir ve MPa (Mega Pascal) cinsindendir. P ise uygulanabilen en yüksek kuvveti simgeler ve N (Newton) cinsindendir. A ise arayüz alanı olup mm^2 cinsindendir. $\text{N/mm}^2 = \text{MPa}$ **(14, 21, 60)**.



Şekil 30- Makaslama kuvveti test düzeneği

2.11.2. Germe (Tensil) Test Metodu

Germe testinde, kullanılan malzemeler birbirinden ayrılana kadar çekme kuvveti uygulanır. Bu test metodunda, arayüzde uniform basınç dağılımı izlenebilmektedir (34, 78). Daha kesin sonuçların elde edilebilmesi için, küçük bir test alanına uygulanan, mikrotensil test metodu da kullanılmaktadır. Bağlantı kuvvetlerini “ σ ” hesaplayabilmek için aşağıdaki formül kullanılmaktadır:

$$\sigma = \frac{L}{A}$$

Bu formülde “L” kırılma anındaki yüküdür (Kgf) ve “A” adeziv alandır (mm^2). Elde edilen sonuç MPa cinsindendir.

3.GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Örnek Sayısının Belirlenmesi ve Gruplandırma

Zirkonya seramiklerin dişe tutunmasında, seramik yüzeyine yapılan farklı uygulamaların bağlantı kuvvetlerine etkilerini incelediğimiz çalışmamıza başlamadan önce kullanılacak örnek sayısını (n) belirlemek için power analizi (primer of bioistatistics 8.0 for Windows; Analytical Software Inc, Tallhassee,FL, ABD) yapıldı. En az bir grubun diğerinden beklenen ortalama farkı 6 MPa, beklenen standart sapma 4 MPa olması varsayılarak uygulanan power analiziyle örnek sayısı en az n=13 olarak belirlendi ($\alpha=0.05$, $\beta=0.02$).

Örnekler 7 ayrı gruba ayrılarak (n=15) zirkonya örneklerle farklı yüzey uygulamaları yapıldı (tablo 3.1, tablo 3.2).

3.2. Diş Seçimi ve Hazırlanması

55 adet, periodontal ya da ortodontik nedenlerle, yeni çekilmiş, çürüğü olmayan büyük azı dişi kullanıldı. Bunlar bir gün süreyle sodyum hipoklorit içinde bekletildikten sonra, akrilik reçine içine gömüldü. Dişler alçı motorunda, zımpara ile, ikişer yüzeylerinde dentin açığa çıkana kadar aşındırma yapıldı (Şekil 31) . Hazırlanan örnekler distile su içerisinde bekletildi.

3.3. Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

Zirkonya örnekleri hazırlamak için önce 4mm çapındaki insülin enjektörleri içine soğuk akrilik (Pattern Resin LS, GC American Inc.,USA) uygulandı. Elde edilen çubuklar 3 mm uzunluğunda kesildi (Şekil 32) ve örnekler Cercon CAM cihazına bağlanarak zirkonya duplikatları elde edildi (Şekil 33-46). Böylece 4mm çapında, 3 mm yüksekliğinde 105 adet zirkonya silindir hazırlandı (Şekil 47).

Elde edilen örnekler 15'erlik gruplar halinde siman camı üzerine siyanoakrilat ile yapıştırıldıktan sonra birinci ve ikinci ölçü maddeleri (Alphasil Perfect Knetbar soft & medium; Omicron Dental, Germany) ile birbirlerine bağlandılar (Şekil 48).

Tüm zirkonya örnekler, düz yüzeyler elde etmek üzere 320 gritlik taşla (DAP-U Stuers; Danimarka) aşındırıldı. Bundan sonra örnekler sırasıyla 320, 400 ve 1200 gritlik silikon karbid kağıtlar (English Abrasives & Chemical Ltd.) ile aşındırıldı (Şekil 49, 50).

3.4. Kullanılan Malzemelerin Belirlenmesi

Tüm örneklerin simantasyonunda Panavia F 2.0 (Kuraray Medical Inc., Japonya) kullanıldı (Şekil 51).

Diş örnekleri hazırlanırken önceden alçı motoruyla düzleştirilmiş olan yüzeyler tekrar 320 gritlik taşla, DAP-U aletinde aşındırıldı. Dentin yüzeyleri 10 saniye asitle dağlandı (K-etchant ; Kuraray Medical Inc., Japonya) ve basınçlı su ile 10 saniye yıkandı (Şekil 52).

Hava ile kurutulduktan sonra dentin yüzeylerine dentin bonding uygulandı (Panavia F 2.0; ED Primer II Liquid A&B; Kuraray Medical Inc., Japonya) (Şekil 53).

	YÜZEY UYGULAMALARI	ÖZELLİKLER	ÜRETİCİ FIRMA
grup 1	Kumlama 1	50 μm Al_2O_3 ile 15 san kumlama+ 2.5 bar basınç	mega-Strahlkorund; Mega Dental, Almanya
grup 2	Kumlama 2	110 μm Al_2O_3 ile 15 san kumlama+ 2.5 bar basınç	mega-Strahlkorund; Mega Dental, Almanya
grup 3	Kumlama 1+ silan	50 μm Al_2O_3 ile 15 san kumlama+ 2.5 bar basınç+silan	Kuraray Medical Inc.; Japonya
grup 4	Kumlama 2+ silan	110 μm Al_2O_3 ile 15 san kumlama+ 2.5bar basınç+silan	Kuraray Medical Inc.; Japonya
grup 5	CoJet Sistemi	30 μm Al_2O_3 SiO_x + 2.5 bar basınç+ 10mm uzaklık + 15 san uygulama	3M, ESPE AG; Almanya
grup 6	Silan	Clearfil SE Bond Primer & Clearfil Porcelain Bond Activator	Kuraray Medical Inc.; Japonya
grup 7	Kontrol		

Tablo 3.1 - Gruplar, kullanılan malzemeler ve özellikleri

KULLANILAN MALZEME	MALZEMENİN ÖZELLİĞİ	MALZEMENİN İÇERİĞİ	ÜRETİCİ FIRMA
Ölçü maddesi	Alphasil Perfect Knetbar soft & medium		Omicron Dental; Germany
Soğuk akrilik	Pattern Resin LS		GC American Inc.;USA
Asit	K-etchant	Fosforik asit	Kuraray Medical Inc.; Japonya
Dentin bonding ajanı	ED Primer II	Self-etching primer	Kuraray Medical Inc.; Japonya
	Likit A&B	Adhesif monomer MDP, HEMA, 5-NMSA	
Panavia F 2.0	Pasta A&B	Dual-cure Flor iyonları serbestler	Kuraray Medical Inc.; Japonya
		Adhesif monomer MDP içerir	
Cercon zirkonya	Cercon Base	Hacmin %92'si zirkonyum oksit	Degudent,GmbH Hanau-Wolfgang
		Hacmin %5'i itriyum oksit	Almanya
		Hacmin %2'si hafniyum oksit	
		Hacmin %1'inden azı alumina & silika	
Aşındırıcı kum	mega-Strahlkorund	50 µm ve 110 µm Al ₂ O ₃	Mega Dental, Almanya
Kumlama cihazı	Easy Blast		Bego, Almanya
Işık cihazı	Coltolux Led		Coltene Whaledent; İsveç
Üniversal test			AG-IS Shimadzu,

makinası			Tokyo; Japonya
Altın püskürtme cihazı			Polaron SC7610, İngiltere
Tarama Elektron mikroskobu (SEM)			Jeol JSM-5600, İngiltere

Tablo 3.2 - Kullanılan malzemeler, özellikleri ve içerikleri.

3.5. Deneylerin Uygulanması

3.5.1. 50 μm 'luk Al_2O_3 İle Kumlama Yapılan Grup

Grup 1'deki zirkonya seramiklerin yüzeyine 50 μm 'luk aliminyum oksit (Al_2O_3) kumu (mega-Strahlkorund; Mega Dental, Almanya) ile 2.5 bar basınç altında 15 saniye kumlama yapıldı (Easy Blast; Bego, Almanya) (Şekil 54). Diş yüzeyi bir fosforik asit solüsyonu olan K Etchant Gel ile dağlandı. 10 saniye beklendikten sonra, diş yüzeyi 10 saniye boyunca su spreyi ile yıkandı. İyice kurutulduktan sonra diş yüzeyine ED Primer II 10 saniye uygulandı. Seramik örnekler Panavia F 2.0 ile diş yüzeyine simante edildi.

3.5.2. 110 μm 'luk Al_2O_3 İle Kumlama Yapılan Grup

Grup 2'deki zirkonya seramiklerin yüzeyi 110 μm 'luk Al_2O_3 kumu (mega-Strahlkorund; Mega Dental, Almanya) ile 2.5 bar basınç altında 15 saniye kumlandı (Şekil 55, 56). Diş yüzeyi bir fosforik asit solüsyonu olan K Etchant Gel ile dağlandı. 10 saniye beklendikten sonra, diş yüzeyi 10

saniye boyunca su spreyi ile yıkandı. İyice kurutulduktan sonra diş yüzeyine ED Primer II 10 saniye uygulandı. Seramik örnekler Panavia F 2.0 ile diş yüzeyine simante edildi.

3.5.3. 50 µm'luk Al₂O₃ İle Kumlama ve Silan Uyglaması Yapılan Grup

Grup 3'teki seramiklerin yüzeyi 50 µm'luk Al₂O₃ kumu ile 2.5 bar basınç altında, 15 saniye boyunca kumlandı. Bu yüzeye silan (Clearfil SE Bond Primer & Clearfil Porcelain Bond Activator; Kuraray Medical Inc., Japonya) uygulandı. Uygulanan silan hava ile kurutuldu. Diş yüzeyi bir fosforik asit solüsyonu olan K Etchant Gel ile dağlandı. 10 saniye beklendikten sonra, diş yüzeyi 10 saniye boyunca su spreyi ile yıkandı. İyice kurutulduktan sonra diş yüzeyine ED Primer II 10 saniye uygulandı. Seramik örnekler Panavia F 2.0 ile simante edildi.

3.5.4. 110 µm'luk Al₂O₃ İle Kumlama ve Silan Uyglaması Yapılan Grup

Grup 4'teki zirkonya seramiklerin yüzeyi 110 µm'luk Al₂O₃ ile 2.5 bar basınç altında, 15 saniye boyunca kumlanıp silan uygulandı. Uygulanan silan hava ile kurutuldu. Diş yüzeyi bir fosforik asit solüsyonu olan K Etchant Gel ile dağlandı. 10 saniye beklendikten sonra, diş yüzeyi 10 saniye boyunca su spreyi ile yıkandı. İyice kurutulduktan sonra diş

yüzeyine ED Primer II 10 saniye uygulandı. Seramik örnekler Panavia F 2.0 ile simante edildi (Şekil 57).

3.5.5. CoJet Sisteminin Uygulandığı Grup

Grup 5'te CoJet sistemi (3M ESPE AG; Almanya) ile seramik yüzeyine SiO_x içeren 30 µm'luk Al₂O₃ kumu ile, 90° açıyla, 15 saniye boyunca kumlanarak silika kaplandı (Şekil 58). Sonra yüzeye silan uygulandı (Şekil 58). Uygulanan silan hava ile kurutuldu. Dış yüzeyi bir fosforik asit solüsyonu olan K Etchant Gel ile dağlandı. 10 saniye beklendikten sonra, dış yüzeyi 10 saniye boyunca su spreyi ile yıkandı. İyice kurutulduktan sonra dış yüzeyine ED Primer II 10 saniye uygulandı. Seramik örnekler Panavia F 2.0 ile simante edildi.

3.5.6. Silan Uygulanan Grup

Grup 6'daki zirkonya seramiklerin yüzeyine hiçbir yüzey uygulaması yapılmadan sadece silan uygulandı (Şekil 59). Uygulanan silan hava ile kurutuldu. Dış yüzeyi bir fosforik asit solüsyonu olan K Etchant Gel ile dağlandı. 10 saniye beklendikten sonra, dış yüzeyi 10 saniye boyunca su spreyi ile yıkandı. İyice kurutulduktan sonra dış yüzeyine ED Primer II 10 saniye uygulandı. Seramik örnekler Panavia F 2.0 ile simante edildi (Şekil 60).

3.5.7. Kontrol Grubu

Grup 7 kontrol grubu oldu. Zirkonya seramiklerin yüzeyine hiçbir yüzey uygulaması yapılmadı. Diş yüzeyi bir fosforik asit solüsyonu olan K Etchant Gel ile dağlandı. 10 saniye beklendikten sonra, diş yüzeyi 10 saniye boyunca su spreyi ile yıkandı. İyice kurutulduktan sonra diş yüzeyine ED Primer II 10 saniye uygulandı. Seramik örnekler Panavia F 2.0 ile dentin yüzeyine simante edildi .

Anlatıldığı şekilde hazırlanan zirkonya örneklerin yüzeyine Panavia F 2.0 (Kuraray Medical Inc., Japonya) dual cure adhesive system uygulandı (Şekil 61).

Bunlar 500gr ağırlık kullanılarak diş yüzeylerine simante edildi (Şekil 55).

Panavia F 2.0'nin polimerizasyonunu sağlamak için ışık cihazı Colt lux Led (Coltene Whaledent; İsveç) kullanıldı (Şekil 62).

3.6. Örneklerle Makaslama Testi Uygulanması

Tüm örnekler hazırlandıktan sonra, hepsi sırayla universal test makinasına (AG-IS Shimadzu, Tokyo; Japonya) bağlanıp 1mm/dak hızda makaslama testi uygulandı (Şekil 63).

3.7. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri

Hazırlanan örneklerden yüzey uygulaması yapılmamış, yüzeyi 50 μm veya 110 μm Al_2O_3 ile kumlanmış, yüzeyi CoJet kumu ile kumlanmış seramik

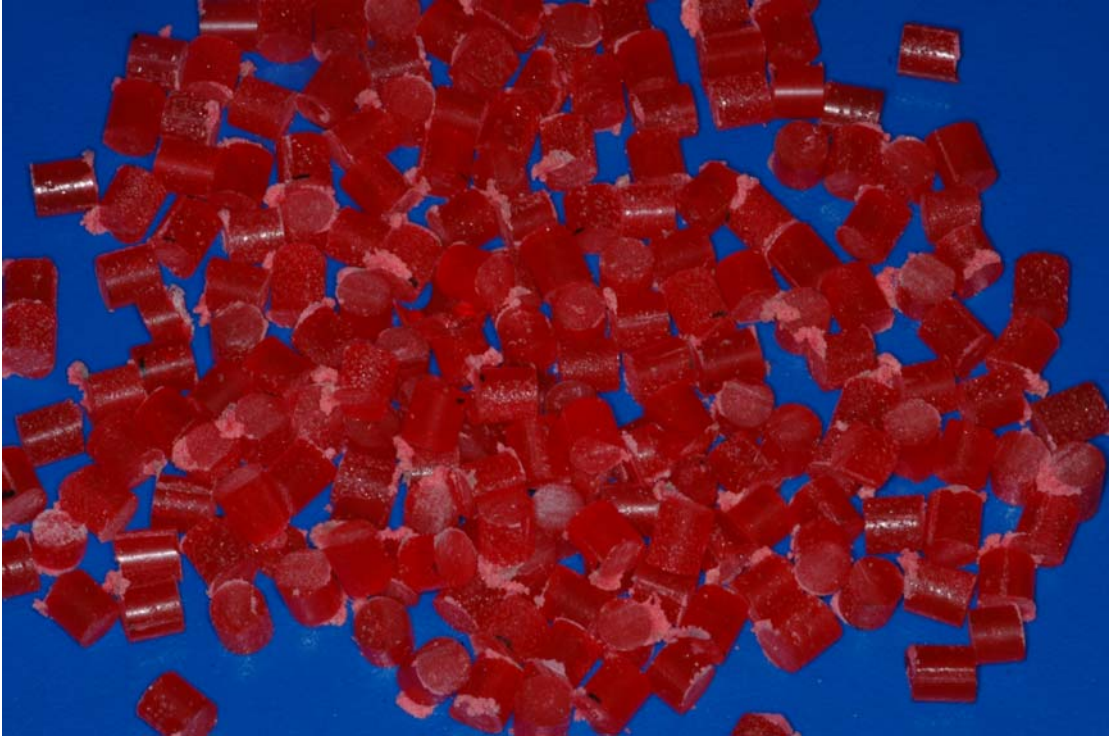
örneklerin yüzeyleri ile grup 3, 4, 5 ve 7'nin makaslama testi uygulandıktan sonraki yüzeyleri püskürtme altınla kaplandıktan sonra (Polaron SC7610, İngiltere) tarama elektron mikroskobunda (SEM) incelendi (Jeol JSM-5600, İngiltere) (Şekil 64, 65).

3.8. Bioistatistiksel Testlerin Uygulanması

Yapılan sonuçların değerlendirilmesi için tek yönlü varyans analizi (SPSS 11) kullanıldı. Daha sonra anlamlılık gösteren gruplar arasında Post Hoc testi uygulandı.



Şekil 31- Akriliğe gömülen dişlerin ikişer yüzeyinde dentin açığa çıkana kadar yapılan aşındırma.



Şekil 32- Soğuk akrilikten çubukların elde edilmesi.



Şekil 33- Cercon Brain cihazı.



Şekil 34- Cercon Heat cihazı.



Şekil 35- Hazırlanacak örneklerin bağlandığı çerçeveler.

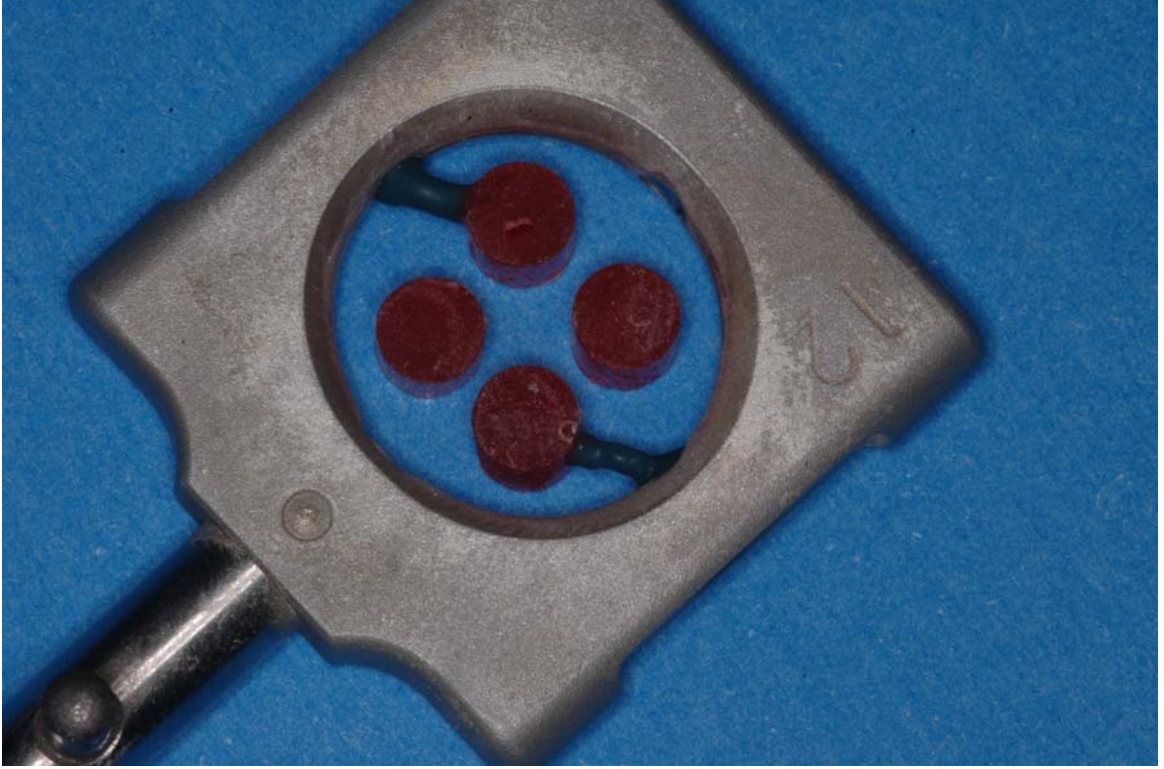


Şekil 36a

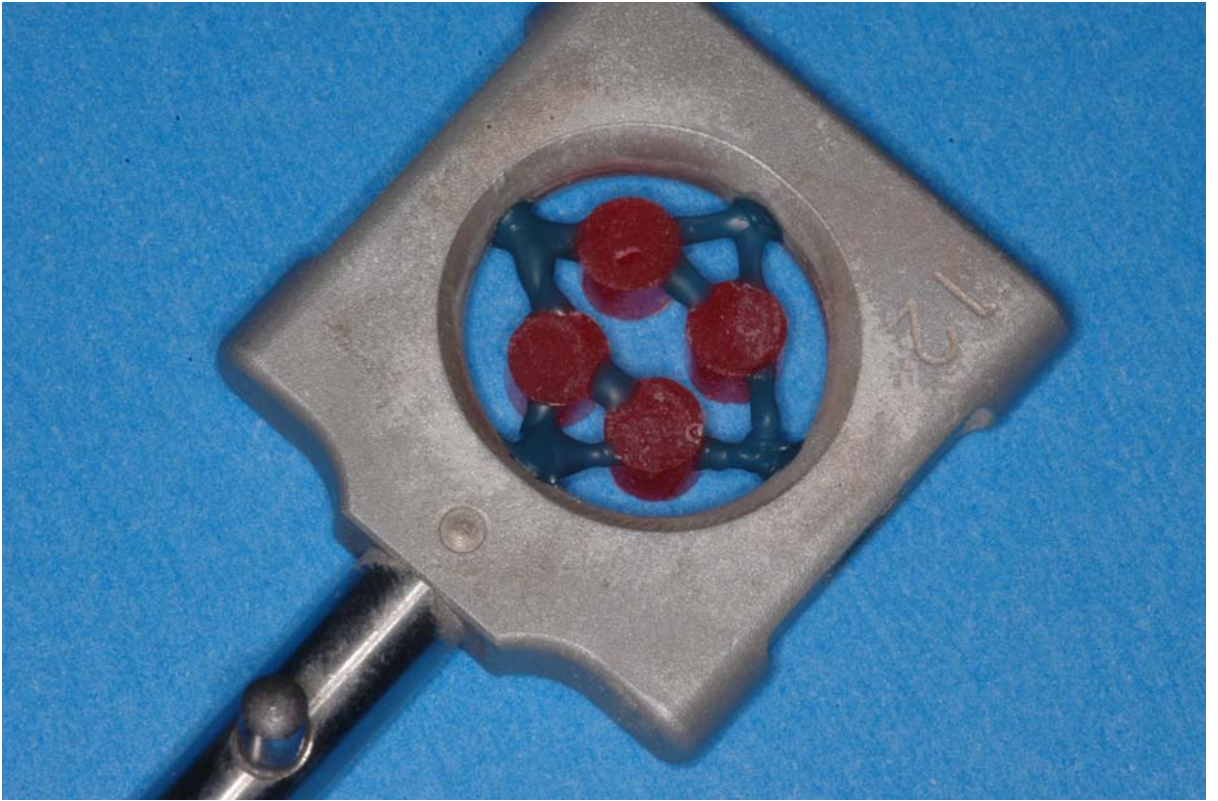


Şekil 36b

Şekil 36- a, b) Hazır Cercon blokları.



Şekil 37a



Şekil 37b

Şekil 37- a, b) Çerçeveye bağlanmış örnekler.



Şekil 38a



Şekil 38b

Şekil 38- a, b) Örneklerin tanıtıcı malzemeyle kaplanması.



Şekil 39a



Şekil 39b



Şekil 39c

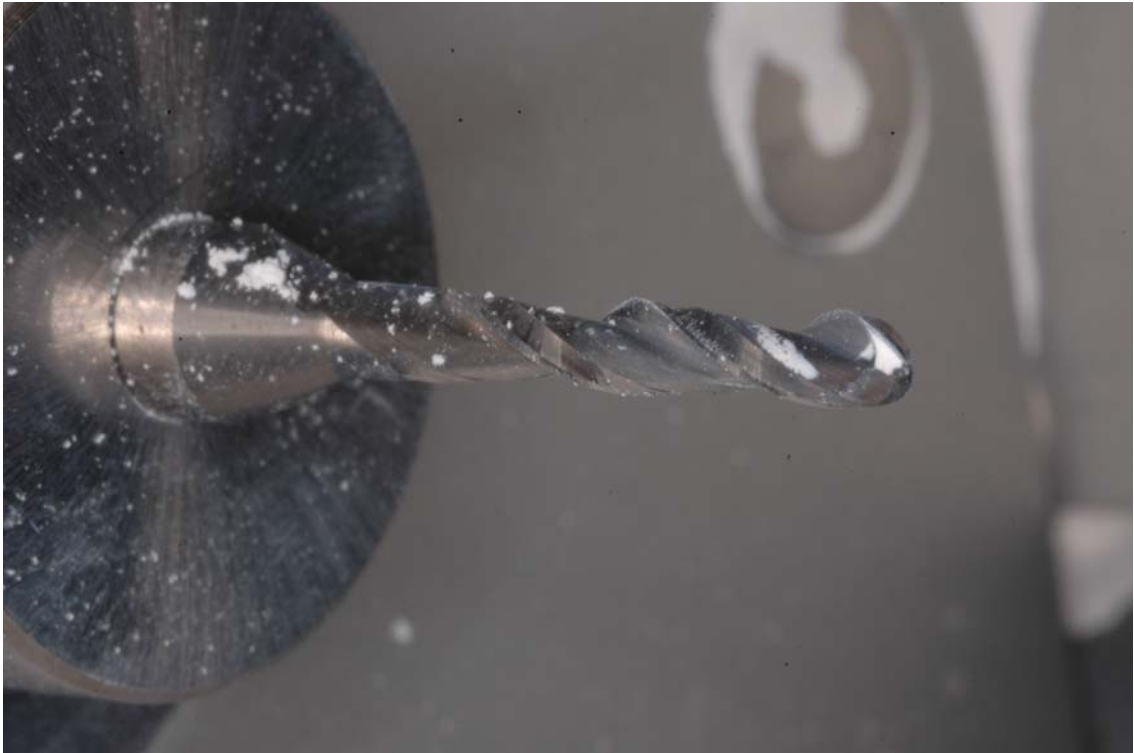
Şekil 39- a, b, c) Örneklerin Cercon Brain cihazına bağlanması.



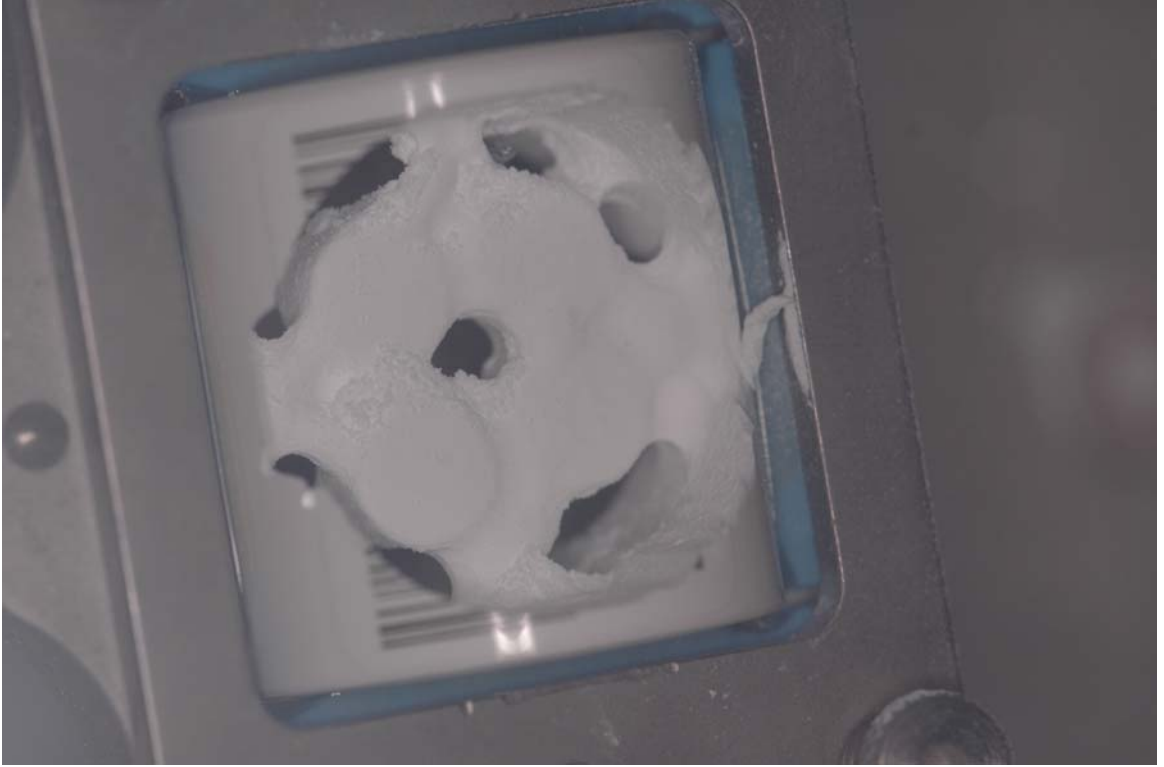
Şekil 40- Uygun Cercon bloğun Cercon Brain cihazına okutulması.



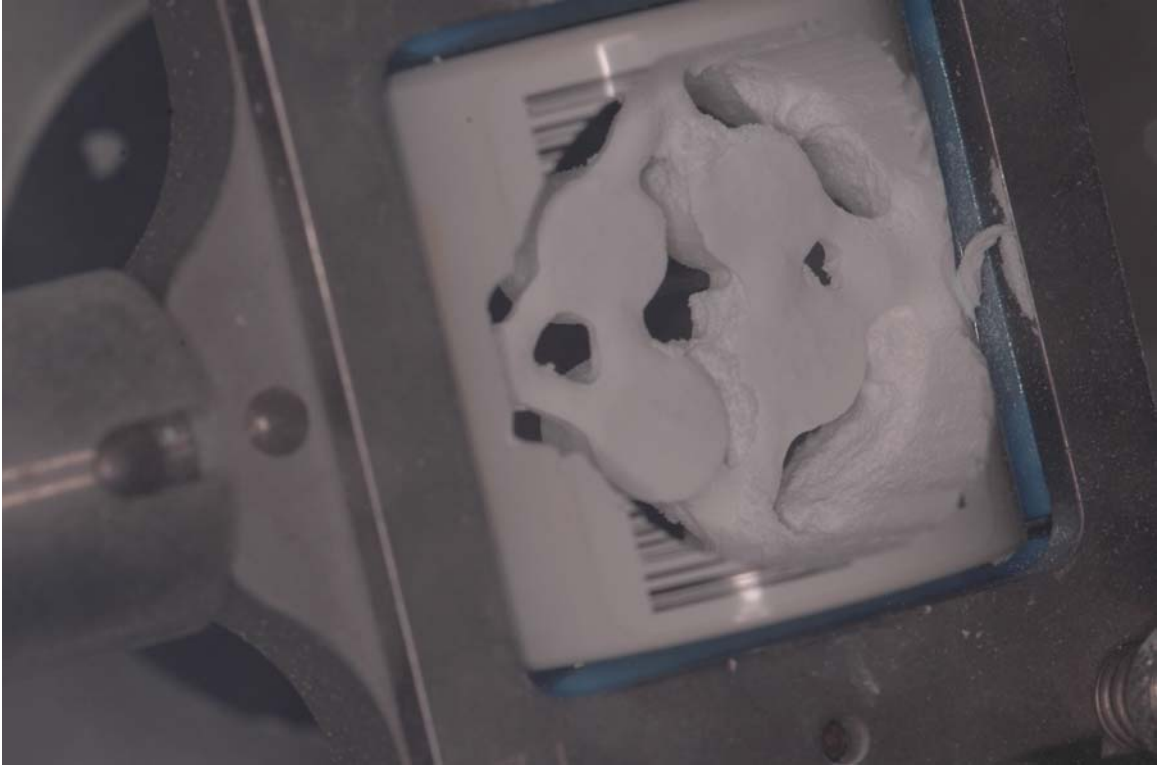
Şekil 41- Hazırlanan örneklerin Cercon Brain cihazına okutulması.



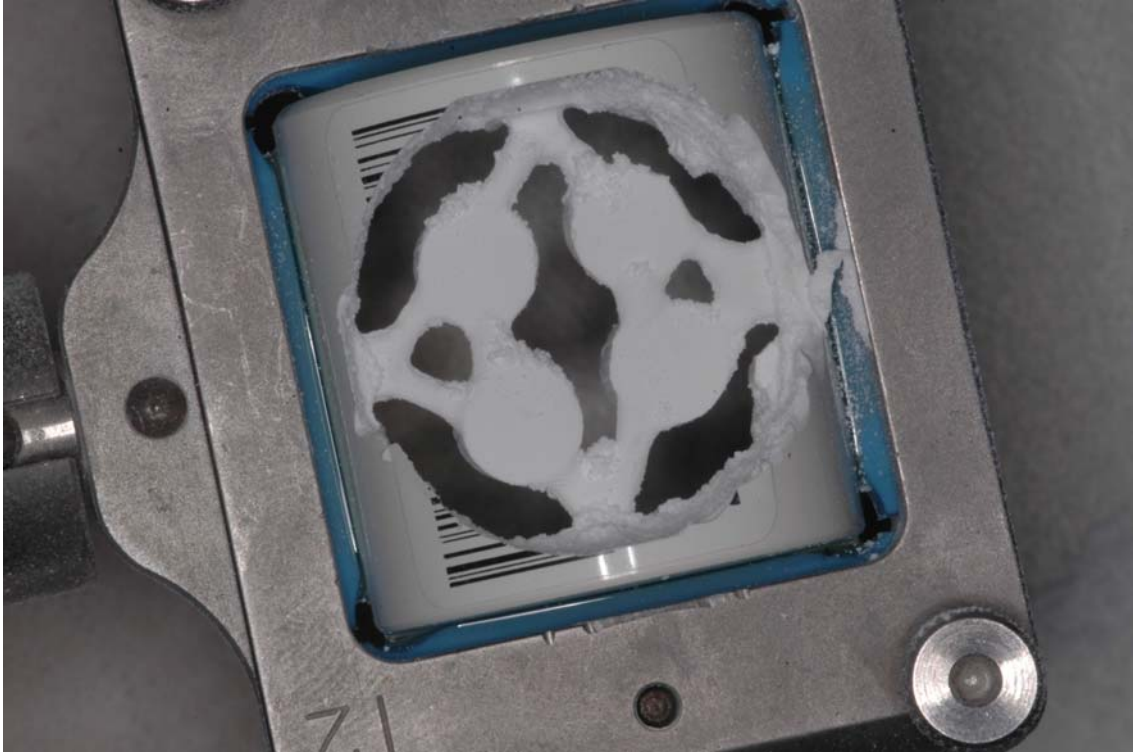
Şekil 42- Cercon blokların aşındırılmasında kullanılan frez.



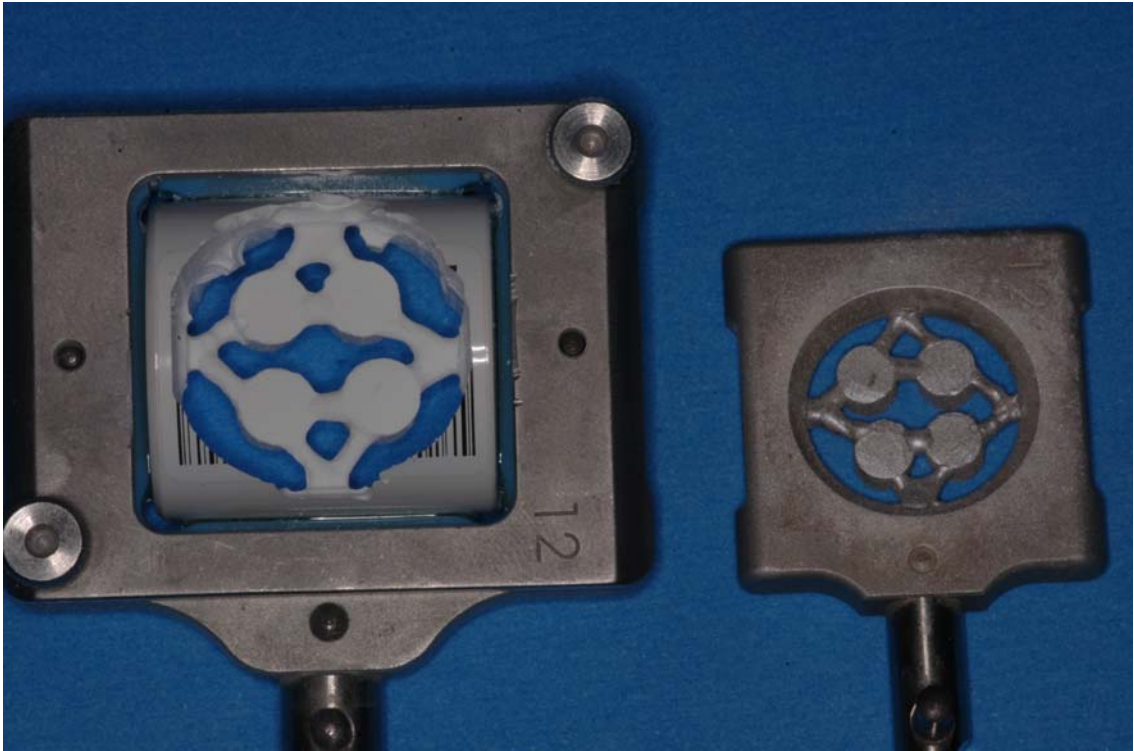
Şekil 43a



Şekil 43b



Şekil 43c



Şekil 43d

Şekil 43- a, b, c) Cercon bloğun aşındırılma aşamaları.

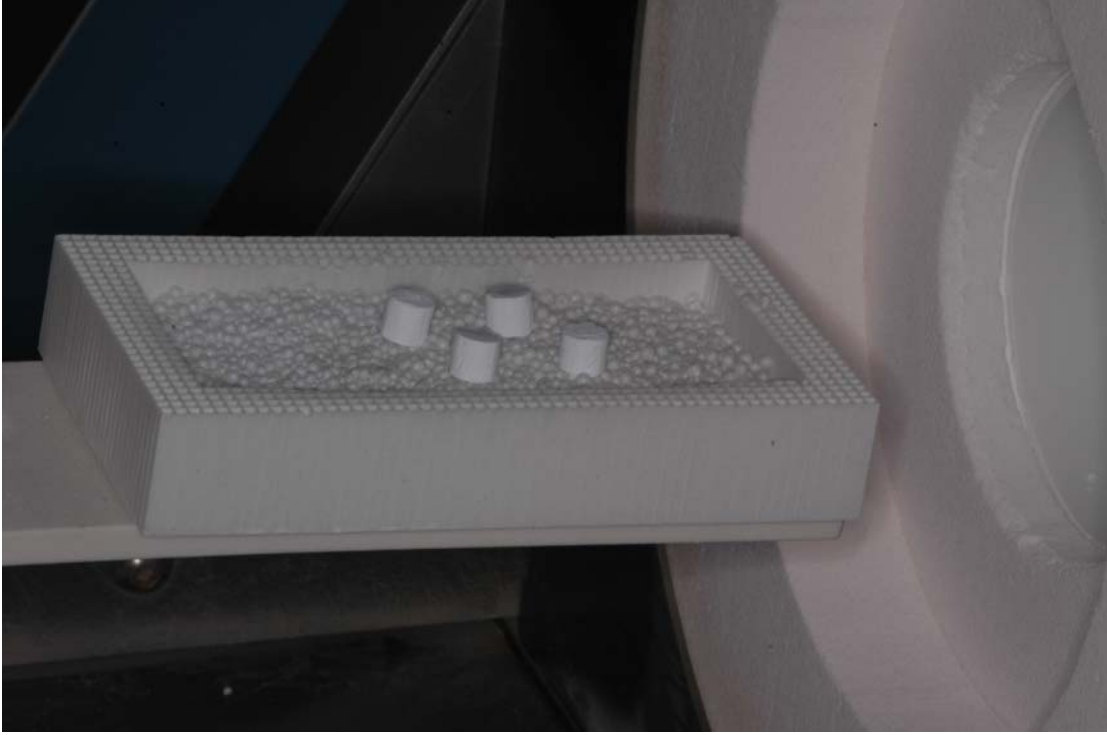
d) Hazırlanan örneklerin Cercon bloğa kopyalanmış hali.



Şekil 44- Cercon örneklerin sinterlenmeden önceki hali.



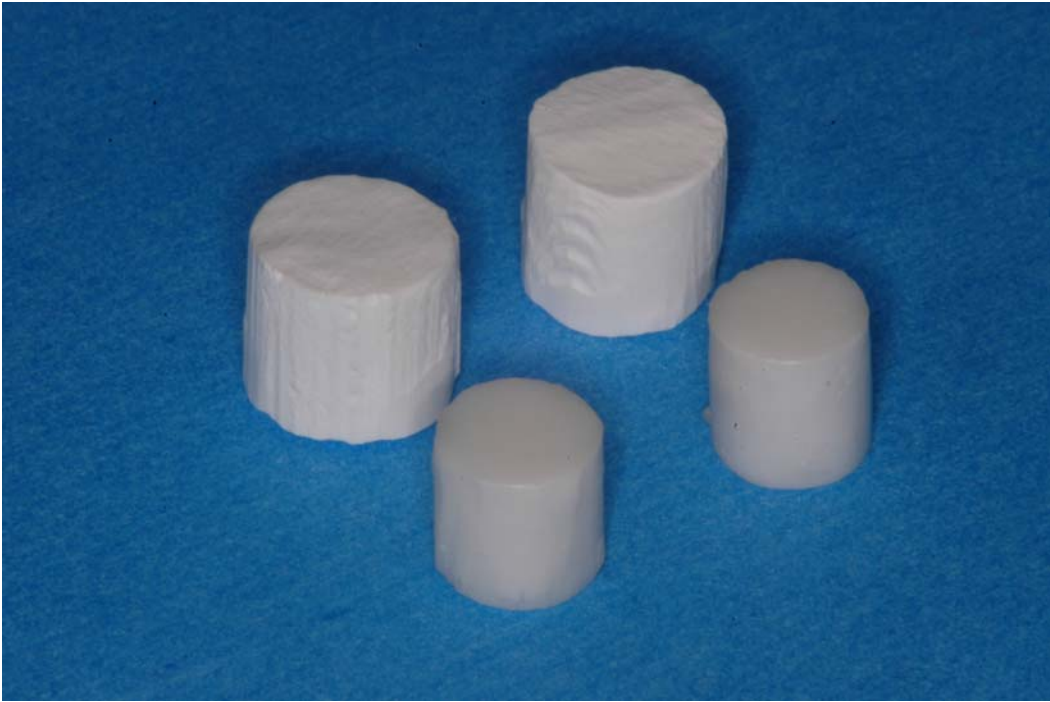
Şekil 45a



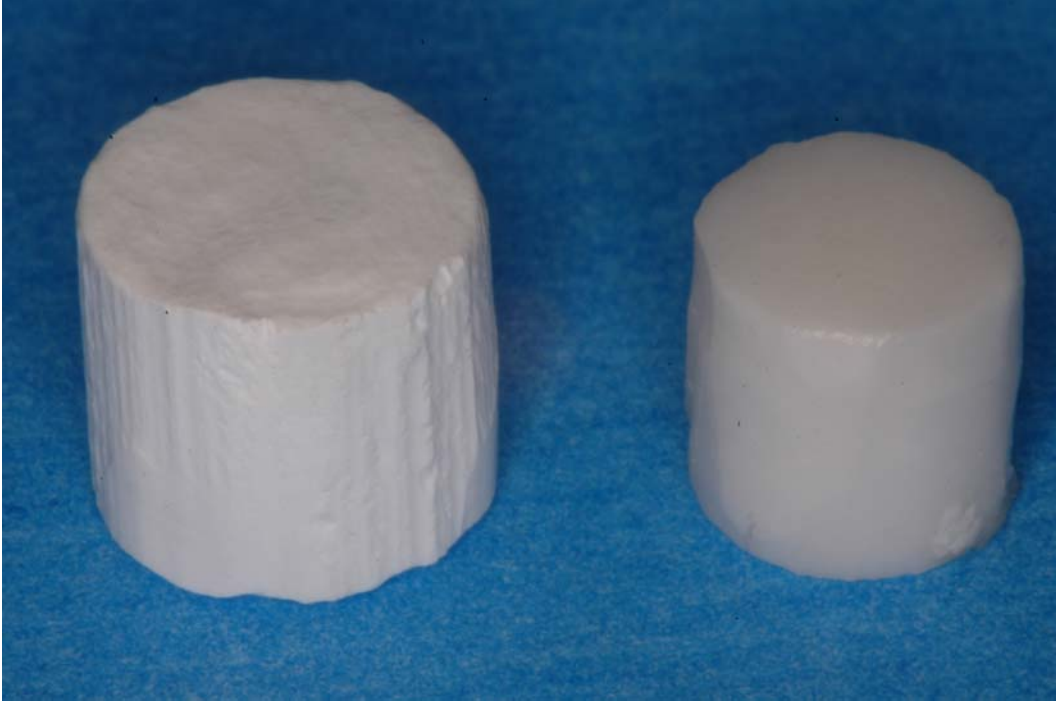
Şekil 45b

Şekil 45- a) Cercon örneklerin sinterlenmeden önceki hali.

b) Örneklerin Cercon Heat cihazına yerleştirilmesi.

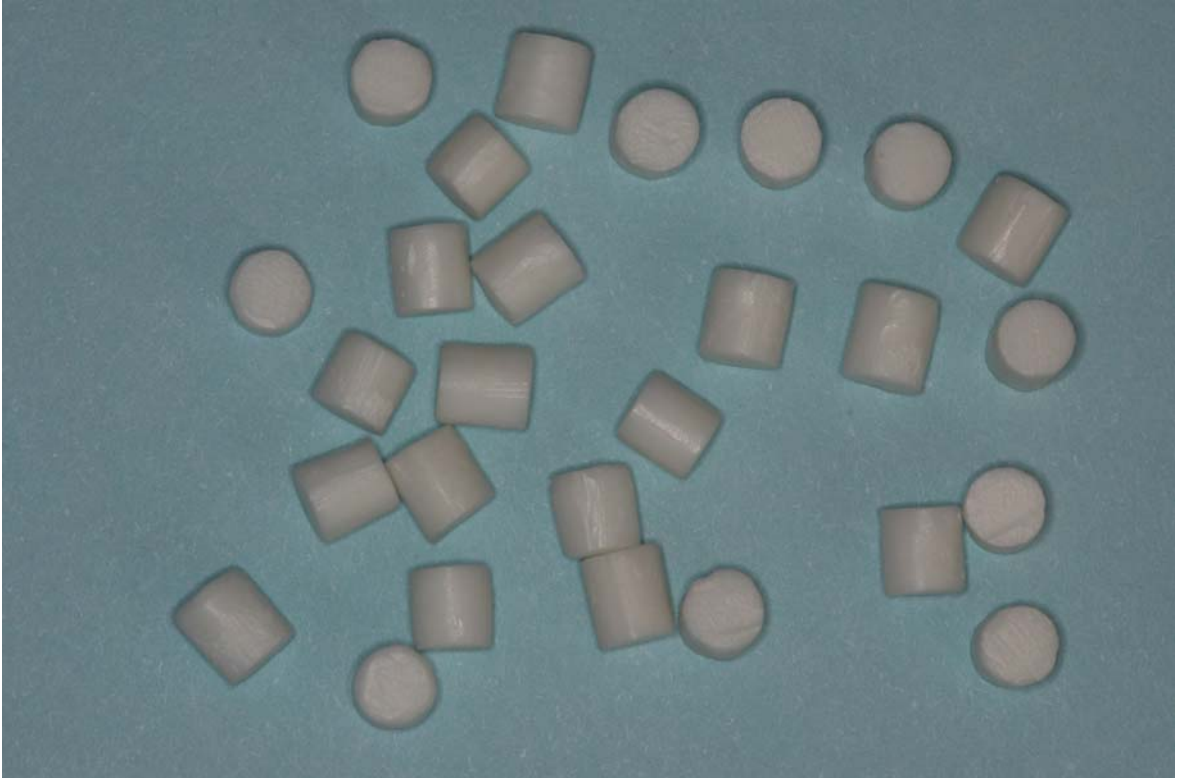


Şekil 46a



Şekil 46b

Şekil 46- a, b) Cercon örneklerin sinterlenmeden önce ve sonraki hali.



Şekil 47a



Şekil 47b

Şekil 47- a, b) Zirkonya örneklerin sinterlendikten sonraki hali.



Şekil 48a



Şekil 48b

Şekil 48- a, b) Örneklerin 16'şarlık gruplar halinde ölçü maddesiyle birbirlerine bağlanması.



Şekil 49- Örnek yüzeylerinin DAP-U aletinde aşındırılması.



Şekil 50- Aşındırılmış seramik örnekler.



Şekil 51a

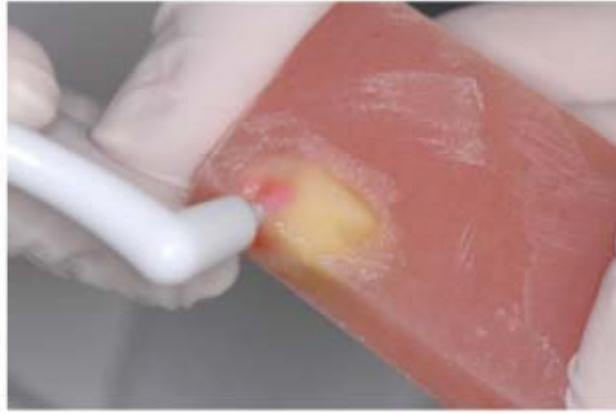


Şekil 51b

Şekil 51- a, b) Simantasyonda kullanılan Panavia F2.0 seti.



Şekil 52a



Şekil 52b



Şekil 52c

Şekil 52- a) K-etchant asit, b) Dentin yüzütünin asitle dağlanması,
c) Diş yüzeyinin basınçlı su ile yıkanması.



Şekil 53a



Şekil 53b

Şekil 53- a) Dentin bonding ajanı ED Primer II likitleri A&B,
b) Dentin bonding ajanının uygulanması



Şekil 54a



Şekil 54b

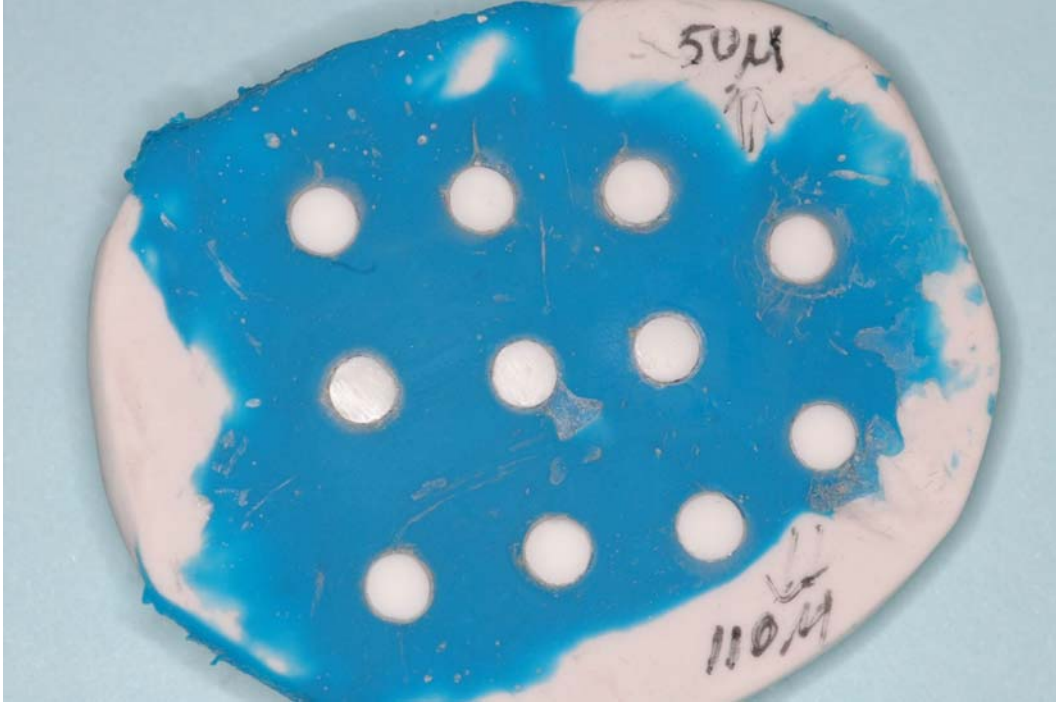


Şekil 54c

Şekil 54- a) 50 μm ve 110 μm Al_2O_3 kumu, b) Kumlama cihazı, c) 2,5 bar basınçta kumlama.



Şekil 55- 110 μm 'luk Al_2O_3 kumu ile kumlama.



Şekil 56- Kumlanmış örnekler.



Şekil 57a



Şekil 57b



Şekil 57c

Şekil 57- a, b, c) Panavia F 2.0 ile simante edilmiş örnek grupları bir arada.



Şekil 58a



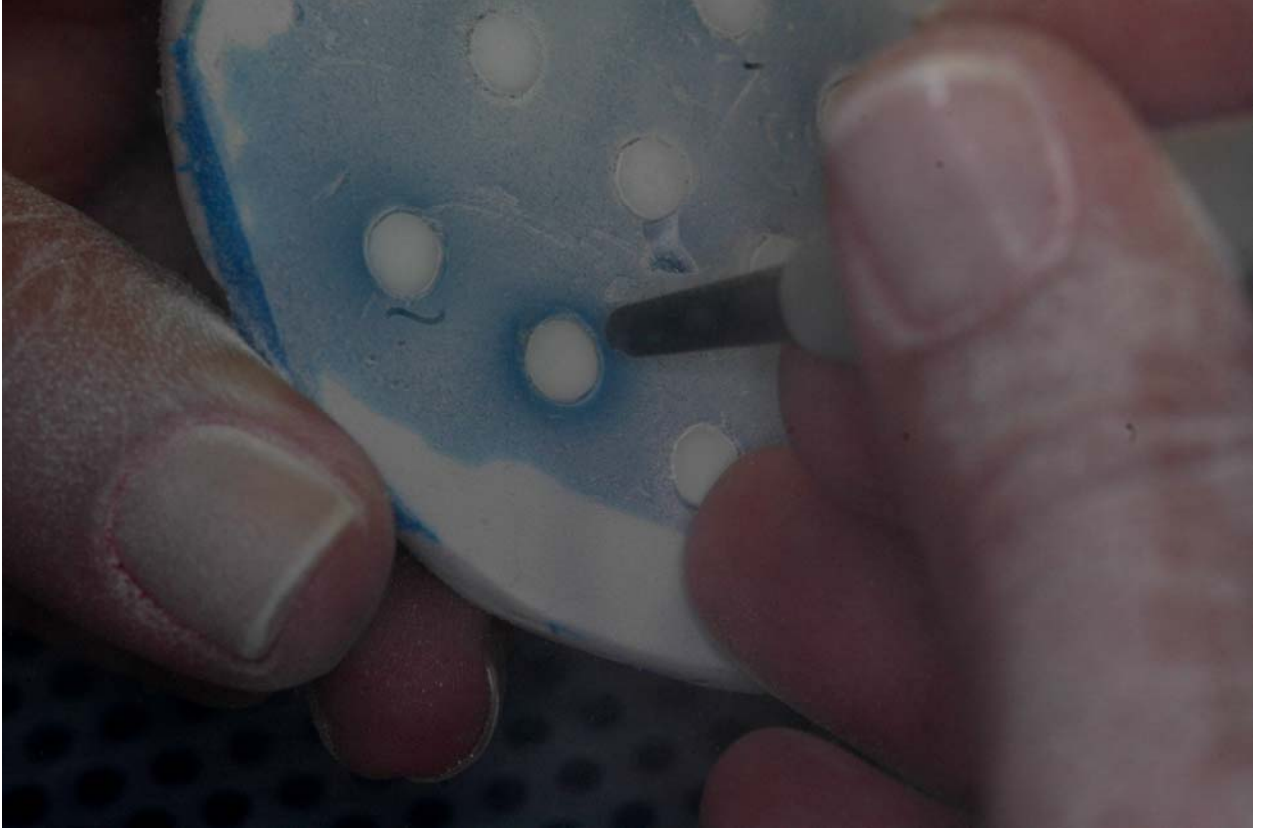
Şekil 58b



Şekil 58c



Şekil 58d



Şekil 58e

Şekil 58- a) CoJet cihazı, b) CoJet kumu, c) 90° açısı,
d, e) CoJet sistemiyle kumlama.



Şekil 59a



Şekil 59b



Şekil 59c

Şekil 59- a) Cearfil tamir seti, b) Tamir setinin içeriği, c) Clearfil SE Bond Primer & Clearfil Porcelain Bond Activator silan.



Şekil 60a

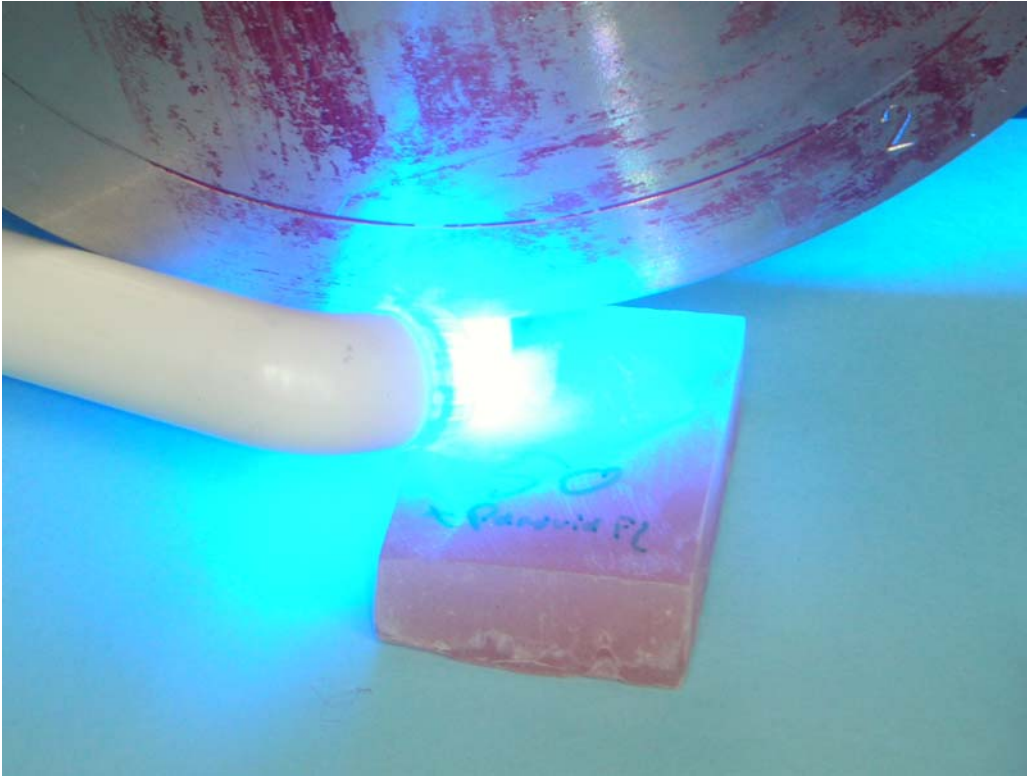


Şekil 60b

Şekil 60- a) Panavia F 2.0 seti, b) Panavia F 2.0 setinin içeriği



Şekil 61- Hazırlanmış olan örnekler.

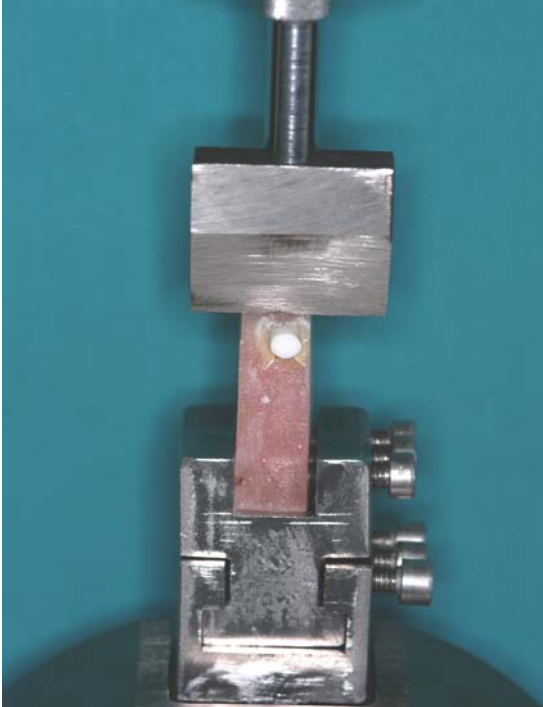


Şekil 62a



Şekil 62b

Şekil 62- a, b) Coltolux Led cihazıyla, 500 gramlık ağırlık uygulayarak, Panavia F 2.0'ın polimerize edilmesi.



Şekil 63a



Şekil 63b



Şekil 63c



Şekil 63d

Şekil 63- a, b) Örneklerin üniversal test makinesine bağlanmış hali,
c) Kuvvet yüklemesi yapıldığı an (test hızı 1mm/dak).



Şekil 64- Püskürtme altın kaplama cihazı, Polaron SC7610, İngiltere



Şekil 65- Taramalı elektron mikroskobu (SEM), Jeol JSM-5600, İngiltere

4.BULGULAR

4.1.Tüm Gruplara Ait Makaslama Testi Bulguları

Zirkonya altyapılı seramiklerin farklı yüzey uygulamaları sonrası Panavia F 2.0 reçine simanı ile olan ortalama bağlantı ve standart sapma değerleri Tablo 4.1’de verilmiştir. Bu gruplar kendi aralarında tek-yönlü varyans analizi ile karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.05$) Tablo 4.2.

En yüksek değerler 110 μm ’luk Al_2O_3 ile kumlama yapıp silan uygulanan grup 4’de ($32,6660 \pm 3,83024$ MPa) elde edilmiştir. Bu grubun değer aralığı 25,00-37,62MPa’dır. Bu grupta elde edilen değerlerle grup 3 dışındaki grupların değerleri istatistiksel açıdan anlamlı olarak farklı bulunmuştur ($p<0.05$).

Buna en yakın grup 50 μm ’luk Al_2O_3 ile kumlama yapıp silan uygulanan grup 3’te ($31,4447 \pm 5,18831$ MPa) elde edilmiştir. Bu grubun değer aralığı 23,53-38,57MPa’dır. Bu grupta elde edilen değerler grup 4 dışındaki gruplardan istatistiksel açıdan anlamlı olarak farklı bulunmuştur ($p<0.05$). Grup 4 ile grup 3 arasında grup 4’ün değerlerinin daha yüksek olmasına karşın anlamlı bir fark elde edilememiştir ($p>0.05$).

CoJet sistemi’nin uygulandığı grup 5’te elde edilen değer ($27,6640 \pm 5,30105$ MPa) olmuştur. Bu grubun değer aralığı ise 20,16-

37,20MPa'dır. Bu grupta elde edilen değerler diğer gruplardan elde edilen değerlerden istatistiksel açıdan anlamlı olarak farklı bulunmuştur ($p<0.05$).

Grup 6'da yüzeye sadece silan uygulaması yapılmış, elde edilen değer ($24,8333\pm 2,81810\text{MPa}$) olmuştur. Bu grubun değer aralığı 19,93-28,68MPa'dır. Grup 6 ile diğer gruplardan elde edilen değerler istatistiksel açıdan anlamlı olarak farklı bulunmuştur ($p<0.05$).

110 μm 'luk Al_2O_3 ile kumlamanın yapıldığı grup 2 ($18,3947\pm 4,38921\text{MPa}$) ile 50 μm 'luk Al_2O_3 ile kumlamanın yapıldığı grup 1 ($15,8087\pm 2,82062\text{MPa}$) arasında anlamlı bir fark görülmemiştir. ($p>0.05$). Ancak değer aralığı 11,25-27,00MPa olan grup 2'nin makaslama kuvvetleri değeri değer aralığı 12,25-21,00MPa olan grup 1'den daha yüksek olmuştur.

Kontrol grubu olan grup 7'nin ortalama değeri ($11,7073\pm 1,49571\text{MPa}$)'dır. Bu sonuç tüm diğer gruplarla anlamlı farklılık göstermektedir ($p<0.05$).

Grup(I)	Altgrup(J)	Ortalama fark (I-J)	Standart sapma	Anlamlılık	%95 güvenirlilik aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
1	2	-2,5860	1,42822	0,073	-5,4203	0,2483
	3	- 15,6360 *	1,42822	0,000	-18,4703	-12,8017
	4	- 16,8573 *	1,42822	0,000	-19,6916	-14,0231
	5	- 11,8553 *	1,42822	0,000	-14,6896	-9,0211
	6	- 9,0247 *	1,42822	0,000	-11,8589	-6,1904
	7	4,1013 *	1,42822	0,005	1,2671	6,9356
2	3	- 13,0500 *	1,42822	0,000	-15,8843	-10,2157
	4	- 14,2713 *	1,42822	0,000	-17,1056	-11,4371
	5	- 9,2693 *	1,42822	0,000	-12,1036	-6,4351
	6	- 6,4387 *	1,42822	0,000	-9,2729	-3,6044
	7	6,6873 *	1,42822	0,000	3,8531	9,5216

3	4	-1,2213	1,42822	0,395	-4,0556	1,6129
	5	3,7807 *	1,42822	0,009	0,9464	6,6149
	6	6,6113 *	1,42822	0,000	3,7771	9,4456
	7	19,7373 *	1,42822	0,000	16,9031	22,5716
4	5	5,0020 *	1,42822	0,001	2,1677	7,8363
	6	7,8327 *	1,42822	0,000	4,9984	10,6669
	7	20,9587 *	1,42822	0,000	18,1244	23,7929
5	6	2,8307	1,42822	0,050	-0,0036	5,6649
	7	15,9567 *	1,42822	0,000	13,1224	18,7909
6	7	13,1260 *	1,42822	0,000	10,2917	15,9603
	Ortalama fark .05 seviyesinde anlamlıdır.					

Tablo 4.1- Zirkonya seramik-reçine simanı ortalama bağlantı değerleri ve standart sapma

Grup no	Örnek sayısı (N)	Ortalama	Standart sapma	Standart hata	Ortalamanın %95'lik güvenirlilik aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
1	15	15,8087	2,82062	0,72828	14,2467	17,3707
2	15	18,3947	4,38921	1,13329	15,9640	20,8253
3	15	31,4447	5,18831	1,33962	28,5715	34,3179
4	15	32,6660	3,83024	0,98896	30,5449	34,7871
5	15	27,6640	5,30105	1,36873	24,7284	30,5996
6	15	24,8333	2,8181	0,72763	23,2727	26,3939
7	15	11,7073	1,49571	0,38619	10,8790	12,5356
Toplam	105	23,2170	8,40611	0,82035	21,5902	24,8437
Grup no	Minimum ölçüm	Maksimum ölçüm				
1	12,25	21,00				
2	11,25	27,00				
3	23,53	38,37				
4	25	37,62				
5	20,16	37,20				
6	19,93	28,68				
7	9,24	15,27				
Toplam	9,24	38,37				

				ANOVA			
		Karelerin toplamı	df	Ortalama	F		anlamlılık
Gruplar arası(1,2,3,4,5,6,7)		5849,658	6	974,943	63,727	0,000	
Grubun kendi içinde		1499,265	98	15,299			
Toplam		7348,923	104				

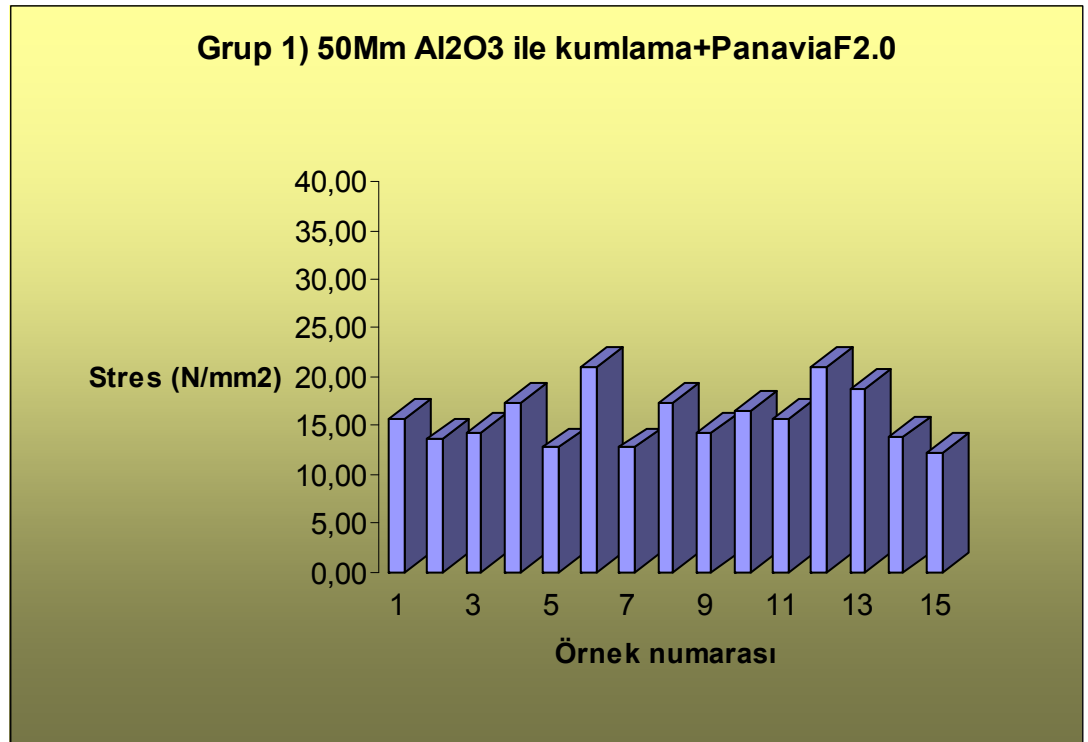
Tablo 4.2- Tek-yönlü varyans analizi ($p < 0.05$)

4.2. Tüm Gruplara Ait Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) Testi Bulguları

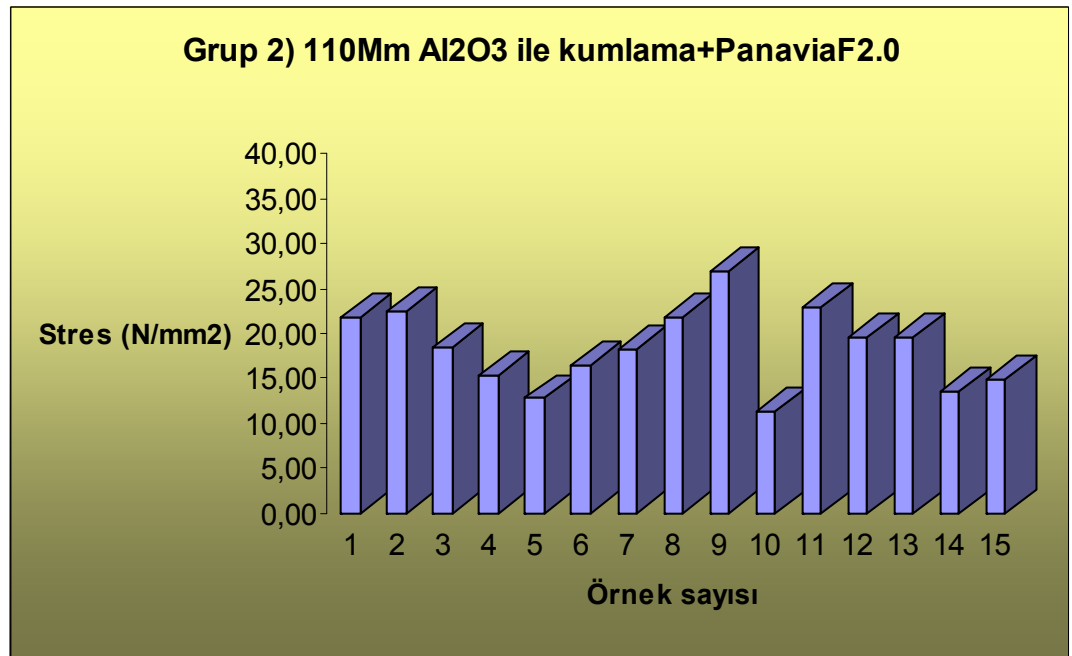
Kumlanmış ve kumlanmamış yüzeyler ile makaslama testi yapılmış örneklerin kırık yüzeyleri tarama elektron mikroskobunda (SEM) incelenmiştir (X300, X500, X1000 büyültme). Ortaya çıkan kırıkların grup 3 (13/15), grup 4 (15/15), grup 5 (14/15) ve grup 6'da (10/15) dış yüzeyiyle siman arasında genelde adeziv kırıklar olduğu görülmüştür. Grup 7'de (10/15), grup 1'de (9/15) ve grup 2'de (8/15) ise siman içinde koheziv kırıklara daha fazla rastlanmıştır (tablo 4.3).

GRUP	ADEZİV KIRIK	KOHEZİV KIRIK
1	6	9
2	7	8
3	13	2
4	15	0
5	14	1
6	10	5
7	5	10

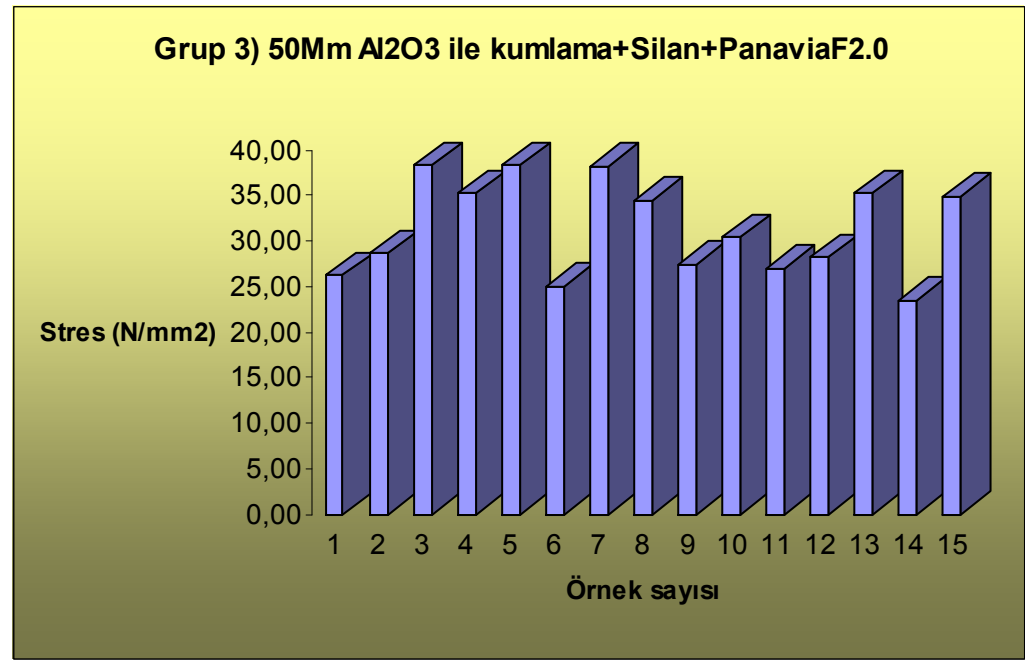
Tablo 4.3- Gruplara göre adeziv ve koheziv kırıkların dağılımı



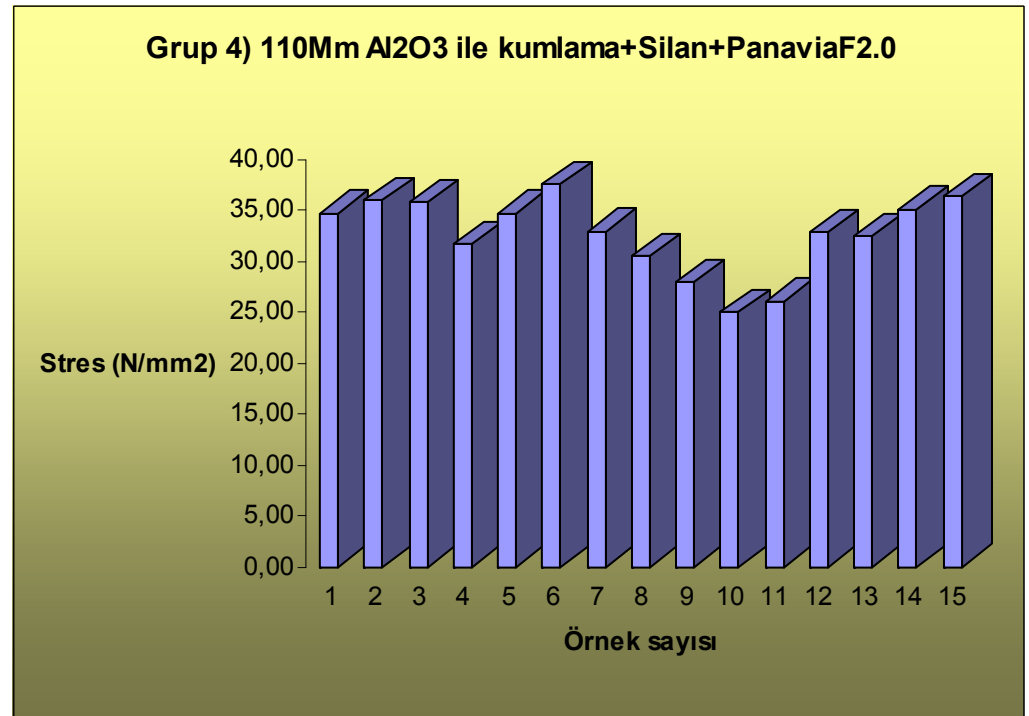
Grafik 1- Grup 1) 50 μ m Al₂O₃ ile kumlama+Panavia F 2.0



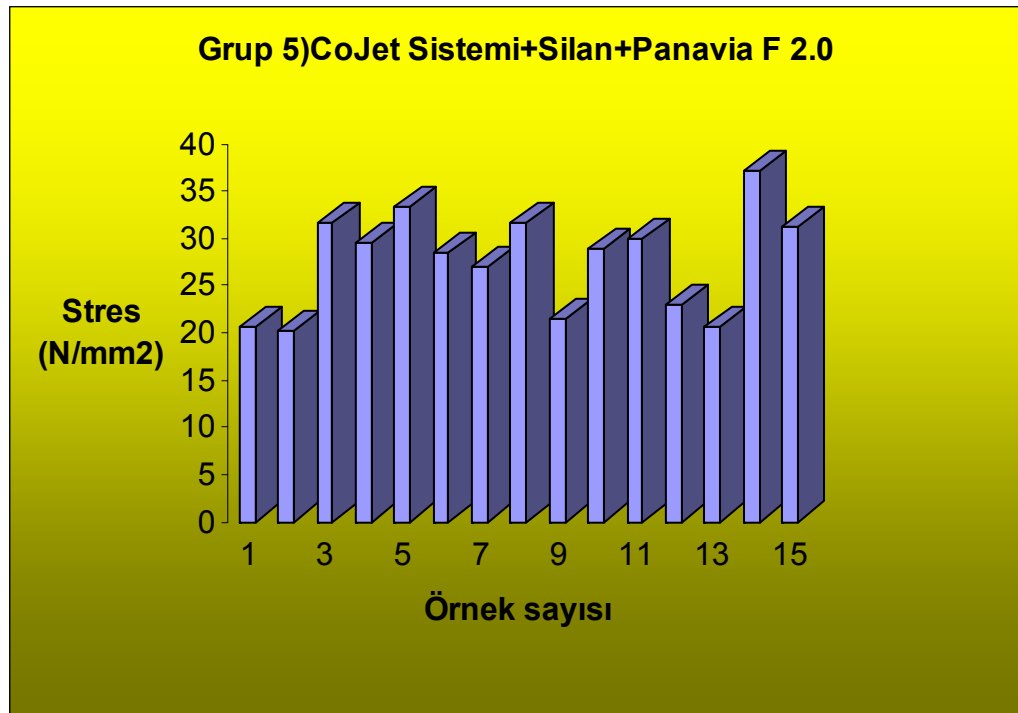
Grafik 2- Grup 2) 110 μ m Al₂O₃ ile kumlama+Panavia F 2.0



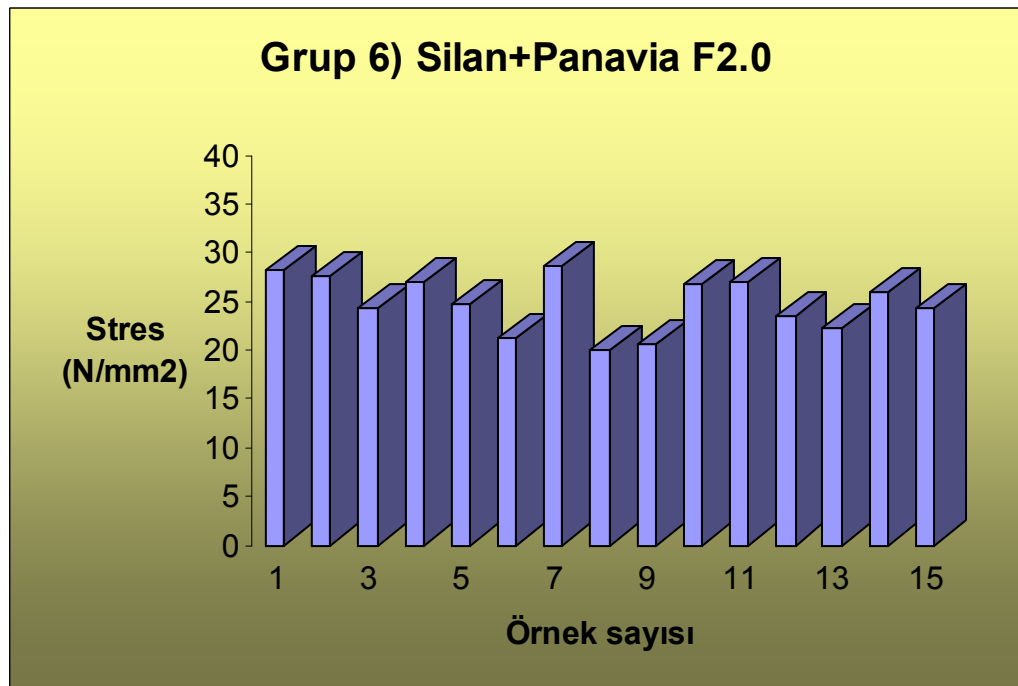
Grafik 3- Grup 3) 50 μm Al₂O₃ ile kumlama+Silan+Panavia F 2.0



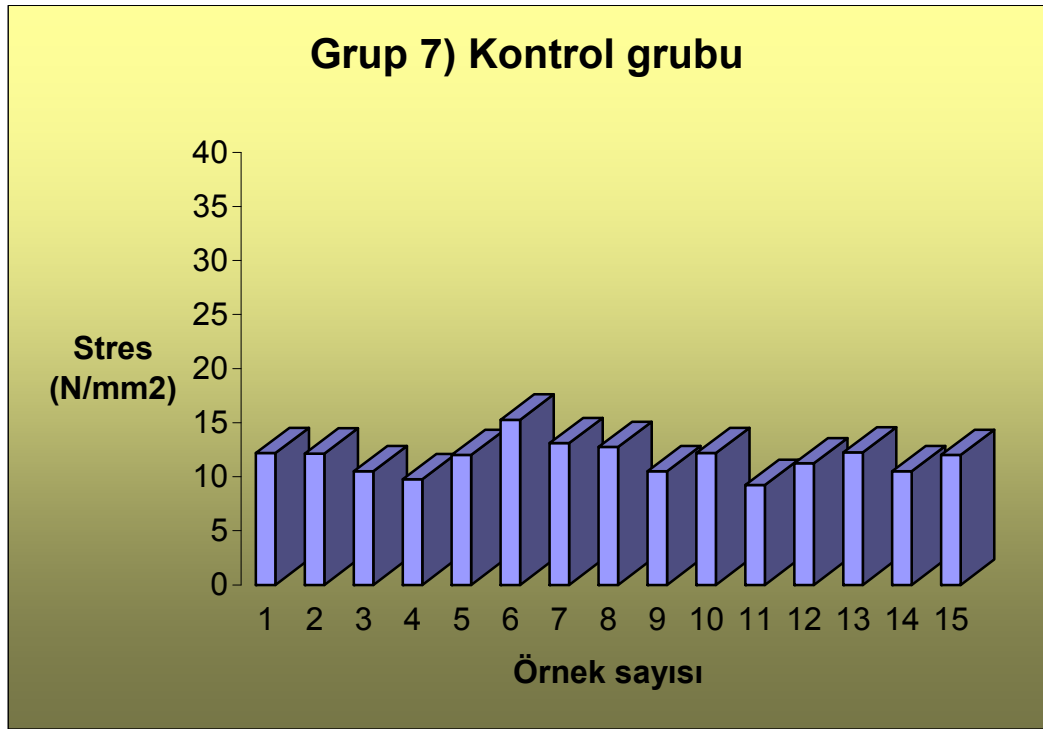
Grafik 4- Grup 4) 110 μm Al₂O₃ ile kumlama+Silan+Panavia F 2.0



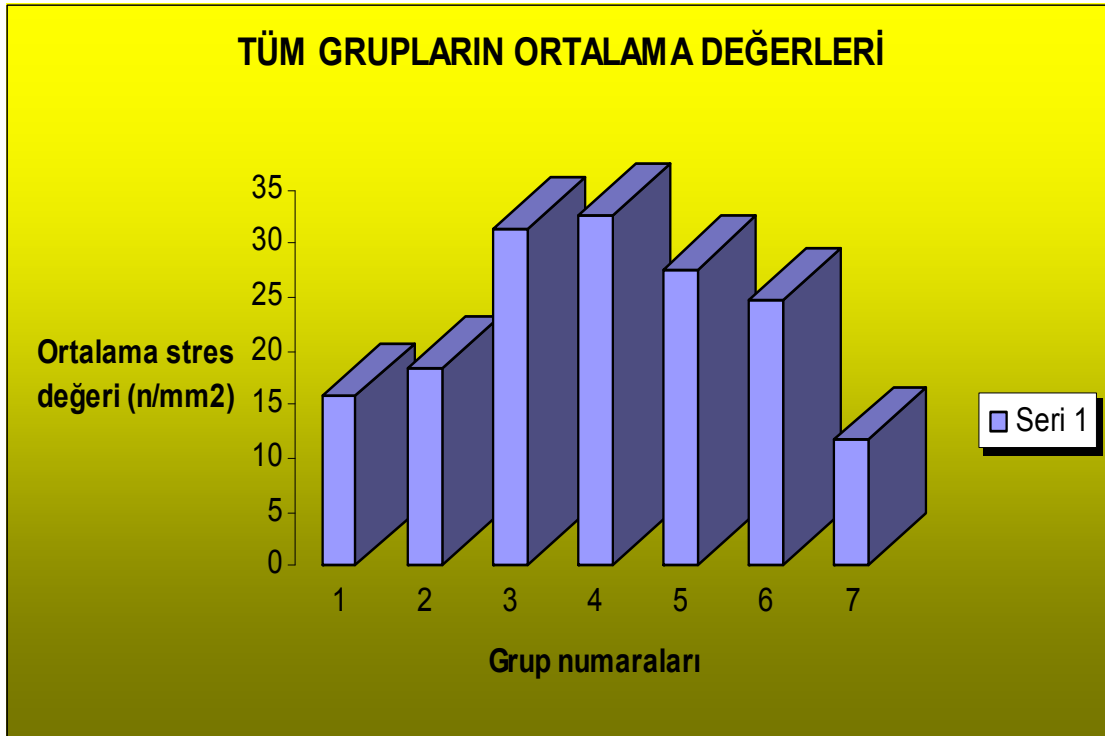
Grafik 5- Grup 5)CoJet Sistemi+Silan+Panavia F 2.0



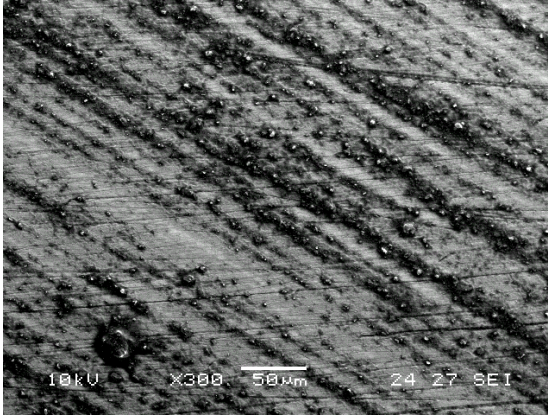
Grafik 6- Grup 6) Silan+Panavia F 2.0



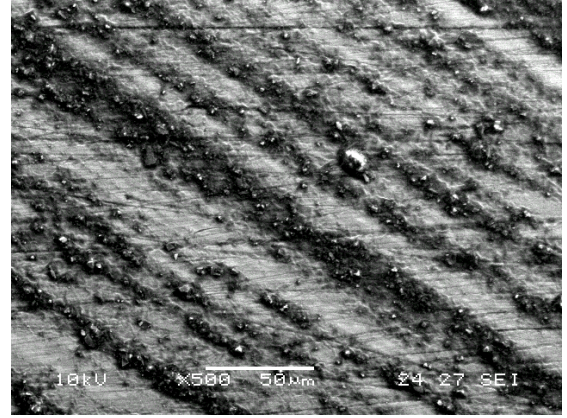
Grafik 7- Grup 7) Kontrol grubu



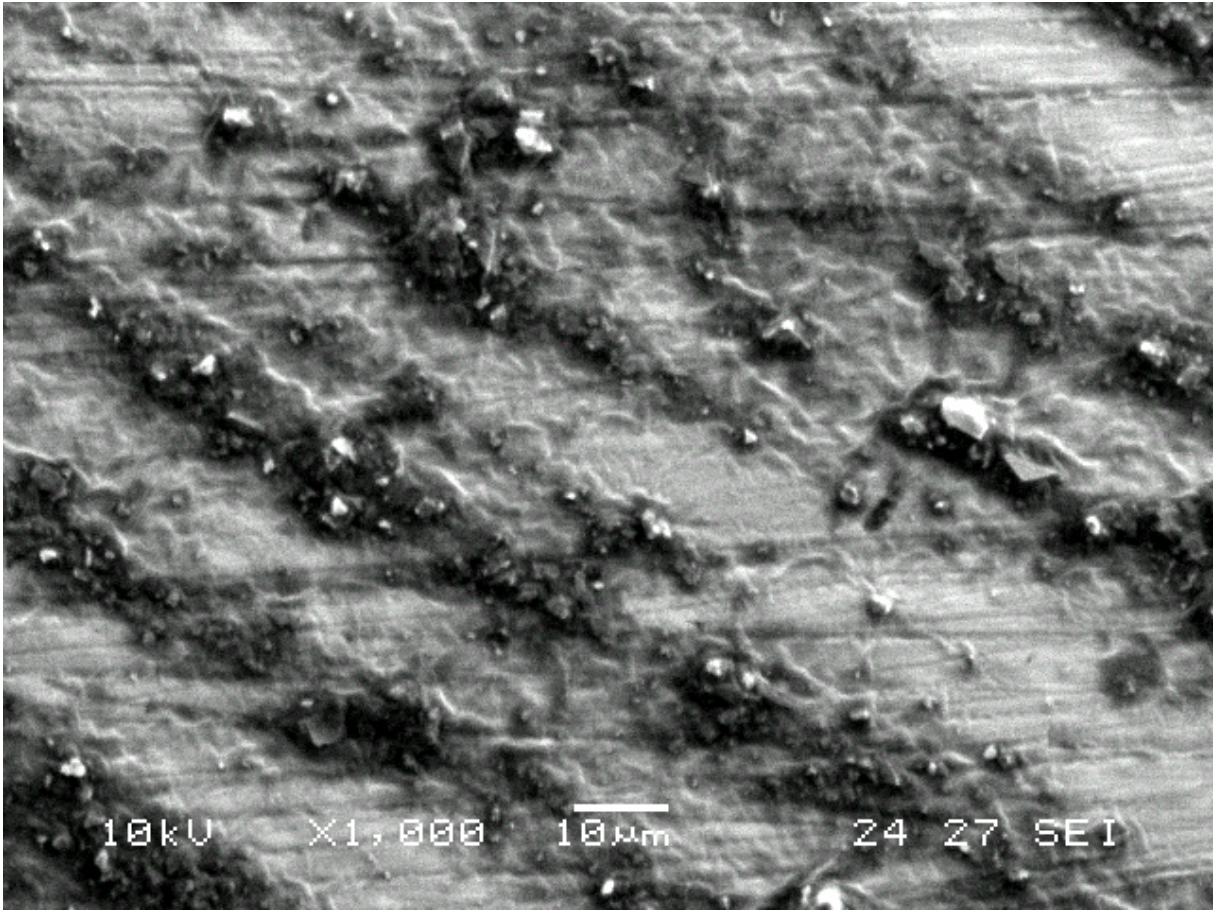
Grafik 8- Tüm grupların ortalama değerlerinin karşılaştırılması



a)

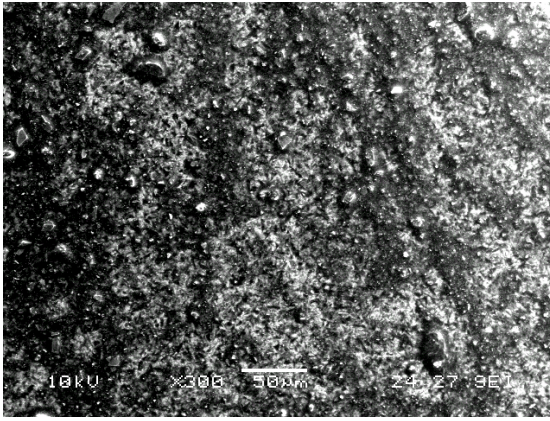


b)

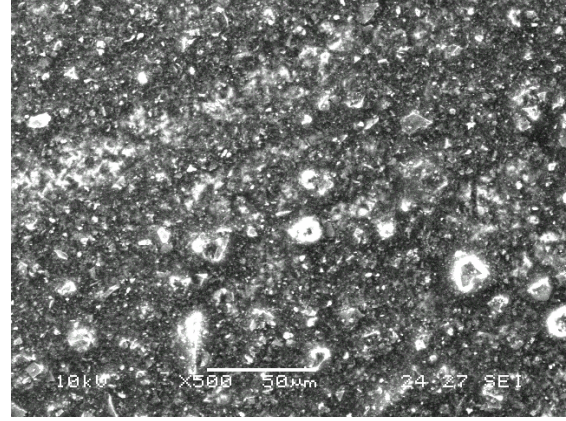


c)

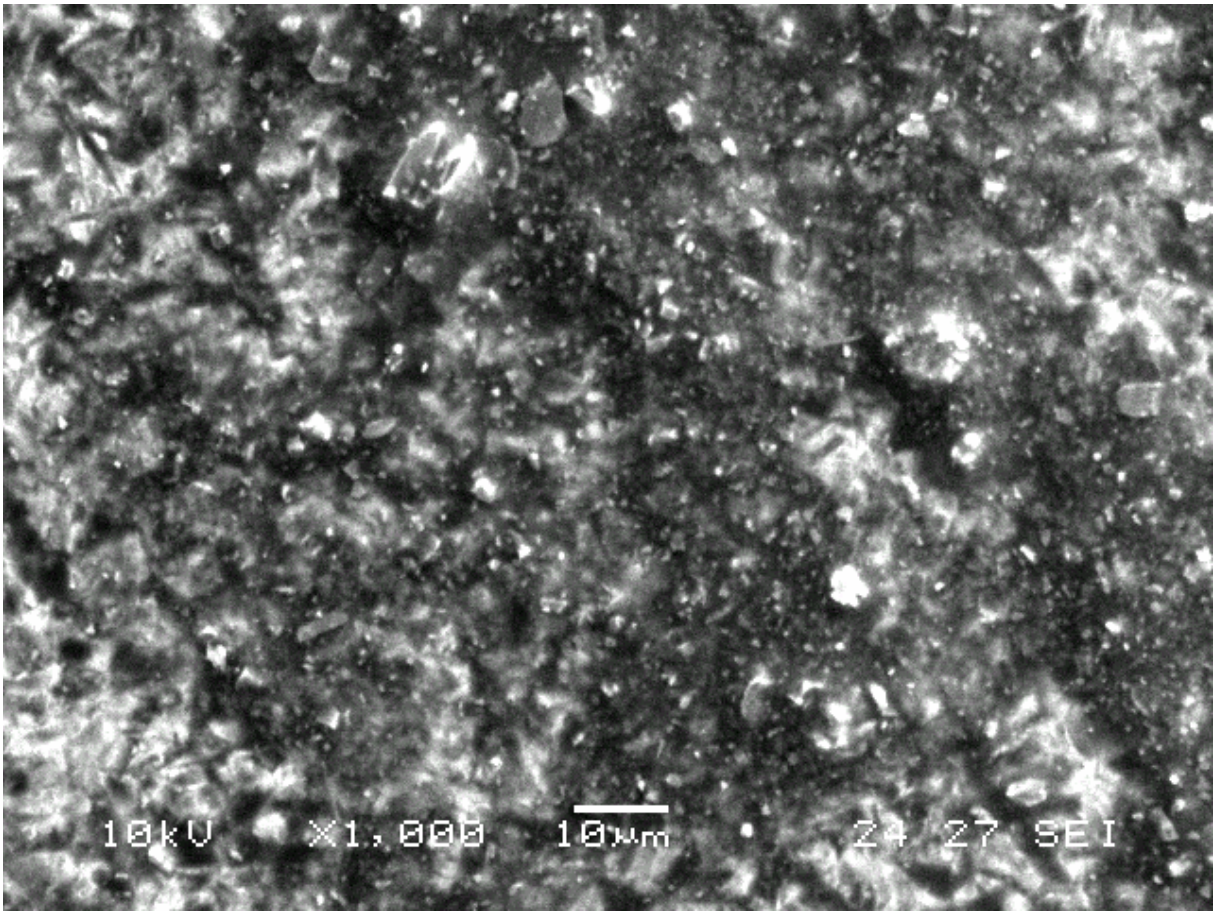
Şekil 66) Silikon karbid kağıtlarla aşındırılmış zirkonya seramik yüzeyi (kontrol grubu) a) X300 büyültme b) X500 büyültme c) X1000 büyültme



a)

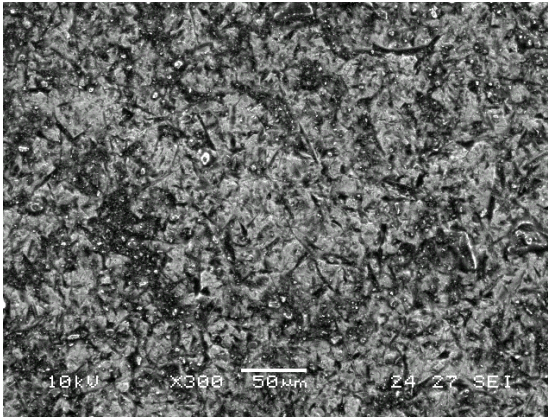


b)

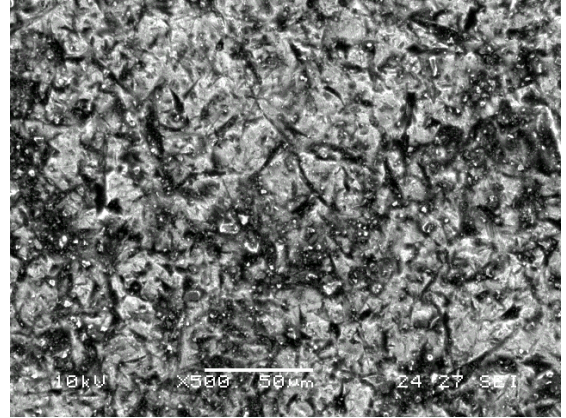


c)

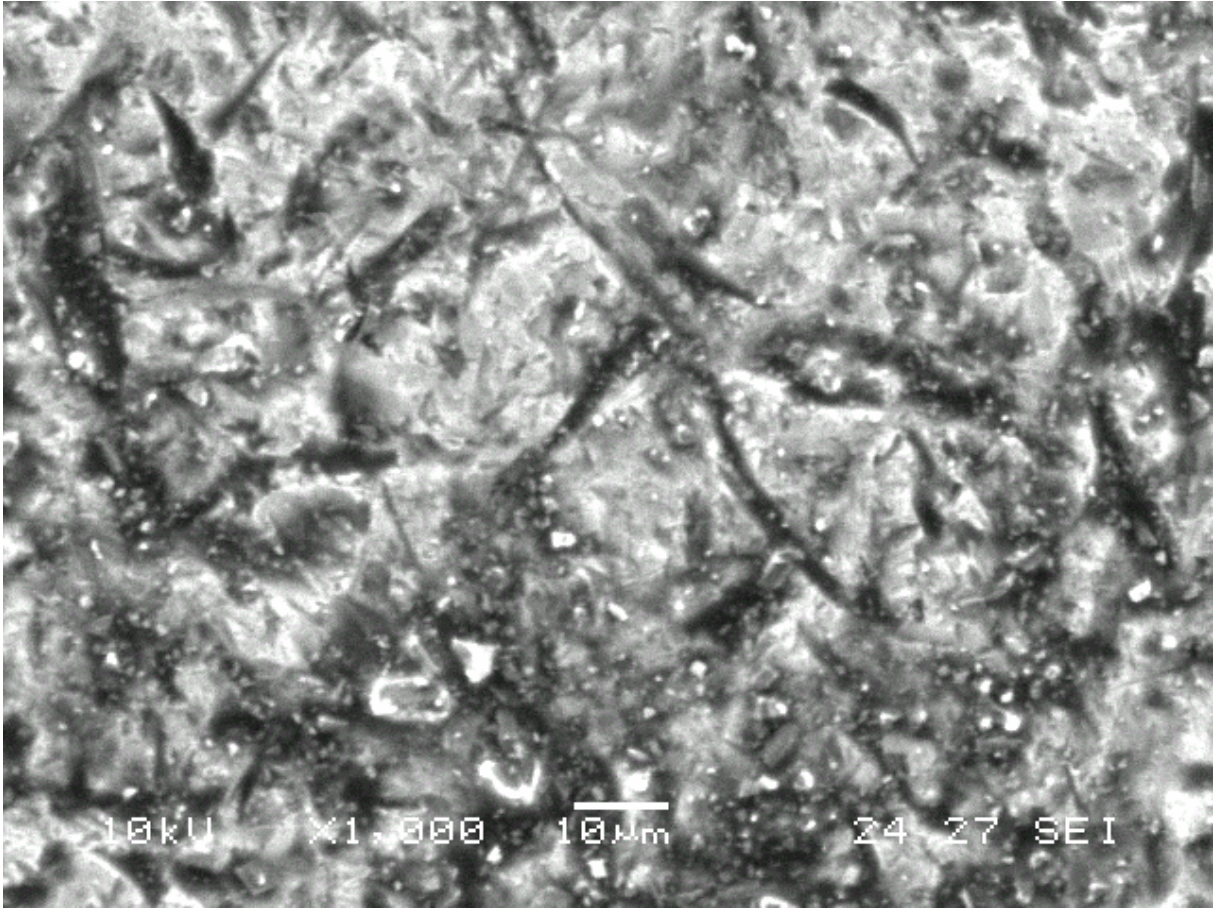
Şekil 67) CoJet kumu (SiO_x) ile kumlanmış zirkonya seramik yüzeyinin SEM görüntüsü a) X300 büyültme b) X500 büyültme c) X1000 büyültme



a)



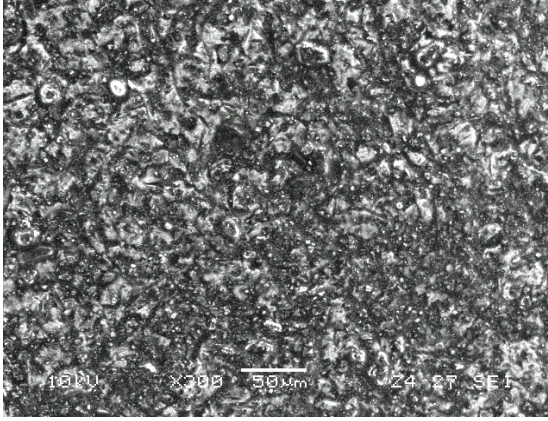
b)



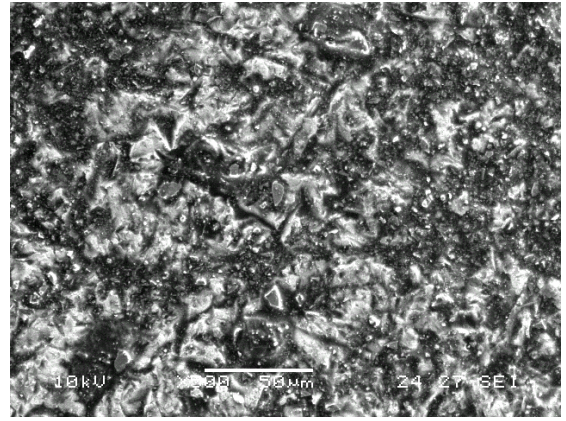
c)

Şekil 68) 50 µm Al₂O₃ kumu ile kumlanmış zirkonya seramik yüzeyi

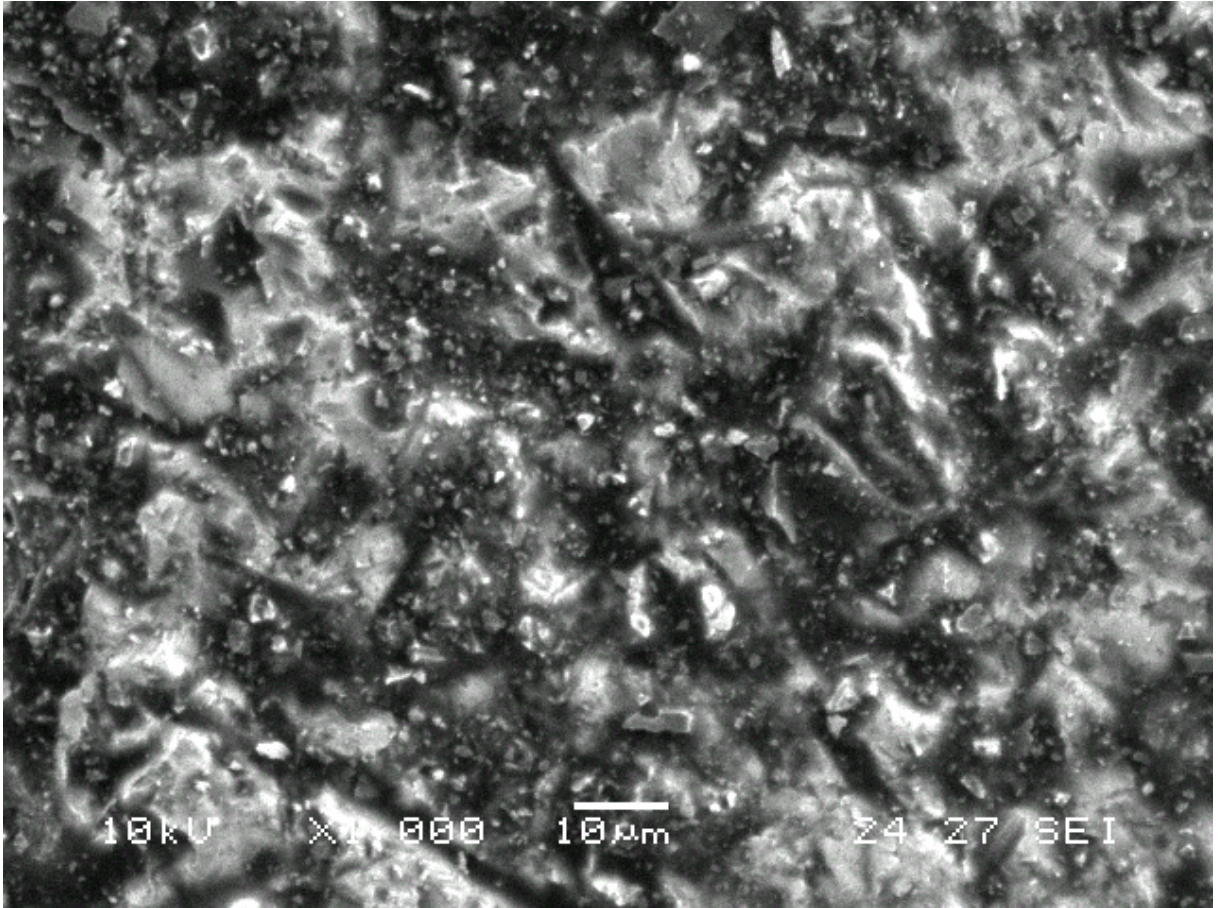
a) X300 büyültme b) X500 büyültme c) X1000 büyültme



a)



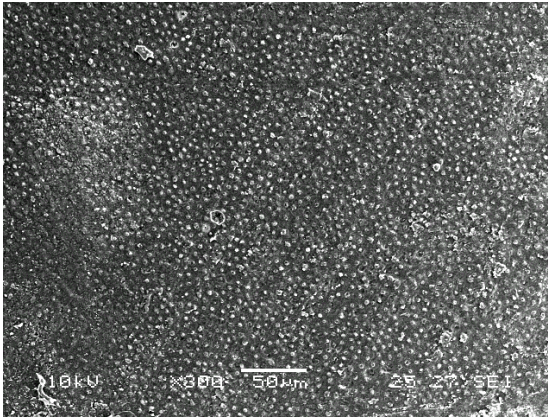
b)



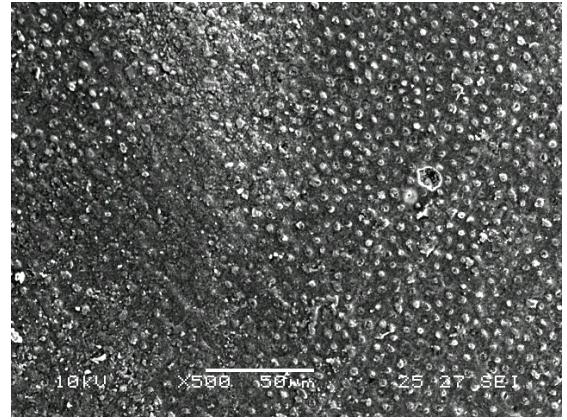
c)

Şekil 69) 110 µm Al_2O_3 kumu ile kumlanmış zirkonya seramik yüzeyi

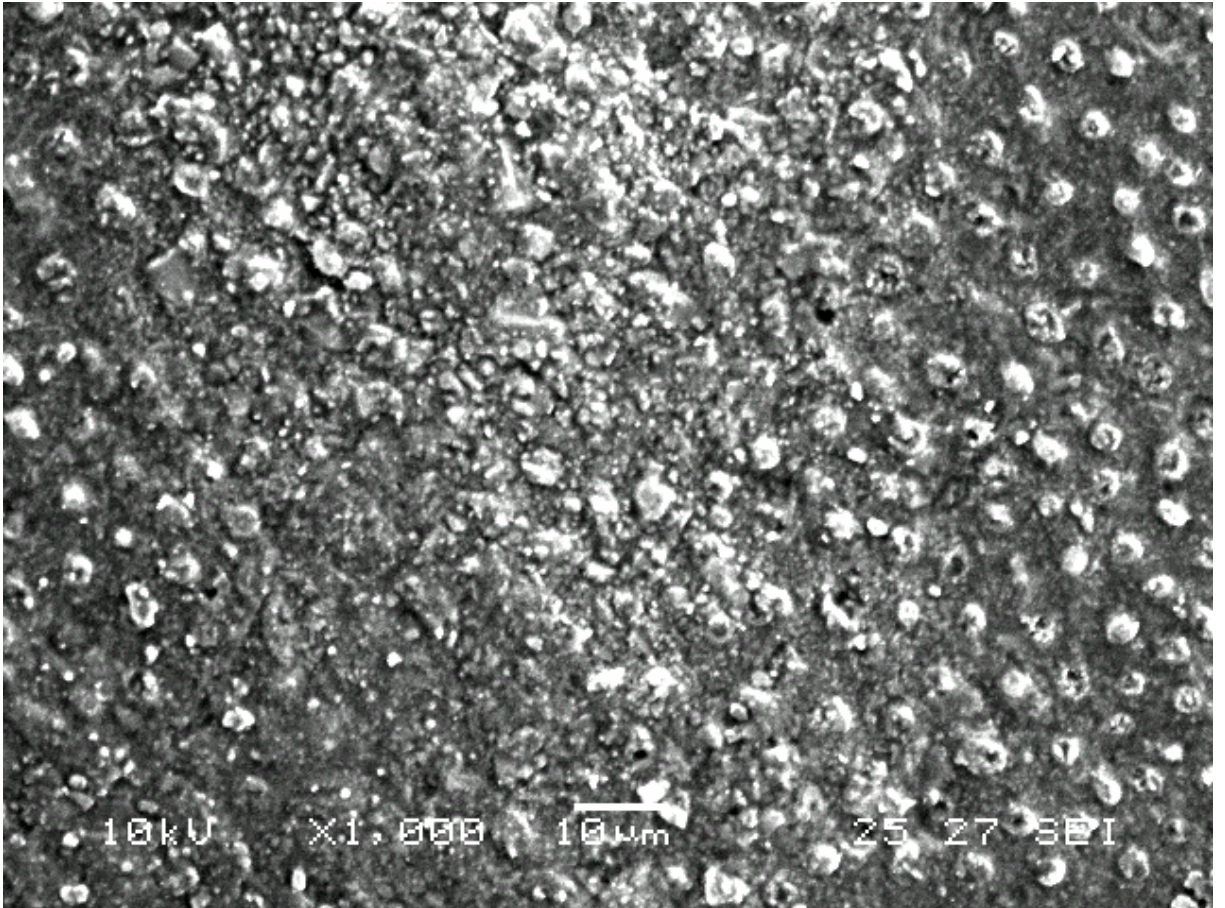
a) X300 büyültme b) X500 büyültme c) X1000 büyültme



a)

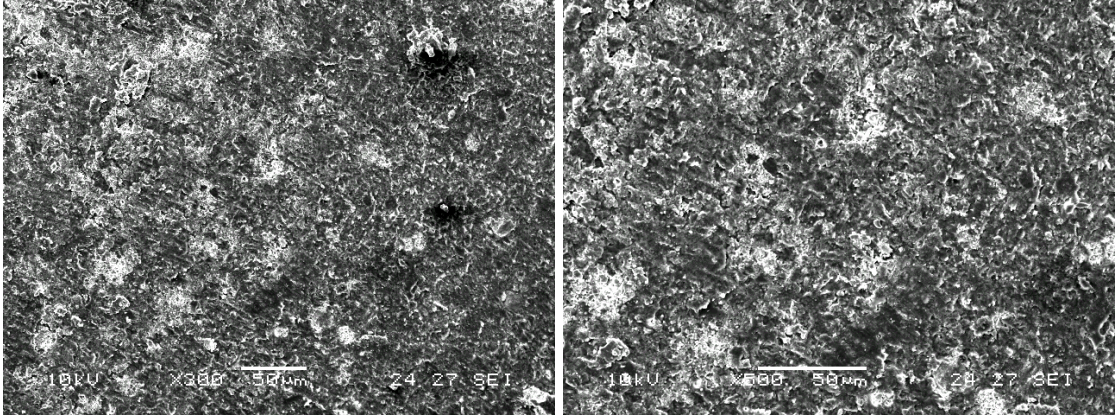


b)



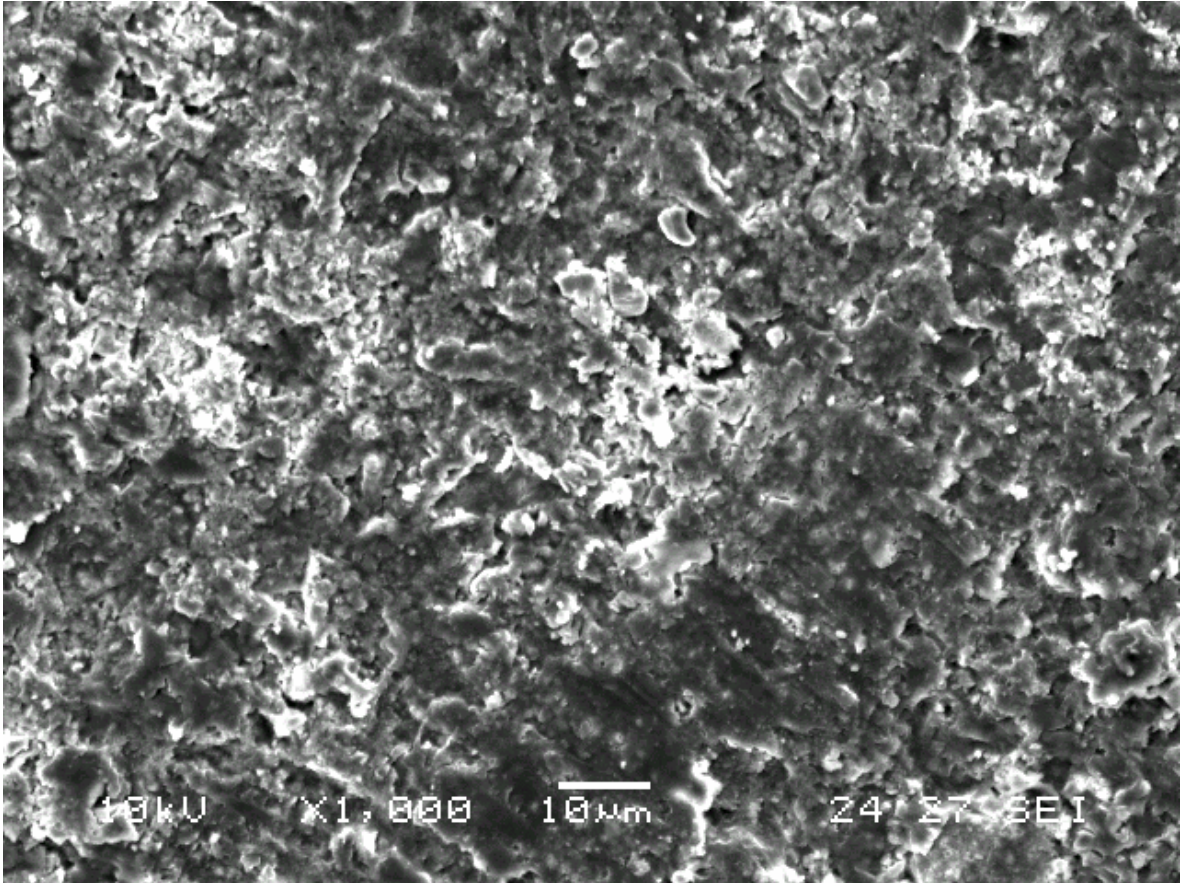
c)

Şekil 70) Grup 3'teki örnekte makaslama kuvveti sonrası görülen adeziv kırık a) X300 büyültme b) X500 büyültme c) X1000 büyültme



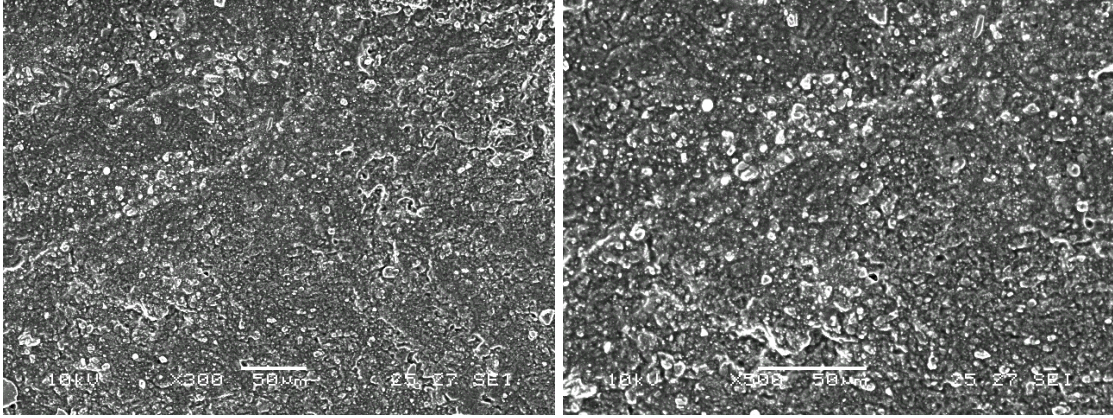
a)

b)



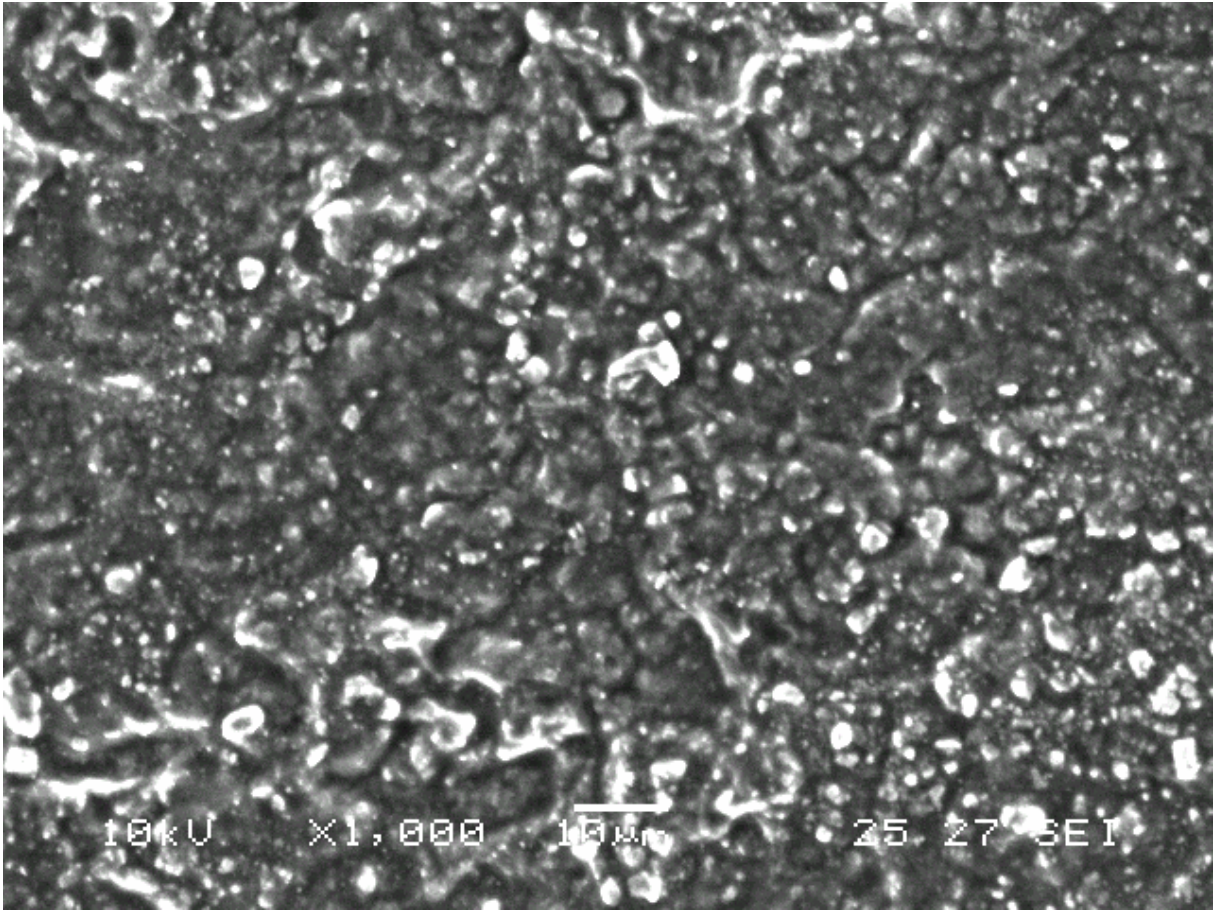
c)

Şekil 71) Grup 4'teki örnekte makaslama kuvveti sonrası görülen adeziv kırık a) X300 büyültme b) X500 büyültme c) X1000 büyültme



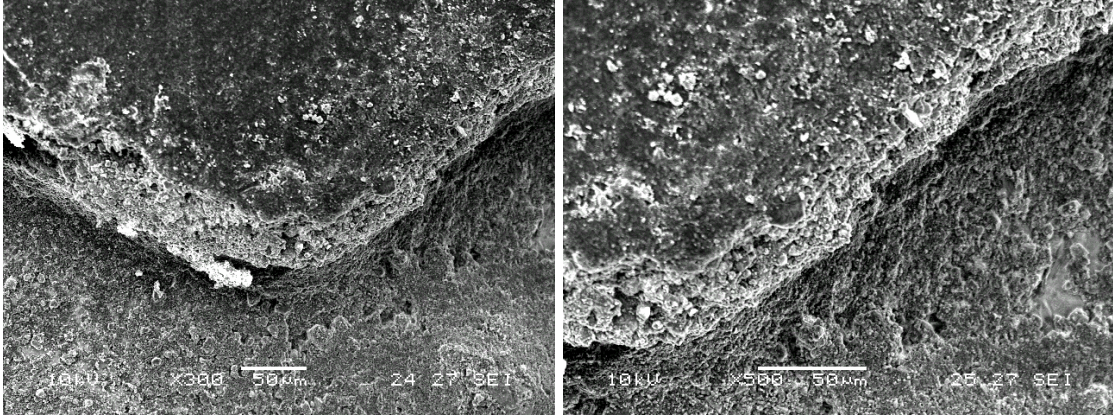
a)

b)



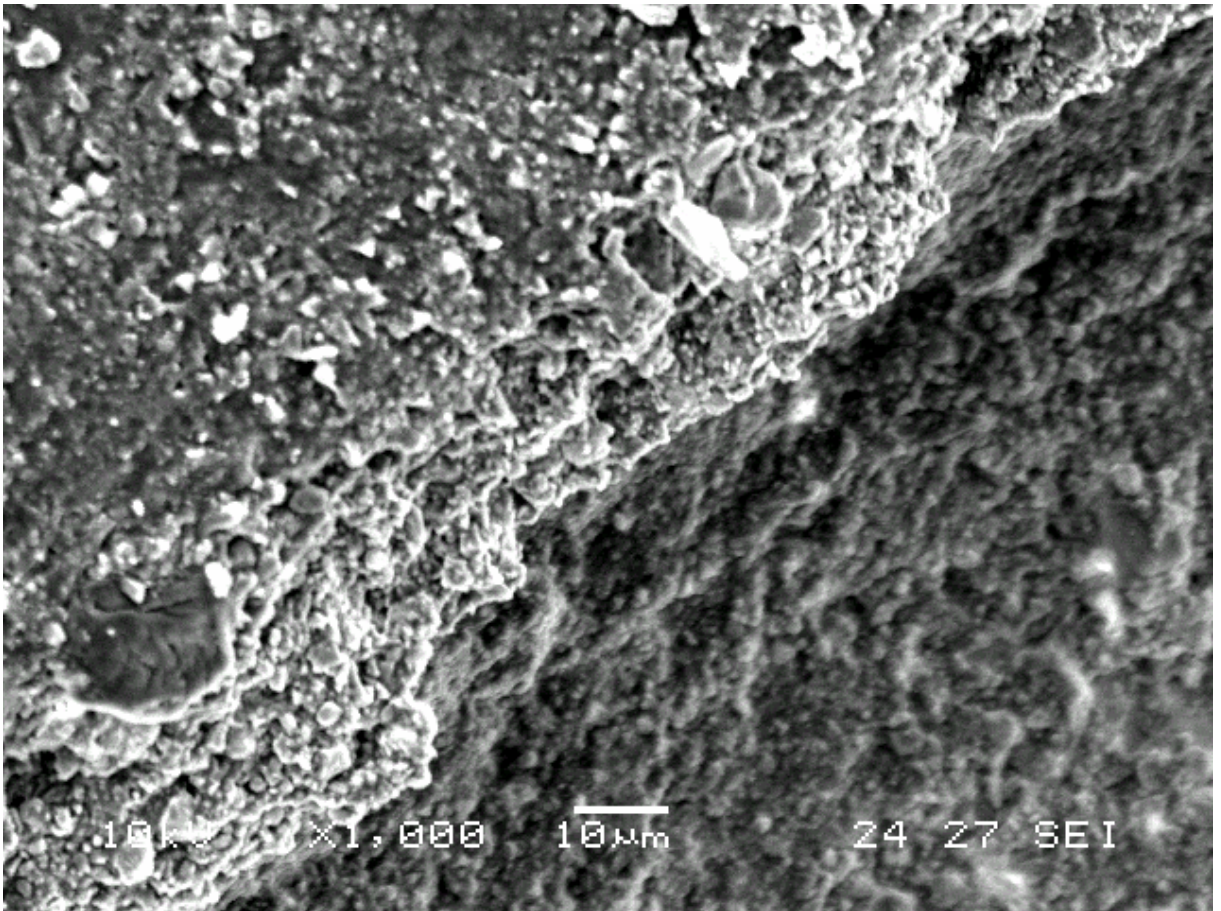
c)

Şekil 72) Grup 5'teki örnekte makaslama kuvveti sonrası görülen adeziv kırık a) X300 büyültme b) X500 büyültme c) X1000 büyültme



a)

b)



c)

Şekil 73) Grup 7'deki zirkonya seramik yüzeyinde görülen koheziv kırık

a) X300 büyültme b) X500 büyültme c) X1000 büyültme

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada zirkonya seramiklere yapılan yüzey uygulamalarının seramiğin bağlantı kuvvetlerine etkilerini in vitro olarak inceledik. Çalışmamıza başlamadan power analizi yaparak örnek sayısını 13 olarak belirledik. Çıkabilecek herhangi bir soruna karşın her grup için 15 örnek hazırladık. Böylece örnek sayısını yüksek tutarak standart sapmanın yüksek olmasını önlemeye çalıştık. Bu da çalışmanın yorumlanmasını daha kolay hale getirdi.

In vitro çalışmaların yapılması klinik kullanımdan önce malzemenin dayanıklılığının incelenmesi açısından önemlidir. Daha önce yapılan pek çok çalışmada zirkonya örnekler kompozit çubuklara simante edilmiş, bunun amacının düz ve birbirinin aynı kimyasal özelliklere sahip yüzeyler elde etmek olduğu söylenmiştir. Ancak zirkonyayı kompozit çubuklara simante ederek ağız ortamının ya da dentin-siman-zirkonya bağlantısının tam anlamıyla taklit edilmesi mümkün değildir. Bu yüzden çalışmamızda kompozit çubuklar yerine gerçek dişlerle hazırlanmış örnekler kullandık. Böylece ağız içine benzer bir ortam elde etmeye çalıştık (25, 56, 60).

Thermocycling (ısı çevirimi) de ağız ortamını taklit etmek için kullanılan yöntemlerden biridir. Ancak biz çalışmamızda bu yöntemi kullanmadık. Çünkü daha önce ısı çevirimi yapılan tüm çalışmalarda nemin bağlantı değerlerinin düşmesinde önemli bir etken olduğu kanıtlanmıştır.

İncelediğimiz tüm çalışmalarda bu konuda hep aynı sonuçlar elde edilmiştir **(11, 19, 68, 95, 109).**

Çalışmamızda zirkonya seramik yüzeylerine çeşitli uygulamalar yapılmıştır. Bunlardan grup 3 ($31,4447 \pm 5,18831 \text{MPa}$) ve grup 4'te ($32,6660 \pm 3,83024 \text{MPa}$) yapılan uygulamalarla diğer örneklerle göre daha güçlü diş-zirkonya seramik bağlantı değerleri elde edilmiştir. Yapılan SEM çalışmasından grup 3 ve 4'e ait alınan görüntüler adeziv kırıkların olduğunu göstermiştir. Bu bulgulara bakılarak kumlama ile temizlenmiş, pürüzlenmiş, aktive olmuş zirkonya seramik yüzeyine silan uygulanmasıyla seramik yüzey ıslatılabilirliğinin arttığı söylenebilir. Böylece bifonksiyonel olan silan bir yandan zirkonya seramik yüzeyine mikromekanik tutunma yoluyla tutunurken diğer taraftan da siman içindeki metakrilatlarla kimyasal bağ kurmakta ve böylece bağlantı kuvvetlerinin en yüksek değerlere ulaşmasını sağlamaktadır. Bu da zirkonya seramiğe yapılan yüzey uygulamalarının bağlantı kuvvetlerini arttırdığını göstermektedir.

Grup 5'te ($27,6640 \pm 5,30105 \text{MPa}$) CoJet uygulaması ile elde edilen bağlantı makaslama kuvvetlerine tabi tutulduktan sonra SEM'de incelendiğinde grup 3 ve 4'te olduğu gibi adeziv kırıklar görülmüştür. Grup 5'in bağlantı değerleri ise grup 3 ve grup 4'ten elde edilen bağlantı değerlerinden düşük olmuştur. Bunun nedeni silika kaplama işlemi yapılmadan kumlama yapılmadığı için yüzeyin yeterince pürüzlenmemiş olması olabilir. Silika kaplama için kullanılan CoJet kumu küçük partiküllüdür ($30 \mu\text{m}$ 'luk SiO_x ile modifiye edilmiş Al_2O_3 kumu). Grup 1 ve 2 ile grup 3 ve 4 kendi içlerinde karşılaştırıldığında daha büyük

partiküllü kum ile yapılan kumlamanın bağlantı kuvvetlerini daha fazla arttırdığı görülmüştür. Bu nedenle kullanılan CoJet kumunun partikül boyunun küçük olması nedeniyle silanlama yapılmış diğer gruplar kadar yüksek bağlantı kuvveti değerlerinin elde edilmesini sağlayamadığı düşünülebilir. Buna karşın grup 5'in bağlantı değerleri grup 1, grup 2, grup 6 ve grup 7'de elde edilen bağlantı değerlerinden istatistiksel açıdan anlamlı derecede yüksek olmuştur ($p<0.05$). Bu da silika kaplamanın mekanik ve kimyasal açıdan bağlantı değerlerine katkıda bulunduğunu göstermektedir.

Bulgular incelendiğinde, en düşük bağlantı kuvvetlerinin grup 7'de ($11,7073\pm1,49571\text{MPa}$), elde edildiği görülmüştür. Grup 1 ($15,8087\pm2,82062\text{MPa}$) ve grup 2'de ($18,3947\pm4,38921\text{MPa}$) bağlantı kuvvetlerinde Grup 7'ye göre istatistiksel açıdan anlamlı bir artış görülmüştür ($p<0.05$). Bu sonuçlar SEM çalışmasından elde edilen görüntülerle birlikte değerlendirildiğinde, yüzey kumlama sonucu elde edilen pürüzlü yüzeyin bağlantı kuvvetlerini arttırdığını göstermektedir. Grup 1 ve grup 2'nin bağlantı değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark olmamakla beraber grup 2'nin bağlantı kuvveti değerleri daha yüksek çıkmıştır ($p>0.05$). Bunun nedeni daha büyük partiküller kullanılarak yapılan yüzey kumlama sonucu daha derin poroziteler ve daha pürüzlü bir yüzey elde edilmesi ve kullanılan simanın bu yüzeylere daha kolay tutunması olabilir.

Grup 6'nın ($24,8333\pm2,8181\text{MPa}$) bağlantı değerleri grup 1, grup 2 ve grup 7'deki bağlantı değerlerinden daha yüksek olmuş ve istatistiksel açıdan bir

fark görülmüştür ($p<0.05$). Yapılan SEM çalışmasında bu grupta genelde adeziv kırıklar görülmüştür. Bu sonuçlar silanın yüzey enerjisini ve yüzey ıslatılabilirliğini arttırarak bağlantı kuvvetlerine katkıda bulunabileceğini göstermektedir.

Yaptığımız çalışmanın bağlantı değeri sonuçları genel olarak incelendiğinde daha önceki çalışmalarda elde edilen bağlantı değerlerinden daha yüksek değerler elde edildiği görülmüştür (48, 49, 63). Zirkonya altyapılarda yapılan aşındırma ya da kumlama işlemi sonrasında yüzeyde mikroçatlakların oluştuğu bilinmektedir. Ancak aşındırma işlemi sırasında uygun grenli aşındırıcılar kullanılır, gerekli soğutma yapılırsa $t \rightarrow m$ faz dönüşümü sonucu yüzeyde mikroçatlakların ilerlemesini engelleyen bir baskı kuvveti tabakası (kompresif stress layer) oluşur (48). Yüzeyde oluşan bu baskı kuvveti tabakasının bağlantı kuvveti değerlerinin azalmasına engel olduğu düşünülmektedir. Aynı şekilde kumlama ve aşındırma işlemleri sonucunda yüzeyde oluşan monoklinik faz artışının, yapının makaslama kuvvetlerine direncini arttırdığı bilinmektedir. Yapılan çalışmalarda kumlama sonrası % 9.5'e varan bir monoklinik faz artışı görüldüğü bildirilmiştir (49). Böylece aşındırma veya kumlama işlemi gereğinden uzun bir süre yapılmaz ve mikroçatlakların çok derine inmesine neden olunmazsa, baskı kuvveti tabakası yapılan bu işlemlerin neden olduğu kuvvetleri karşılayacak ve malzemenin makaslama kuvvetlerine direncinin daha da artmasını sağlayacaktır (6).

Kosmac ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarda hızlı devirde ve büyük grenlerle yapılan aşındırmada açığa yüksek ısı çıktığını görmüşlerdir (63).

Hatta 150,000 devirde yapılan aşındırma sonucu kıvılcımlar çıktığı gözlenmiştir. Bu da tersine faz transformasyonu olan $m \rightarrow t$ faz transformasyonuna neden olmaktadır. Monoklinik fazdaki bu azalma malzemenin bağlantı kuvvetlerine ve bükülme kuvvetlerine karşı direncini düşürmektedir. Aynı sonuçlar Swain ve Hannink tarafından da elde edilirken, elle yapılan aşındırmada $t \rightarrow m$ faz transformasyonundaki artışın makine ile yapılan aşındırmadan daha fazla olduğu söylenmiştir. Guazzato ve ark çalışmalarını soğutma altında yapınca bükülme kuvvetlerine direncin azalmadığını görmüşlerdir (48, 49). Xu ve ark ise kaba grenli frezlerle aşındırma yapıldığında bağlantı kuvvetlerinin azaldığını, buna karşın ince grenli frezlerle aşındırma yaptıklarında bağlantı kuvvetlerinin arttığını gözlemlemişlerdir (63). Bu nedenle, kendi çalışmamıza başlamadan zirkonya seramik örneklerin yüzeylerini düzleştirirken önce sulu ortamda 320 gritlik yeşil taşla DAP-U adlı makinede aşındırma yapıldı. Geri kalan aşındırmalar ise elle, sulu ortamda sırasıyla 320, 400, 1200 gritlik zımpara kağıtları kullanılarak yapıldı. Böylece $m \rightarrow t$ faz transformasyonuna neden olacak bir ısı açığa çıkmadı. Yüksek devirde çalışan herhangi bir makine ya da kaba grenli aşındırıcı da kullanılmayarak monoklinik faz korunmaya çalışıldı. Böylece bundan sonra yapılacak kumlama işleminde ortaya çıkabilecek mikroçatlakları karşılayabilecek bir baskı kuvveti tabakasının da önceden elde edilmiş olduğu düşünülmektedir. Kumlama sırasında büyük olasılıkla bu tabaka da makaslama kuvvetlerine direncin daha da artmasına neden olabileceği kanısına varılmıştır. Tüm bu koşullar değerlendirildiğinde bizim elde etmiş olduğumuz makaslama kuvvetleri değerlerinin daha önceden yapılmış olan çalışmalara göre daha yüksek olduğu düşünülebilir.

Kullanılan seramiğin özellikleri de çok önemlidir. Begazo ve arkadaşları cam-faza sahip seramiklerde kumlama sonrası silan uygulanması ile hem fiziksel hem de kimyasal bağlantıda artış olduğunu bulmuşlardır **(14)**. Amaral ve ark. 2005’de yaptıkları çalışmalarda cam-infiltrate zirkonya kullanıldığında, silika kaplama yapıp silan uygulanan örneklerde sadece kumlama yapıp silan uygulanan örneklerden daha yüksek bağlantı kuvvetleri elde etmişlerdir **(7,8)**. Sadece Al_2O_3 ile kumlama yapıldığında, CoJet sistemi kullanılarak elde edilen değerlerden daha düşük bağlantı değerlerinin elde edilme nedeni, cam-infiltrate zirkonya seramiğin içindeki silika fazı ve CoJet uygulaması sonucu elde edilen silika tabakasının birleşmesi sonucunda yüzeydeki silika içeriğinde artış görülmesidir. Böylece silanla daha iyi bağlantı sağlayabilen bir silika tabakası elde edilirken, silanın adeziv simanla olan bağlantısının yardımıyla da seramiğin simanla olan bağlantı kuvvetlerinin artması sağlanmaktadır. Bu da cam infiltrate zirkonya seramiklerle yapılan çalışmalarda silika kaplama sonrası silan uygulaması yapıp fosfat monomeri içeren reçine simanı kullanıldığında elde edilen bağlantı değerlerinin $110\ \mu m$ ’luk Al_2O_3 ile kumlama yapıp silan uygulandığında elde edilen bağlantı kuvvetlerinden daha güçlü olmasına neden olmaktadır. Bunun mekanizması ise şöyle açıklanabilir: Cam-infiltrate zirkonya seramiklerin yüzey yapısında hidroksil grupları bulunmaktadır. Yapılan kumlama işlemi ile yüzeydeki hidroksil grupları daha da artış göstererek mikro-mekanik tutuculuğu arttırmaktadır. Silanın bifonksiyonel özelliği sayesinde de silandaki metakrilat grupları reçine simanları ile kimyasal bağlantı kurabilmektedirler **(16-20)**. Ayrıca, silanın içindeki metoksi grupları su ile reaksiyona girip silanol grupları oluşturmaktadır. Bunlar da yüzeydeki hidroksil grupları ile reaksiyona girip siloksan ağının kurulmasını sağlamaktadır. Çünkü, seramiğin içindeki cam fazı daha iyi siloksan bağlarının kurulmasını sağlar. Yüzey bir de silika

kaplandığında silanol grupları daha fazla reaksiyona girip daha fazla siloksan ağı (-Si-O-Si-O-Si-O-) kurulmasına neden olmaktadır. Böylece cam infiltrasyonu zirkonya seramik-silan bağının kurulmasını kolaylaştırmakta ve daha yüksek bağlantı değerleri elde edilmesini sağlamaktadır. Silan coupling ajanlar yüzey enerjisini arttırırken yüzeyin ıslatılabilirliğine de katkıda bulunmaktadır **(69, 81-86)**.

Cam-infiltrate zirkonya seramiklerle karşılaştırıldığında YPSZ yüzeyine yapılan silika kaplama işlemi ile daha düşük bağlantı kuvvetleri elde edilmektedir. Bu seramikler arasındaki fiziksel farklılıklardan kaynaklanmaktadır **(58-61)**. Silika içermedikleri için silanlar alumina ve zirkonya seramiklere direk olarak tutunamazlar **(21, 42-44)**. Ancak yapılan bazı çalışmalarda kumlama yapılmış zirkonya seramiklere silan uygulanması ile bağlantı kuvvetlerinin arttığı görülmüştür. Bunun nedeni kumlanmış yüzeydeki poröziteler olabileceği gibi silanın yüzey ıslatılabilirliğini arttırmasıyla da ilgili olabilir. Böylece kullanılan reçine simanının porözite ve undercutlara daha kolay ulaşması sağlanmaktadır.

Hummel ve Kern de Procera seramikle yaptıkları çalışmada, orijinal seramik yüzeyini kullanarak başarılı bağlantı kuvvetleri sonuçları elde etmenin mümkün olmadığını görmüşlerdir. Bu nedenle mekanik ve kimyasal tutuculuğu sağlayabilmek için seramik yüzeyini kumlamayı düşünmüşlerdir. Kumlama yapılmadan uygulanan silan ya da kullanılan MDP içeren simanlarla iyi sonuçlar elde edilememektedir. Bu da kumlama sırasında yüzeyin artıklardan tümüyle temizlenip, aktif hale gelmesiyle açıklanmaktadır **(54)**. Blatz ve ark. 2003'te yaptıkları çalışmada Awliya ve

arkadaşlarının 1998’de kullanıldığı gibi 50 μm ’luk Al_2O_3 kumu ile 2.5 bar basınç altında kumlama yapmışlar, bu yöntemin bağlantı kuvvetlerini arttırdığını görmüşlerdir **(16-20)**. Ancak silika ve silan uygulanan Procera seramiklerde uzun süre termal çevirim uygulandığı zaman bağlantı kuvvetleri azalmaktadır **(37, 48, 49, 50, 91)**. Aynı şekilde cam fazı içermeyen tüm alumina ve zirkonya seramikler silika ve silan ile uzun süreli bağlantı kuramamaktadırlar **(16-20)**. Blixt ve ark yaptıkları çalışmalarda % 9.6 HF ya da %37 fosforik asit kullanarak yüzeyi dağlamanın ya da aşındırmanın zirkonya seramiklerde bağlantı değerini arttıramadığını gördükleri için, 50 μm Al_2O_3 ile 2.5 bar basınç altında kumlama yapmış ve bağlantı kuvvetlerinin arttığını görmüşlerdir **(21)**.

Seramik restorasyonun uzun yıllar kalıcı olabilmesi için önemli faktörlerden biri kullanılan seramikle diş arasında adezyonun sağlanabilmesidir. Bağlantı kuvvetinin başarısı kullanılan siman türü ile ilişkilidir **(81-86)**. Kullanılan siman diş ve seramik yüzeyi ile bağlantı kurmalıdır. Adeziv simanlarla yapılan simantasyonda geleneksel Bis-GMA içeren simanlara göre tutuculuk daha fazla olmakta, kenar uyumu artmakta, destek dişin ve restorasyonun kırılma olasılığı azalmaktadır. Bunun için MDP içeren reçine simanlar tavsiye edilmektedir **(52,54)**. Çünkü MDP suya dayanıklıdır ve reçine esaslı simanların seramik yüzeyinde oluşan mikroçatlakları “tedavi edici” ve seramiğin güçlenmesini sağlayıcı bir etkisi olduğu da söylenmektedir **(119)**. Bu nedenle Burke ve ark (2002) yaptıkları çalışmalarda, tutuculuğun çok önemli olduğu, yüksek oklüzal kuvvetlerin geldiği alanlarda kesinlikle reçine esaslı adeziv simanların kullanılmasını önermişlerdir **(70, 72, 73)**. MDP’de bulunan fosfat ester grubu metal oksitlerle, dolayısıyla alumina ve zirkonya seramiklerle direkt

kimyasal bağlantı kurma özelliğine sahiptirler **(16-20, 42-44, 116, 118, 119)**. Kern ve Wegner 1998’de yaptıkları çalışmada MDP içeren reçine kompozitlerin kumlanmış seramik yüzeyine geleneksel BisGMA reçine kompozitlerinden daha iyi bağlandığını görmüşlerdir **(58-61)**. Bis-GMA ya da cam-iyonomer kullanılarak yapılan çalışmalarda örneklerin thermocycling’e dayanamadığını söylemişlerdir. Bu çalışmalarda YPSZ yüzeyi kumlanıp MDP içeren kompozit simanı ile simante edildiği zaman geleneksel simanlar, Bis-GMA içeren simanlar ve cam iyonomer esaslı simanlardan daha başarılı bağlantı sonuçları elde edilmiştir. Ancak tribokimyasal uygulama ile silika kaplama yapıp silan uygulandığı zaman sadece kumlama yapılmasına göre daha iyi sonuçlar elde edilememiştir. Wegner ve Kern 2000’de yaptıkları çalışmalarda ise, sadece kumlama işlemi yapılan zirkonya seramik yüzeyini adeziv monomer içeren simanla simante ettiklerinde, geleneksel simanlar kullanılarak elde edilen bağlantı kuvvetlerinden çok daha yüksek değerler elde etmişlerdir **(118)**.

Borges ve arkadaşları (2003) reçine esaslı simanların kullanıldığı durumlarda mikro-mekanik tutunmayı sağlayacak bir seramik yüzeyinin elde edilmesi üzerinde durmuşlardır **(23)**. Kullanılacak yüzey uygulamasının faydalı olabilmesi seramiğin içeriğine bağlıdır. Yapılan yüzey uygulamalarından HF asitle dağlama zirkonya seramiklerin yüzeyinde işe yaramazken Al_2O_3 ile kumlama bağlantı kuvvetlerini arttırmıştır. Silika kaplama ve silan uygulaması ise daha da güçlü bağlantı kuvvetlerinin elde edilmesini sağlamıştır **(23)**.

Ernst ve arkadaşları da 2005'teki çalışmalarında zirkonya tam seramik kuronların adeziv simanlarla yapıştırılmasıyla geleneksel simanların kullanımına göre daha başarılı bağlantı kuvveti sonuçları elde etmişlerdir **(37)**. Ancak Rocatec sistemi kullanılarak daha iyi sonuçlar elde edilmesine karşın, bunlar istatistiksel açıdan değerlendirildiğinde anlamlı bir fark bulunmamıştır. Böylece Rocatec'in tutuculuğa katkıda bulunduğu hipotezi kanıtlanamamıştır **(37,58-61)**.

Piwowarczyk ve arkadaşları 2004 ve 2005'te farklı simanlar kullanarak yaptıkları makaslama kuvvetleri testlerinde çinko-fosfat, standart cam-iyonomer ya da modifiye cam-iyonomer simanları kullanarak zirkonya seramikleri simante ettiklerinde yüksek bağlantı kuvvetleri elde edememişlerdir **(90,91)**. Kumlama ya da tribokimyasal uygulama bile bu simanların bağlantı kuvvetlerindeki etkilerini arttıramamıştır. Bu da göstermektedir ki geleneksel simanlar kullanılarak simante edilen zirkonya seramik restorasyonlar uzun ömürlü olmayacaklardır. Ancak MDP içeren reçine simanlar kullanarak kabul edilebilir bağlantı kuvvetleri elde edilebileceğini saptamışlardır.

Palacio ve ark MDP içeren farklı adeziv reçine esaslı simanlarla yaptıkları çalışmada bağlantı kuvvetleri açısından aralarında bir farklılık görmemişlerdir **(87)**. Friederich ve Kern yaptıkları çalışmada Panavia F ve Rely X Unicem simanlarının kullanımı ile en yüksek bağlantı kuvvetlerinin elde edildiğini açıklamışlardır **(38, 46, 48, 49)**. Bunun nedeni her ikisi de fosforik-asit metakrilatları içeren bu simanların kimyasal bağlantı kurma kapasitesine sahip olmalarıdır. Örneğin kumlanmış seramik yüzeyiyle çok

güçlü hidrojen bağı kurabilirler. Aynı çalışmada adeziv fosfat monomeri içeren reçine simanlarının sadece aliminyum oksitle kumlanmış yüzeylerde başarılı sonuç verdiği görülmüştür. Bu nedenle kumlamanın yüzeydeki herhangi bir artık maddeyi temizlemek ve herhangi bir seramik yüzeyinde kimyasal tutuculuğu olan bir tabaka elde edebilmek için vazgeçilmez bir aşama olduğu düşünülmüştür. Bu yüzden kendi çalışmamızda uygun yüzey uygulaması yapıldıktan sonra MDP içeren Panavia F 2.0 simanını kullandık.

Atsu ve ark yaptıkları çalışmada zirkonya yüzeyinin silika ile kaplanmasının bağlantı kuvvetlerine katkısı olduğunu, MDP içeren adeziv simanların kullanımıyla da bu kuvvetlerin iyice arttığını görmüşlerdir **(12)**. Silika kaplama ile elde edilen pürüzlü yüzey, yüzey alanını arttırmaktadır. Artan bu yüzey alanı mekanik bağlantıya katkıda bulunur. Seramik yüzeyindeki silika tabakası, silika ile modifiye edilmiş Al_2O_3 kumunun yüzeye gömülmesi ile oluşur. Yüzeye gömülen silika partikülleri kimyasal bağlantıya katkıda bulunmaktadır. Bu tabaka seramik ile silan arasında kimyasal bir bağ kurulmasını sağlar. Kullanılan silan da reçine içeren simanın metakrilat grupları ile çapraz bağlantılar kurarak kimyasal bağ yoluyla bağlantı kuvvetlerine katkıda bulunurlar. Ayrıca silan yüzey enerjisini ve reçinenin yüzeyi ıslatabilirliğini de artırır. Bu çalışmanın sonuçları, zirkonya seramiklerin yüzeyine kumlama yaptıktan sonra, yüzeyin silika ile kaplanması ve silan uygulanması sonrasında, MDP içeren reçine esaslı simanların kullanımı ile daha güçlü bağlantı kuvvetleri elde edildiğini bulan Bottino ve arkadaşlarının çalışmaları ile paralellik göstermektedir.

Valandro ve arkadaşları da yaptıkları çalışmada seramik yüzeyinin silika ile kaplanmasının MDP içeren simanlarla seramiğin bağlantı kuvvetini arttırdığını göstermişlerdir (9, 90, 91). Bunu 3 mekanizma ile açıklamaktadırlar:

- 1- Seramik yüzeyinde simanla mikro-mekanik bağlantı sağlayacak topografik yapının oluşumu;
- 2- Silika kaplı seramik yüzeyiyle silan (y-metakriloksipropiltrimetoksisilan) arasındaki kimyasal bağ ve silan ile siman arasındaki kimyasal bağ oluşumu;
- 3- MDP fosfat monomeri (10-metakriloksidetil-dihidrojen-fosfat) ve zirkonyum oksit arası oluşan kimyasal bağ. Bu Rocatec ve CoJet sistemi ile yapılan silika kaplama işlemi sırasında silika partiküllerinin seramiğin 15 µm içine kadar gömülebilmesi ile ilgilidir (27).

Bizim çalışmamızda da 50 µm ve 110 µm Al₂O₃ kumu ile yapılan kumlama sonucu kontrol grubuna göre makaslama kuvvetlerine karşı bağlantı kuvvetleri artış göstermişlerdir. Bu da yüzeydeki porözitelerin artması ve yüzeyin temizlenerek aktif hale gelmesi ile mikromekanik tutuculuğun artmış olmasıyla açıklanabilir (13). Bu yüzeye silan uygulaması da yapıldığında bağlantı kuvvetleri daha da artmıştır. Bu da silanın yüzey ıslatılabilirliğini arttırması ve bu yolla simanın porözitelere ve undercutlara daha kolay ulaşabilmesini sağlamasıyla açıklanabilir. Çalışmamızda sadece silan kullanılarak da kontrol grubuna göre bağlantı kuvvetlerinde artış sağlanmıştır. Bunun nedeni Cercon seramik içindeki küçük miktarda (>%1) da olsa silika içeriğine bağlı olabilir. Ayrıca seramiğin yüzeyini hazırlamak için yapılan aşındırmalar (DAP-U ve zımparalama) sonucu oluşan poröziteler de mikromekanik tutuculuğun artmasına neden olmuş olabilir.

Shen ve ark yaptıkları SEM çalışmasında sıcak hava uygulanmış silan tabakasının kompozit ile seramik arasında kesintisiz bir tabaka oluşmasına neden olduğunu görmüşlerdir **(100)**. Bunun reçine ile seramik arasındaki tutuculuğun artmasından direk olarak sorumlu olduğunu düşünmüşlerdir. Bu nedenle biz de tüm örneklerimizde bunu göz önünde bulundurarak silanlanmış yüzeyi sıcak havayla kurutarak tutuculuğa katkıda bulunmaya çalıştık.

Çalışmamızda CoJet sistemi kullanılarak elde edilen bağlantı kuvvetleri yalnız kumlama yapılarak ya da yalnız silan uygulanarak elde edilen bağlantı kuvvetlerinden daha yüksek olmuştur. Bunun nedeni de silika ile modifiye Al_2O_3 kumu ile kumlama yapıldığında bu kum 15 μm derinliğe kadar gömülebilmektedir **(107)**. Böylece bir yandan zirkonya ile mikromekanik tutuculuk sağlanmakta, diğer yandan ise seramik ile üzerine uygulanan silanın arasında güçlü kimyasal bağlantı kurulmaktadır. Bu durum zirkonyanın dişe olan bağlantı kuvvetlerinde artışa neden olmaktadır. CoJet uygulaması ile istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmakla birlikte, grup 3 ve grup 4'ten biraz daha düşük bağlantı sonuçları elde edilmiştir. Bu sonuçlar daha önce yapılan çalışmalarda Rocatec sistemi ile elde edilen sonuçlardan da biraz daha düşük olmuştur. Bunun nedeni CoJet uygulamasında Rocatec sisteminde olduğu gibi (RocatecPre) kumlama işlemi yapılarak yüzeyin daha poröz ve daha temiz bir hale getirilmemiş olması olabilir. Hazır yüzeye direk olarak uygulanan silika kaplama yöntemi bağlantı kuvvetlerini arttırmakta yeterli olmamış olabilir. Bizim bu çalışmada Rocatec sistemini kullanmamamızın nedeni bu sistemin laboratuara yönelik bir sistem olması ve sistemin hekim kontrolünde kullanılamaması olmuştur. CoJet sistemi hekim tarafından,

hasta yanında kullanılabilecek pratik bir yöntemdir. Ancak daha önceki çalışmalarla karşılaştırıldığında, CoJet'in Rocatec kadar başarılı sonuçlar vermediği görülmüştür **(11, 21)**.

Ağız içi çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle restorasyonlar pek çok farklı kuvvetlere maruz kalırlar **(27)**. Bunlar germe, makaslama, baskı, oblik kuvvetler ve bunların bileşenleri şeklinde karşımıza çıkar. In vitro ortamda bu kuvvetleri taklit etmek mümkün değildir. Fakat makaslama kuvveti ve germe kuvveti testleri kullanılarak bağlantı kuvvetleri incelenmeye çalışılmaktadır **(32, 93)**. Bazı çalışmalar bağlantı ara yüzeylerinde görülen stres dağılımının üniform olmadığını göstermiştir. Bu testlerde stres dağılımına bağlı kırıklar ya ara yüzeydeki mikroçatlaklardan ya da kullanılan adezivin içindeki stres birikim alanlarından başlar. Başarısızlık noktalarının dikkatlice incelenmesi ve doğru şekilde yorumlanması gerekmektedir. Ancak bu şekilde yapılan testle ve adezyon alanı ile ilgili doğru bilgiler elde edilebilir. Bizim çalışmamızda yüzey uygulaması yapılmış zirkonya örnekler dişe bağlanıp, makaslama kuvvetleri altında birbirlerine bağlanarak incelenmiştir. Çalışmamızda makaslama kuvveti testini seçmemizin nedenleri **(25)**:

- 1- Makaslama kuvveti testinin klinikte ortaya çıkan kuvvetleri germe testine göre daha iyi taklit etmesi (Della Bona ve van Noort'un 1995),
- 2- Makaslama testi uygulandığında elde edilen değerlerin germe testi kullanıldığında elde edilenden değerlerden daha yüksek olması (Della Bona ve van Noort'un 1995),

- 3- Germe testini kullanırken tork kuvvetleri oluşturmanın kolay olması nedeniyle bağlantı kuvveti değerlerinin düşmesi (Sano ve ark,1994a),
- 4- Makaslama kuvveti testinin tekrarlanması kolay ve hızlı bir test metodu olmasıdır **(31)**.

Makaslama kuvveti testi dahil, pek çok test metodunda sabit olmayan arayüz stresleri ortaya çıkabilmektedir. Della Bona ve van Noort'un 1995'te makaslama kuvvetlerini kullanarak yaptıkları çalışmanın sonuçları stres dağılımının kırık tipi üzerinde etkili olduğunu ortaya koymuştur. Bu istenmeyen stresler koheziv kırıkların görülmesine neden olmaktadır **(16-19, 113)**. Böylece alınan sonuçların değerlendirilmesinde sorunlar olmakta ve doğru değerlendirme yapılamamaktadır. Ancak çalışmamızda çoğunlukla adeziv kırık elde edilmiştir. Bu da uyguladığımız yöntemin doğruluğunu gösterir düşüncesindeyiz.

Kırıkların incelenmesinde SEM analizi kullanılır. Della Bona ve ark. yaptıkları çalışmalarda kırılmanın olduğu yere göre kırıkları sınıflandırmak gerektiğini belirtmişler ve adezyon zonunun tanımını şöyle yapmışlardır **(33, 34)**.

- 1- Kullanılan siman ile kompozit çubuklarının(bu çalışmada diş yüzeyi) ara yüzeyi
- 2- Adezivin kendisi
- 3- Kullanılan siman ile seramiğin ara yüzeyinin hepsi birden **adezyon zonu** olarak adlandırmaktadır. Bunlardan seramik, kumlanan ve/veya silika

kaplanan yüzeyi içermektedir. Bu yüzey silanlanarak mikromekanik ve/veya kimyasal bağlantının elde edildiği yüzeydir.

Piwowarczyk ve ark. (2004) yaptıkları çalışmalarda bağlantı kırılma noktalarını şöyle sınıflandırdılar **(90-91)**:

- 1) Siman ile seramik arasında adeziv kırılma
- 2) Simanın kendi içinde koheziv kırılma
- 3) Seramiğin kendi içinde koheziv kırılma.

Ancak bizim çalışmamızda zirkonya seramik-siman-diş bağlantıları olduğu için bizim kırıkları sınıflandırmamız şu şekilde olmuştur:

- 1) Zirkonya seramiğin kendi içindeki koheziv kırık
- 2) Zirkonya seramik-siman ara yüzeyindeki adeziv kırık
- 3) Simanın kendi içindeki koheziv kırık
- 4) Siman-diş ara yüzeyinde adeziv kırık
- 5) Dişte koheziv kırık

Çalışmamızda örnekler kırık türleri açısından incelendiğinde 110 μm Al_2O_3 ile kumlama yapıp silan uygulanan (grup 4), 50 μm Al_2O_3 ile kumlama yapıp silan uygulanan (grup 3), CoJet sistemi kullanılıp silan uygulanan (grup 5) ve silan uygulanan (grup 6) gruplarda kırılmaların daha çok adeziv (diş yüzeyiyle siman arasında) oldukları gözlenmiştir. Kontrol grubu (grup 7) ile sadece yüzey kumlaması yapılan gruplar (grup 1 ve grup 2) incelendiğinde ise kırıkların neredeyse yarısının adeziv, yarısının da koheziv (simanın kendi içinde) oldukları görülmüştür. Bu sonuçlara göre silan uygulamasının siman-zirkonya seramik ara yüzeyi bağlantısına katkıda bulunduğu söylenebilir.

Öztürk ve Aykent yaptıkları çalışmalarda seramiği diş yüzeyine simante etmişlerdir **(86)**. Uygulanan testlerde kırıkların hemen hepsi (353/360) (% 98) dentin-reçine simanı ara yüzeyinde adeziv olarak ortaya çıkmıştır. Bizim çalışmamızda da kırılmalar, kumlama ve silan uygulamasının yapıldığı örneklerle CoJet sisteminin uygulandığı 45 örnekten 42 tanesinde (% 93), siman ile diş yüzeyi arasında adeziv olarak ortaya çıkmıştır. Bu da göstermektedir ki silan uygulaması yapıldığında, kumlanmış ya da CoJet uygulaması yapılmış yüzeyler simanla daha iyi bağlantı kurmaktadır. Silan, kumlanmış yüzeydeki porozitelere ve silika kaplanmış yüzeye kolaylıkla tutunmaktadır. Yüzey uygulaması yapılmamış örneklerle silan uygulandığında ise hazırlanan 15 örnekten ancak 10 tanesinde (% 67) adeziv tutunma izlenebilmiştir. Bu da silanın seramik yüzeyinin ıslatılabilirliğini arttırmasının tek başına yeterli olmadığını göstermektedir. Sadece kumlama yapılan örneklerdeki kırılmalar ise 30 örnekten 13 tanesinde (% 43) adeziv olmuştur. Geri kalan örneklerde simanın seramik yüzeyinden koptuğu görülmüştür. Bu da göstermektedir ki kumlama bağlantı kuvvetlerinin güçlendirilmesinde tek başına yeterli olamamaktadır. Her ne kadar siman-seramik bağlantı kuvvetleri kontrol grubuna göre artış gösterse de sadece yüzeyi pürüzlendirerek bağlantı kuvvetlerine fazla katkıda bulunamayız. Pürüzlendirilen yüzeye silan uygulanarak yüzey enerjisi ve ıslatılabilirliği arttırılmalı, silanın reçine simanları içindeki metakrilatlarla olan kimyasal bağlantısından faydalanılmalıdır **(52)**.

Dentin bonding ajanları da restorasyonla dentin arasında hermetik kapanış sağlamak için kullanılırlar **(86)**. Dentin bondingin dentin tubulusları içinde oluşturduğu hibrit tabakası simanla dentin arasındaki bağlantı kuvvetlerinin artmasını sağlar **(53)**. Yang ve ark. yaptıkları çalışmalarda ED Primer

2.0'ın smear tabakasını etchingleyip altındaki dentine geçmekte ve bunu demineralize ederek dentinin reçine monomerlerine karşı permeabilitesini arttırmakta çok başarılı olduğunu göstermişlerdir (122). Böylece demineralize olan dentin reçine monomerlerinin infiltrasyonu ve polimerizasyonu ile hibrid bir tabaka elde edilmektedir. Ancak yaptığımız çalışmada zirkonya seramik örneklerle diş yüzeyi arasındaki kopmalar, özellikle silan da uygulandıktan sonra, % 93.33 oranında diş ile siman arasında olmuştur. Bu kullanmış olduğumuz dentin bonding ajanının simanla olan bağlantı kuvvetinin, kumlanmış ve silanlanmış ya da CoJet uygulanmış ve silanlanmış zirkonya seramik ile siman arasındaki kadar güçlü olmamasına bağlanabilir. Ancak bu durumun ağız ortamındaki yansımaları düşünülürse, herhangi bir nedenle restorasyonun sökülmesi gerektiğinde dişe daha az zarar verilmesine neden olacağı için kabul edilebilir bir durum olduğu düşünülebilir .

Çalışmamızda tüm gruplarda standart sapma değerleri düşük çıkmıştır. Bunu nedenlerinden biri çalışmamıza başlamadan önce power analizi uygulayarak doğru örnek sayısını hesaplamaya çalışmış olmamız olabilir (n=15). Bundan sonra uygulanması kolay, tekrarlanabilir bir test metodu belirlenmeye çalışılmıştır. Simantasyon sırasında firmaların ürünleriyle ilgili tüm önerileri dikkate alınmıştır. Simantasyon yapılırken 500 gramlık ağırlıklar kullanılarak, işlemin sabit ağırlık altında yapılmasına dikkat edilmiştir. Tüm bu etkenler elde edilen bağlantı değerlerinin yüksek, standart sapmanın ise düşük çıkmasını sağlamıştır. Bu sonuçlar çalışmamızın güvenilirliğini kanıtlamaktadır.

6.SONUÇ

Yapılan çalışmada, zirkonya seramik altyapılara yapılan yüzey uygulamaları, bu seramiklerin MDP içeren reçine esaslı adeziv simanlara olan bağlantı kuvvetlerini olumlu yönde etkilemekte olduğu görüldü.

- 1) Örnek gruplar arasında sadece 50 veya 110 μm 'luk Al_2O_3 ile yapılan yüzey kumlaması bağlantı kuvvetlerini arttırmıştır.
- 2) Kumlanan bu yüzeylerde en yüksek zirkonya seramik-diş bağlantı kuvvetleri silan uygulamasında elde edilmiştir.
- 3) Silika kaplama ve silan uygulama yöntemleri bir arada kullanıldığında, kumlama ile silan uygulama yöntemlerinin bir arada kullanıldığı örneklerin bağlantı kuvvetlerine yakın sonuçlar elde edilmiştir.
- 4) Sadece silan uygulanan örneklerden elde edilen bağlantı kuvvetleri sadece kumlama yapılan örneklerde elde edilen bağlantı kuvvetlerinden daha yüksek olmuştur.

Tüm bu sonuçlar MDP içeren reçine esaslı adeziv simanların kullanıldığı çalışmalarda zirkonya seramik-diş ara yüzey bağlantı kuvvetlerinin arttırılması için yüzey pürüzlendirilmesi ile birlikte silan uygulanmasının da gerekli olduğunu göstermektedir.

KAYNAKLAR

- 1) Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schamalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. Clin Oral Invest 2005; 9: 161-7
- 2) Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Dent Mater 2005; 21: 984-991
- 3) Aida M, Kanaya H, Murata Y, Hayakawa T, Horie K. The evaluation of commercially available silane coupling agents for porcelain adhesion. Nichidai Koko Kagadu 1990;16 :454-60
- 4) Akdoğan A, Nurveren K. Şekil hafızalı alaşımlar. Mühendis ve Makina Haziran 2003 - Sayı 521
- 5) Akova T, Yoldaş O, Toroğlu MS, Uysal H. Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005; 128 : 630-7
- 6) 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 Dentist 2004; 32: 91-99

- 7) Amaral R, Cohelho A, Leite FPP, Özcan M, Valandro LF, Bottino MA. Bonding to glass-infiltrated zirconium-based ceramic: The effect of surface treatment. IADR/AADR/CADR83rd General Session (March9-12, 2005)
- 8) Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: The effect of surface conditioning. Dent Mater 2005; 5: 1-8
- 9) Anagnostopoulos T, Eliades G, Palaghias G. Composition, reactivity and surface interactions of three dental silane primers. Dent Mater 1993; 9: 182-90
- 10) Apholt W, Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. Dent Mater 2001; 17: 260-7
- 11) Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. Dental Materials 2002; 18: 590-595
- 12) Atsu SS, Kılıçarslan MA, Küçükeşmen C, Aka S. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. J Prosthet Dent 2006; 95: 430-6
- 13) Barghi N. To silanate or not to silanate: making a clinical decision. Compend Contin Educ Dent 2000; 21: 659-62

- 14) 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: 901-7
- 15) Beuer F, Fisher T, Erdelt KJ, Aggstaller HU, Spielg K, Gernet W. Comparison of CAD/CAM and CAM milled zirconia bridge frames. IADR/AADR/CADR83rd General Session (March9-12, 2005)
- 16) Blatz MB, Sadan A, Arch GH, 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: 381-7
- 17) Blatz MB, Sadan A, Blatz U. The effect of silica coating on the resin bond to the intaglio surface of Procera AllCeram restorations. *Quintessence Int* 2003; 34: 542-7
- 18) Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 268-74
- 19) Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 356-62
- 20) Blatz MB, Sadan A, Soignet D, Blatz U, Mercante D, Chiche G. Long-term resin bond to densely sintered aluminium oxide ceramic. *J Esthet Restor Dent* 2003; 15: 362-8

- 21) Blixt M, Adamczak E, Linden LA, Oden A, Arvidson K. Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 221-6.
- 22) Bondioli IR, Bottino MA. Evaluation of shear bond strength at the interface of two porcelains and pure titanium injected into the casting mold at three different temperatures. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 541-7
- 23) Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 479-88
- 24) Brackett SE, Leary JM, Turner KA, Jordan RD. An evaluation of porcelain strength and the effect of surface treatment. *J Prosthet Dent*.1989 Apr; 61(4): 446-51
- 25) Cardoso PEC, Braga RR, Carrilho MRO. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater* 1998; 14: 394-8
- 26) Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NR, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentin. *J Dent* 2004; 32: 55-65
- 27) Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 18-23

28) Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 27(2006): 535-543

29) Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 25 (2004): 5539-5545.

30) Cura C, Saracoglu A, Cotert HS. Effect of different bonding agents on shear bond strengths of composite-bonded porcelain to enamel. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 394-9

31) 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: 195-206

32) Debnath S, Wunder SL, McCool JJ, Baran GR. Silane treatment effects on glass/resin interfacial shear strengths. *Dent Mater* 2003; 19: 441-8

33) Della Bonna A, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont* 2002; 15:248-53

34) Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater* 2003; 19: 693-9

35) Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 131-5.

- 36) Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dental Materials* 2005; 21: 1158-1162
- 37) 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: 551-8
- 38) Estafan D, Dussetschleger F, Estafan A, Jia W. Effect of prebonding procedures on shear bond strength of resin composite to pressable ceramic. *Gen Dent*.2000 Jul-Aug; 48 (4): 412-6
- 39) Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *JADA* 2006; 137 (9supplement): 22S-31S
- 40) Filho AM, Vieira LC, Araujo E, Monteiro Junior S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont*.2004 Mar; 13 (1): 28-35
- 41) Fleming GJP, Curtis AR, Marquis PM. Alumina abrasion and grinding effects on yttria-stabilized zirconia ceramic. *IADR/AADR/CADR 83rd General Session* (March 9-12, 2005)
- 42) Foxton RM, Nakajima M, Hiraishi N, Kitasako Y, Tagami J, Nomura S, Miura H. Relationship between ceramic primer and ceramic surface pH on the bonding of dual-cure resin cement to ceramic. *Dent Mater*.2003 Dec; 19 (8):779-89

- 43) Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Effect of acidic pretreatment combined with a silane coupling agent on bonding durability to silicon oxide ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005 Apr; 73 (19): 97-103
- 44) Foxton RM, Pereira PN, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Durability of the dual-cure resin cement/ceramic bond with during strategies. *J Adhes Dent*. 2002 Spring; 4 (1): 49-59
- 45) Frankenberger R, Perdigao J, Rosa BT, Lopes M. ‘No- bottle’ vs ‘multi-bottle’ dentin adhesives—a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 2001; 17: 373-80
- 46) Friederich R, Kern M. Resin bond strength to densely sintered alumina ceramic. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 333-8
- 47) Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM produced restorations. *JADA* 2006, 137 (9supplement): 14S-21S
- 48) 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: 2153-60
- 49) Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dentist* 2005; 33: 9-18

- 50) 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: 238-40
- 51) Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Miada T, Lambrechts P, Peumans M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater* 2006; Jan 16
- 52) Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A.. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dent Mater* 2002; 18: 179-188
- 53) Hotta M, Kondoh K, Kamemeizu K. Effect of primers on bonding agent polymerization. *Oral Rehabil* 1998; 25: 792-9
- 54) Hummel M, Kern M. Durability of the resin bond strength to the alumina ceramic Procera. *Dent Mater* 2004; 20: 498-508
- 55) Janda R, Roulet JF, Wulf M, Tiler HJ. A new adhesive technology for all-ceramics. *Dent Mater* 2003; 19: 567-73
- 56) Jayasooriya PR, Pereira PN, Nikaido T, Tagami J. Efficacy of a resin coating on bond strengths of resin cement to dentin. *J Esthet Restor Dent* 2003; 15: 105-13
- 57) Kamada K, Yoshida K, Atsuta M. Effects of ceramic surface treatments on the bond of four resin luting agents to a ceramic material. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 508-13

- 58) Kern M, Neikes MJ, Strub JR. Tensile strength of the bond to In-ceram after varying modes of surface conditioning. *Dtsch Zahnarztl Z.* 1991 Nov; 46 (11): 758-61
- 59) Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 453-61
- 60) Kern M, Wegner SF. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 1998; 14: 64-71
- 61) Kern M, Wegner SM. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet dent.* 1995 Mar; 73 (3):240-9
- 62) Kim BK, Bae HE, Shim JS, Lee KW. The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all ceramic coping materials. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 357-62
- 63) Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999; 15: 426-33
- 64) Kou W, Molin M, Sjogren G. Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 117-24

- 65) Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials* 2004; 20: 655-662
- 66) Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herolds V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-Zirconia Ceramics. *J Dent Res* 81 (7): 487-491, 2002
- 67) Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CHF. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater* 2005; 21: 930-937
- 68) Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2006; 22: 195-200
- 69) Madani M, Chu FC, Mc Donald AV, Smales RJ. Effects of surface treatments on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. *J Prosthet Dent* 2000 June; 83 (6): 644-7
- 70) Marchan S, Coldero L, Whiting R, Barclay S. In vitro evaluation of the retention of zirconia-based ceramic posts luted with glass ionomer and resin cements. *Braz Dent J* 2005; 16 (3)
- 71) de Melo R, Travassos AC, Neisser MP. Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 64-9

72) Matinlinna JP, Heikkinen T, Özcan M, Lassila LV, Vallittu. Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. Dent Mater 2006 Jan 18; 22: 824-31

73) Matinlinna JP, Lassila LV, Özcan M, Yli-Urpo A, Valittu PK. An introduction to silanes and their clinical application in dentistry. Int J Prosthodont 2004; 17: 155-64

74) Matsumura H, Kato H, Atsuta M. Shear bond strength of feldspathic porcelain of two luting cements in combination with three surface treatments. J Prosthet Dent 1997; 5: 511-7

75) Murray AK, Attrill DC, Dickinson MOR. The effects of XeCl laser etching of Ni-Cr alloy on bond strengths to composite resin: a comparison with sandblasting procedures. Dental Materials (2005) 21, 538-544

76) Müjdecı A, Gökay O. The effect of airborne-particle abrasion on the shear bond strength of four restorative materials to enamel and dentin. J Prosthet dent 2004; 92: 245-9.

77) Nakamura S, Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent. Oral Rehabil 2004; 31: 785-9

78) Nikaido T, Cho E, Nakajima M, Tashiro H, Toba S, Burrow MF, Tagami J. Tensile bond strengths of resin cements to bovine dentin using resin coating. Am J Dent 2003; 16 Spec No: 41A-46A

- 79) Oh WS, Shen C. Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 241-6.
- 80) Oh WS, Shen C, Alegre B, Anusavice KJ. Wetting characteristic of ceramic to water and adhesive resin. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 616-21
- 81) Özcan M. The use of silica coating for different dental applications: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 469-72
- 82) Özcan M, Akaya A. New approach to bonding all-ceramic adhesive fixed partial dentures: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2002; 88:252-4
- 83) Özcan M, Alkumru HN, Gemalmaz D. The effect of surface treatment on the shear bond strength of luting cement to a glass-infiltrated alumina ceramic. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 335-9.
- 84) Özcan M, Lassila L, Raadschelders J, Matinlinna JP, Vallitu PK. Effect of some parameters on silica deposition on a zirconia ceramic. *IADR/AADR/CADR 83rd General Session* (March 9-12, 2005)
- 85) Özcan M, Valitu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003; 19: 725-31
- 86) Öztürk N, Aykent F. Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 275-81

- 87) Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 104-14
- 88) Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20 (1999); 1-25
- 89) Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, Bruzesse N, Ricci GA, Marmo E. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials* 19 (1998): 1489-1494
- 90) Piwowarczyk A, Bauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pretreatments. *Oper Dent* 2005; 30: 382-8
- 91) Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 265-73.
- 92) Rekow ED. Dental CAD/CAM systems. A 20-year success story. *JADA* 2006, September Vol17: 5S-6S
- 93) Robin C, Scherrer SS, Wiskott HW, de Rijk WG, Besler UC. Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocatec system. *Dent Mater* 2002; 18: 389-95

- 94) Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. *J adhes Dent*.2003 Summer; 5 (2): 153-62
- 95) Saldana JM, Ramirez HB, Vigueras DJ, Iga T, Schneider GA. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *J Mater Res*, Vol 18, No 10, Oct 2003
- 96) Saygili G, Sahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil* 2003; 30: 758-64
- 97) Schmage P, Nergiz İ, Herrmann W, Özcan M. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 123: 540-6
- 98) von Schroeter P, Jurgensen B, Zollner M. Cercon move-a navigation aid for dental CAD applications. *Int J Compute Dent*.2004 Oct; 7(4):371-7
- 99) Sen D, Poyrazoğlu E, Tunceli B, Goller G. Shear bond strength of resin luting cement to glass-infiltrated porous aluminium oxide cores. *J Prosthet Dent*.2000 Feb; 83 (2): 210-5
- 100) Shen C, Oh WS, Williams JR. Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 453-8

- 101) Sphor AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MA, Konwles JC. Influence of surface conditions and silan agent on the bond on the resin to IPS Empress 2 ceramic. *Int J Prosthodont*. 2003 May-Jun; 16 (3): 277-82
- 102) Stewart GP, Jain P, Hodges J. Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 277-84
- 103) Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater* 2006 Feb 10
- 104) Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007 Feb; 23(2): 177-85. Epub 2006 Feb 21
- 105) Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. . *Dent Mater* 2007 Jan; 23 (1): 115-23. Epub 2006 Feb 13
- 106) Suliman AA, Swift EJ, Perdiago J. Effects of surface treatment and bonding agents on bond strength of composite resin to porcelain. *J Prosthet Dent* 1993; 70: 118-20.
- 107) Sun R, Suansuwan N, Kilpatrick N, Swain M. Characterisation of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. *J Dentist* 2000; 28: 441-5

- 108) Sundh A, Molin M, Sjörgen G. Fracture resistance of yttrium oxide partially stabilized zirconia all ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental Materials* 2005; 21: 476-482
- 109) Swab JJ. Low Temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Science*, 1991; 26: 6706-14
- 110) Szep S, Schmid C, Weigl P, Hahn L, Heidemann D. Effect of silicone disclosing procedure on the shear bond strength of composite cements to ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 60-5.
- 111) Şeşbeş T. Metal kimyası; forma 41: 641-650
- 112) Tinschert T, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000; 28: 529-535
- 113) Thurmond JW, Barmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 355-9
- 114) Torres CP, Ciccone JC, Ramos RP, Corona SAM, Palma-Dibb RG, Borsatto MG. Tensile bond strength of self-etching adhesive systems to primary dentin. *Am J Dent* 2005; 18: 327-332
- 115) Trost L, Stines S, Burt L. Making informed decisions about incorporating a CAD/CAM system into dental practice. *JADA* 2006; 137 (supplement9): 32S-36S.

- 116) 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: 253-9
- 117) Valandro LF, Amaral R, Leite FPP, Bottino MA, Özcan M. Effect of storage conditions on bonding to silicacoated zirconium-alumina ceramic. *IADR/AADR/CADR 83rd General Session* (March 9-12, 2005)
- 118) Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent* 2000; 2: 139-47
- 119) 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* 2006; Jan 19
- 120) Wolfart S, Kern M. A new design for all-ceramic inlay retained fixed partial dentures:a report of two cases. *Quintessence Int.*2006 Jan; 37 (1): 27-33
- 121) Xible AA, de Jesus Tavaréz RR, Carlos dos Reis Pereira de Araujo, Bonachela WC. Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 224-9
- 122) Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mater* 2006 Jan;22(1):45-56. Epub 2005 Jul 22

123) Yoshida K, Condon JR, Atsuta M, Ferracane JL. Flexural fatigue strength of CAD/CAM composite material and dual-cured resin luting cements. *Am J Dent* 2003; 16: 177-80

124) Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Effects of two silane coupling agents, a bonding agent, and cycling on the bond strength of a CAD/CAM composite material cemented with two resin luting agents. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 184-9

125) Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005 Sep 28

126) Yoshida K, Yamashita M, Atsuta M. Zirconate coupling agent for bonding resin luting cement to pure zirconium. *Am J Dent* 2004; 17: 249-52

127) Yoshida K, Yamashita M, Atsuta M. Bond strength between machinable glass-ceramic and dual-cured resin luting cements using silane coupling agents. *Am J Dent* 2005; 18: 327-30

128) Van der Zel JM, Vlaar S, de Ruiter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 261-7

129) El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater* 2003; 19: 575-83

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	RİFKA	Soyadı	RUBİN
Doğ.Yeri	İSTANBUL	Doğ.Tar.	06/08/1969
Uyruğu	TC	TC Kim No	34504719250
Email	Seroy77 hotmail.com	Tel	05323133299

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	1992
Lisans		
Lise	İstanbul Özel Amerikan Robert Lisesi	1987

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi		
Fransızca	Orta	Orta	Zayıf		

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Office Programları	İyi