

BIKE ALTAN

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2018

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

(DOKTORA TEZİ)

**ZİRKONYA İÇERİKLİ CAD-CAM BLOKLARIN FARKLI
YÜZEY İŞLEMLERİ İLE REÇİNE SİMANLA BAĞLANMA
DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

BİKE ALTAN

**DANIŞMAN
PROF. DR. BETÜL TUNCELLİ**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2018

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü . Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Programında Doktora öğrencisi Bike ALTAN tarafından Prof. Dr. Betül TUNCELLİ' nin danışmanlığında hazırlanan "Zirkonya İçerikli CAD-CAM Blokların Farklı Yüzey İşlemleri ile Reçine Simanla Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 12/11/2018 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

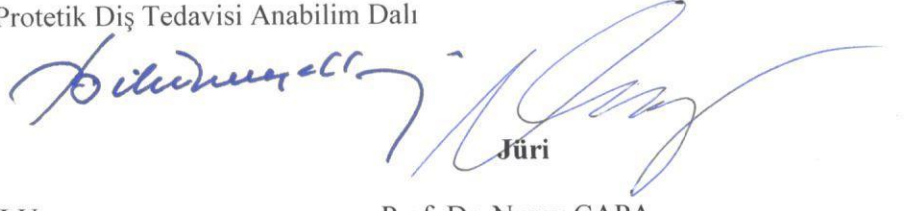
Jüri Başkanı Danışman

Prof. Dr. Betül TUNCELLİ
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



Jüri

Prof. Dr. Pınar KURSOĞLU
Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



Jüri

Prof. Dr. Nuray ÇAPA
Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



Jüri

Doç. Dr. Volkan TURP
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



Jüri

Doç. Dr. Elif TUNÇ
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

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 çalışmasıyla 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.

Bike ALTAN



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bana her zaman her konuda yol gösteren, bilimsel ve mesleki tecrübelerini esirgemeyen, daima destek olan değerli hocam ve tez danışmanım Sayın **Prof. Dr. Betül TUNCELLİ**'ye,

Doktora tez çalışmam boyunca bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen tez izleme komitemdeki değerli hocalarım, **Prof. Dr. Deniz ŞEN**'e, **Prof. Dr. Pınar KURSOĞLU** 'na,

Doktora eğitimim süresince katkılarından dolayı Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın tüm değerli **öğretim üyelerine** ve bu süreçte bana destek olan tüm çalışma **arkadaşlarıma**,

Tez çalışmam sırasında deneyler aşamasında katkısı olan **Dr. Burçin Karataşlı**'ya, CREADENT laboratuvarına, **Murat ÇAKMAK**'a, istatistiksel değerlendirmede yardımcı olan **Dr. Mikail Özdemir**'e ve SEM görüntülerim için Yıldız Teknik Üniversitesi Merkez Laboratuvarı **çalışanlarına**,

Hayatım boyunca olduğu gibi, doktora eğitimim ve tez çalışmalarım sırasında da bana sonsuz sevgi ve anlayış gösteren, varlığını ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen **sevgili aileme**,

Doktora eğitimim ve tez çalışmam süresince yardımını esirgemeyen, her aşamada yanımda olan **Dr. Şevki ÇINAR**'a,

teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 30164

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ	Xİ
SEMBOLLER/KISALTMALAR LİSTESİ	Xİİİ
ÖZET.....	XİV
ABSTRACT.....	XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller	2
2.1.1. Feldspatik Seramikler	2
2.1.2. Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler	3
2.1.3. Lityum Disilikat Kristalleri İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler	4
2.1.4. Nanoseramikler	4
2.1.5. Hibrit Seramikler	5
2.1.6. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler	6
2.1.7. Zirkonyum Oksit Polikristalin Seramikler.....	7
2.1.7.1. Standart Y-TZP Zirkonya	7
2.1.7.2. Monolitik Zirkonya.....	8
2.2. Zirkonya Esaslı Seramikler.....	10
2.2.1. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Mikroyapısı	10
2.2.2. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler	13
2.2.2.1. Zirkonyum Oksit Partiküllerinin Boyutu ve Şekli	13
2.2.2.2. Stabilizatör Oksit Miktarı	14
2.2.2.3. Isı	14
2.2.2.4. Nem.....	14
2.2.2.5. Zaman	14

2.2.2.6. Aşındırma ve Yüzey Uygulama İşlemleri	15
2.2.3. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Üretimi	16
2.2.3.1. Sinterlenmemiş Zirkonya Seramikler	16
2.2.3.2. Yarı sinterlenmiş Zirkonya Seramikler	16
2.2.3.3. Tam sinterlenmiş Zirkonya Seramikler	17
2.3. CAD-CAM Sistemler	18
2.3.1. CAD-CAM Sistemlerin Aşamaları	18
2.3.2. CEREC Sistemi.....	20
2.4. Yüzey İşlemleri.....	21
2.4.1. Mekanik Bağlantı Oluşturan Yüzey İşlemleri	21
2.4.1.1. Asitle Pürüzlendirme	21
2.4.1.2. Alüminyum Oksit Partikülleri ile Kumlama.....	22
2.4.1.3. Döner Aletlerle Pürüzlendirme	22
2.4.1.4. Lazer ile Pürüzlendirme	22
2.4.2. Kimyasal Bağlantı Oluşturan Yüzey İşlemleri	23
2.4.2.1. Tribokimyasal Silika Kaplama	23
2.4.2.2. Silan Bağlayıcı Ajanların Uygulanması	24
2.5. Lazer	24
2.5.1. Lazer Işınının Özellikleri	25
2.5.2. Lazerlerin Sınıflandırılması	25
2.5.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler.....	26
2.5.3.1. Argon Lazer	26
2.5.3.2. Diode Lazer.....	26
2.5.3.3. Nd:YAG Lazer.....	26
2.5.3.4. Er:YAG Lazer	26
2.5.3.5. Er,Cr:YSGG Lazer.....	27
2.5.3.6. CO ₂ Lazer	27
2.6. Zirkonya Seramiklerde Simantasyon.....	27
2.6.1. Adezyon	27
2.6.2. Adeziv Reçine Simanlar	28
2.6.2.1. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Adeziv Reçine Simanlar	28
2.6.2.2. Işıklı Polimerize Olan Adeziv Reçine Simanlar	29

2.6.2.3. Işık ve Kimyasal (Dual)Yolla Polimerize Olan Adeziv Reçine Simanlar	29
2.6.3. Self-adeziv Reçine Simanlar	30
2.7. Bağlanma Dayanımı	31
2.8. Bağlanma Dayanımının Dayanıklılığının Değerlendirilmesi	31
2.8.1. Suda Bekletme	32
2.8.2. Termal Döngü	32
2.9. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri.....	32
2.9.1. Makaslama (Shear) Testi	33
2.9.2. Mikromakaslama (Microshear) Testi.....	33
2.9.3. Çekme (Tensile) Testi.....	33
2.9.4. Mikroçekme (Microtensile) Testi	33
2.10. Materyal Yüzeyini İncelemede Kullanılan Analiz Yöntemleri	34
2.10.1. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM).....	34
3.GEREÇ VE YÖNTEM	35
3.1. CAD-CAM blokların yüzey işlemleri öncesi elde edilmesi	38
3.2. Örneklerin sinterizasyonu	38
3.3. Örneklerin akrilik kalıba yerleştirilmesi	39
3.4. Örneklerin yüzeylerinin düzeltilmesi.....	39
3.5. Deney gruplarının oluşturulması	40
3.6. Deney örneklerine yüzey işlemlerinin uygulanması.....	41
3.7. Yüzey işlemleri sonrası örneklerin SEM'de incelenmesi	43
3.8. Kompozit disklerin oluşturulması.....	44
3.9. Kompozit disklerin örneklere simante edilmesi	44
3.10. Termal döngü işlemi uygulanması.....	45
3.11. Örneklerin bağlanma dayanımlarının ölçülmesi.....	46
3.12. Başarısızlık tiplerinin incelenmesi.....	46
3.13. Elde edilen sonuçların istatistiksel analizi	47
4. BULGULAR.....	48
5.TARTIŞMA	75
KAYNAKLAR	88
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	107
ÖZGEÇMİŞ.....	108

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 3-1:	Çalışmada kullanılan materyaller	35
Tablo 3-2:	Çalışmada kullanılan cihazlar	36
Tablo 3-3:	Deney gruplarının oluşturulması.....	40
Tablo 4-1:	Yüzey işlemleri ile CAD-CAM blokların bağlanma dayanımlarının(MPa) karşılaştırılması	48
Tablo 4-2:	CAD-CAM blokların bağlanma dayanımı ortalamaları.....	51
Tablo 4-3:	Yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımı ortalamaları.....	51
Tablo 4-4:	Vita YZ HT blokların yüzey işlemlerine göre başarısızlık tiplerinin dağılımı	52
Tablo 4-5:	Sirona inCoris TZI blokların yüzey işlemlerine göre başarısızlık tiplerinin dağılımı.....	53
Tablo 4-6:	IPS e.max ZirCAD blokların yüzey işlemlerine göre başarısızlık tiplerinin dağılımı.....	53
Tablo 4-7:	Vita Suprinity blokların yüzey işlemlerine göre başarısızlık tiplerinin dağılımı	54
Tablo 4-8:	CAD-CAM blokları için için tek yönlü ANOVA testi	55
Tablo 4-9:	Yüzey işlemleri için tek yönlü ANOVA testi	55
Tablo 4-10:	Çift yönlü ANOVA testi	56
Tablo 4-11:	Vita YZ HT blokları için tek yönlü ANOVA testi.....	57
Tablo 4-12:	Sirona inCoris TZI blokları için tek yönlü ANOVA testi.....	57
Tablo 4-13:	IPS e.max ZirCAD için tek yönlü ANOVA testi.....	57
Tablo 4-14:	Vita Suprinity için tek yönlü ANOVA testi.....	57
Tablo 4-15:	Kontrol grubu için tek yönlü ANOVA testi.....	58
Tablo 4-16:	HF asit grubu için tek yönlü ANOVA testi.....	58
Tablo 4-17:	Kumlama grubu için tek yönlü ANOVA testi.....	58
Tablo 4-18:	Kumlama+Lazer grubu için tek yönlü ANOVA testi	58
Tablo 4-19:	Lazer grubu için tek yönlü ANOVA testi	58
Tablo 4-20:	Cojet grubu için tek yönlü ANOVA testi.....	58
Tablo 4-21:	Vita YZ HT blokları için post-hoc Tukey testi	59
Tablo 4-22:	Sirona inCoris TZI blokları için post-hoc Tukey testi	60
Tablo 4-23:	IPS e.max ZirCAD blokları için post-hoc Tukey testi.....	61

Tablo 4-24:	Vita Suprinity blokları için post-hoc Tukey testi.....	62
Tablo 4-25:	Kontrol grubu için post-hoc Tukey testi	63
Tablo 4-26:	HF asit grubu için post-hoc Tukey testi	63
Tablo 4-27:	Kumlama grubu için post-hoc Tukey testi	64
Tablo 4-28:	Kumlama+Lazer grubu için post-hoc Tukey testi.....	64
Tablo 4-29:	Lazer grubu için post-hoc Tukey testi.....	65
Tablo 4-30:	Cojet grubu için post-hoc Tukey testi	65



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1:	Dönüşüm sertleşmesi	13
Şekil 3-1:	Çalışmada kullanılan bloklar.....	37
Şekil 3-2:	Isomet 1000 (Buehler) hassas kesme cihazı.....	38
Şekil 3-3:	CAD-CAM bloklardan kesilerek hazırlanan örnekler	38
Şekil 3-4:	Sinterleme fırını	39
Şekil 3-5:	Akrilik içine yerleştirilen bloklar	39
Şekil 3-6:	Örneklerin yüzeylerinin düzeltilmesi	40
Şekil 3-7:	%9.5 HF asit.....	41
Şekil 3-8:	Örnek yüzeylerine kumlama işlemi uygulanması	41
Şekil 3-9:	Er:YAG lazer cihazı	42
Şekil 3-10:	Cojet kumu ve Cojet cihazı	43
Şekil 3-11:	Altın kaplama cihazı ve Taramalı elektron mikroskopu (SEM)	44
Şekil 3-12:	Kompozit disklerin oluşturulması	44
Şekil 3-13:	Theracem self-adeziv reçine siman	45
Şekil 3-14:	Kompozit disk yapıştırılan örnek	45
Şekil 3-15:	Termal döngü cihazı.....	45
Şekil 3-16:	Instron Universal test cihazında örneklere makaslama kuvvetinin uygulanması	46
Şekil 4-1:	Vita YZ HT blokların yüzey işlemlerine göre ortalama bağlanma dayanımı değerleri.....	48
Şekil 4-2:	Sirona inCoris TZI blokların yüzey işlemlerine göre ortalama bağlanma dayanımı değerleri.....	49
Şekil 4-3:	IPS e.max ZirCAD blokların yüzey işlemlerine göre ortalama bağlanma dayanımı değerleri.....	49
Şekil 4-4:	Vita Suprinity blokların yüzey işlemlerine göre ortalama bağlanma dayanımı değerleri.....	50
Şekil 4-5:	Yüzey işlemleri ile CAD-CAM blokların bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması	50
Şekil 4-6:	CAD-CAM blokların bağlanma dayanımı ortalamaları.....	51
Şekil 4-7:	Yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımı ortalamaları.....	52

Şekil 4-8:	Yapılan yüzey işlemi ile CAD-CAM blok türlerine göre gözlenen başarısızlık tipi yüzdeleri	54
Şekil 4-9:	Görülen başarısızlık tipleri (adeziv, koheziv, miks)	66
Şekil 4-10:	Vita YZ HT Kontrol grubu SEM görüntüsü	66
Şekil 4-11:	Vita YZ HT HF asit işlemi sonrası SEM görüntüsü	66
Şekil 4-12:	Vita YZ HT Kuşlama işlemi sonrası SEM görüntüsü	67
Şekil 4-13:	Vita YZ HT Kuşlama+Lazer işlemi sonrası SEM görüntüsü.....	67
Şekil 4-14:	Vita YZ HT Lazer işlemi sonrası SEM görüntüsü.....	67
Şekil 4-15:	Vita YZ HT Cojet işlemi sonrası SEM görüntüsü	68
Şekil 4-16:	Sirona inCoris TZI Kontrol grubu SEM görüntüsü	68
Şekil 4-17:	Sirona inCoris TZI HF asit işlemi sonrası SEM görüntüsü	68
Şekil 4-18:	Sirona inCoris TZI Kuşlama işlemi sonrası SEM görüntüsü	69
Şekil 4-19:	Sirona inCoris TZI Kuşlama+Lazer işlemi sonrası SEM görüntüsü.....	69
Şekil 4-20:	Sirona inCoris TZI Lazer işlemi sonrası SEM görüntüsü	69
Şekil 4-21:	Sirona inCoris TZI Cojet işlemi sonrası SEM görüntüsü	70
Şekil 4-22:	IPS e.max ZirCAD Kontrol grubu SEM görüntüsü	70
Şekil 4-23:	IPS e.max ZirCAD HF asit işlemi sonrası SEM görüntüsü	70
Şekil 4-24:	IPS e.max ZirCAD Kuşlama işlemi sonrası SEM görüntüsü	71
Şekil 4-25:	IPS e.max ZirCAD Kuşlama+Lazer işlemi sonrası SEM görüntüsü.....	71
Şekil 4-26:	IPS e.max ZirCAD Lazer işlemi sonrası SEM görüntüsü	71
Şekil 4-27:	IPS e.max ZirCAD Cojet işlemi sonrası SEM görüntüsü	72
Şekil 4-28:	Vita Suprinity Kontrol grubu SEM görüntüsü	72
Şekil 4-29:	Vita Suprinity HF asit işlemi SEM görüntüsü	72
Şekil 4-30:	Vita Suprinity Kuşlama işlemi sonrası SEM görüntüsü	73
Şekil 4-31:	Vita Suprinity Kuşlama+Lazer işlemi sonrası SEM görüntüsü.....	73
Şekil 4-32:	Vita Suprinity Lazer işlemi sonrası SEM görüntüsü	73
Şekil 4-33:	Vita Suprinity Cojet işlemi sonrası SEM görüntüsü	74

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

CAD-CAM	: Bilgisayar destekli tasarım-Bilgisayar destekli üretim
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
ISO	: Uluslararası standartlar örgütü
SiO ₂	: Silisyum dioksit
Al ₂ O ₃	: Aluminyum oksit
SiC	: Silikon Karbid
Si	: Silisyum
HF	: Hidroflorik asit
Y-TZP	: Yttrium ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristali
BIS-GMA	: Bisfenol-A-glisidilmetakrilat
UDMA	: Urethan dimetakrilat
HEMA	: Hidroksietilmetakrilat
TEG-DMA	: Tetraetileneglikol dimetakrilat
MDP	: 10-Metakriloksidetil dihidrojen fosfat
Er:YAG	: Erbium: Yttrium Aluminum Garnet
MPa	: Megapaskal
GPa	: Gigapaskal
N	: Newton
mm	: milimetre
µm	: mikrometre
Dk	: dakika
Sn	: saniye
Kv	: kilovolt
mJ	: Milijoule
Hz	: Hertz
W	: Watt

ÖZET

Altan, Bike. (2018). Zirkonya içerikli CAD-CAM blokların farklı yüzey işlemleri ile reçine simanla bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması.

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Amaç: Günümüzde protetik diş hekimliğinde estetik beklentilerin artması ve CAD-CAM teknolojisinde yaşanan gelişmelerle zirkonya içerikli seramik restorasyonların kullanımı yaygınlaşmaktadır. Bu doktora tez çalışmasının amacı, farklı yüzey işlemleri uygulanan zirkonya içerikli CAD-CAM blokların reçine simanla olan bağlanma dayanımının incelenmesidir.

Materyal ve Metod: Vita YZ HT, Sirona inCoris TZI, IPS e.max ZirCAD, Vita Suprinity bloklara kontrol, HF asit, kumlama, kumlama+lazer, lazer ve tribokimyasal silika kaplama (Cojet) olmak üzere 6 farklı yüzey işlemi uygulanmıştır. Kompozit diskler yüzey işlemi uygulanan örnekler self-adeziv reçine simanla yapıştırılmıştır. Örnekler termal döngü işlemi (5000 devir, 5-55 °C) uygulandıktan sonra makaslama testine tabi tutulmuştur. Başarısızlık tipleri SEM’de değerlendirilmiştir. Bağlanma dayanım değerleri çift yönlü ANOVA ve post-hoc Tukey testleri kullanılarak istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

Bulgular: Çalışmamızdaki 4 farklı CAD-CAM blok ile reçine siman arasındaki bağlanma dayanımları arasında, kullanılan blok tipi ve yüzey işlemleri açısından anlamlı bir ilişki saptanmıştır ($p<0,001$). Tüm gruplar arasında en yüksek bağlanma dayanım değeri Vita YZ HT bloklarda Cojet işlemi uygulandıktan sonra elde edilmiştir ($19,43\pm0,76$ MPa). Vita YZ HT, Sirona inCoris TZI, IPS e.max ZirCAD bloklarda HF asit ve lazer işlemlerinin bağlanma dayanımını kontrol grubuna göre arttırdığı fakat bu blokların yeterli bağlanma dayanımını oluşturamadıkları tespit edilmiştir. Vita YZ HT, Sirona inCoris TZI ve IPS e.max ZirCAD bloklar için Cojet işlemi kumlama işleminden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Sonuç: Vita YZ HT, Sirona inCoris TZI ve IPS e.max ZirCAD için en yüksek bağlanma dayanımı Cojet işleminden sonra elde edilirken, Vita Suprinity için en yüksek bağlanma dayanımı HF asit işleminden sonra bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: bağlanma dayanımı, CAD-CAM, monolitik zirkonya, self-adeziv reçine siman, yüzey işlemleri

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 30164

ABSTRACT

Altan, Bike. (2018). Effects of different surface treatments on the bond strength of resin cement to zirconia-based CAD-CAM materials.

İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Project. İstanbul. 2018.

Purpose: To assess the effect of surface treatments on the shear bond strength of resin cement to zirconia-based CAD-CAM materials.

Materials and Methods: Four CAD-CAM blocks (Vita YZ HT, Sirona inCoris TZI, IPS e.max ZirCAD, Vita Suprinity) were divided into six groups according to the surface treatment received: no treatment (control), 9.5% HF acid etching, sandblasting with 50 μm Al_2O_3 , sandblasting with 50 μm Al_2O_3 + Er:YAG laser irradiation, Er:YAG laser irradiation and Cojet. Composite resin cylinders were bonded to blocks with Theracem self-adhesive resin cement. All specimens were thermocycled (5000 cycles at 5°C/55°C). Shear bond test was performed using universal testing machine. Failure modes were examined using SEM. Data were analyzed statistically by using two-way ANOVA and post hoc Tukey's multiple comparison test.

Results: The bond strength was significantly affected by the surface treatment and the type of CAD-CAM blocks ($p < 0,001$). The highest shear bond strength for Vita YZ HT was reported in group Cojet ($19,43 \pm 0,76$ MPa). Tribochemical silica coating showed significantly better results rather than sandblasting in monolithic and Y-TZP zirconia groups. Monolithic zirconia (Vita YZ HT, Sirona inCoris TZI) had higher bond strength values than Y-TZP zirconia (IPS e.max ZirCAD) in sandblasting and Cojet groups.

Conclusion: Sandblasting and Cojet enhanced the bond strength of Vita YZ HT, Sirona inCoris TZI and IPS e.max ZirCAD. Also, HF acid etching established strong bond between Vita Suprinity and resin cement.

Key Words: bond strength, CAD-CAM, monolithic zirconia, self-adhesive resin cement, surface treatment

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No. 30164

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliğinde estetik beklentilerin artması ve CAD-CAM teknolojisinde yaşanan gelişmeler uzun zamandır kullanılan metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak diş renginde, biyolojik olarak uyumlu, metal altyapının sağladığı mekanik özelliklere sahip zirkonyanın kullanım alanı bulmasını sağlamıştır (Sciasci ve ark. 2015).

Zirkonya esaslı seramikler sabit protetik restorasyonlarda altyapı olarak kullanılabilmekte ve bu zirkonya altyapılara üstyapı seramiği uygulanmaktadır. Ancak bu restorasyonlarda üstyapı seramiğinde kohesiv kırılmalarla karşılaşmaktadır (Triwatana ve ark. 2011). Bu nedenle CAD-CAM sistemleri ile üstyapı seramiği olmadan üretilen monolitik zirkonya restorasyonları geliştirilmiştir (Beuer ve ark. 2012; Marchack ve ark. 2011; Tholey ve ark. 2011; Triwatana ve ark. 2012).

Monolitik zirkonya yüksek mekanik dayanıma sahiptir (Zhang ve ark. 2013). Yüksek translusentlik özelliğinden dolayı ön bölge estetik restorasyonlarda başarılı sonuçlar vermektedir (Batson ve ark. 2014; Salem ve ark. 2016). Monolitik restorasyonların CAD-CAM sistemleri teknolojisi ile tek seansta üretilmesiyle hasta başında geçirilen zaman azaltılmaktadır. Ayrıca geçici restorasyonlara gerek duyulmadığı için geçici simanın neden olduğu dentin kontaminasyonun önlenmesiyle adeziv başarı artmaktadır (Sahar ve ark. 2005; Ribeiro ve ark. 2011).

Zirkonya esaslı restorasyonların uzun dönem başarısı zirkonya ile reçine siman arasındaki adezyona bağlıdır. Zayıf bir adezyon sonucunda restoratif maddede oluşan çatlak, seramik ve reçine siman arayüzü boyunca ilerleyerek restorasyonun kırılmasına veya tamamen yerinden çıkmasına neden olabilir (Qeblawi ve ark. 2015). Adeziv diş hekimliğinde yaşanan gelişmeler zirkonya ile reçine siman bağlantısının güçlenmesine olanak tanımaktadır. Bu bağlantıyı güçlendirebilmek için zirkonya yüzeyine farklı yüzey işlemleri uygulanmaktadır (Paranhos ve ark. 2011).

Son yıllarda gelişen monolitik restorasyon anlayışı ile üretilen zirkonya içerikli CAD-CAM blokların reçine simanı ile bağlanma dayanımı ile ilgili yeterli çalışma bulunmamaktadır. Bu in-vitro doktora tez çalışmasında bu bloklara uygulanacak farklı yüzey işlemleriyle reçine simanla olan bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

Diş hekimliğinde ilk olarak feldspatik seramikler kullanılmış daha sonra kırılma dayanımının az olmasından dolayı lōsit ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler ortaya çıkmıştır. Zirkonyanın diş hekimliğinde kullanılır hale gelmesiyle hem estetik hem de kırılma dayanımı yüksek restorasyonlar elde edilebilmektedir. Zirkonyanın altyapı olarak kullanıldığında üstyapı ile yeterli bağlantının sağlanamaması sorunu ise monolitik zirkonyaların geliştirilmesiyle çözülmüştür. Tüm bu materyaller CAD-CAM sistemleriyle tasarlanıp üretilmektedir.

2.1. CAD-CAM SİSTEMLERDE KULLANILAN MATERYALLER

2.1.1. Feldspatik Seramikler

Feldspatik seramiklerden elde edilen bloklar endüstriyel olarak üretilmekte ve vakum altında sinterlenmektedir. Bu sebeple laboratuvarında sinterlenen seramiklere göre daha homojen bir mikroyapıya sahiptir (Giordano 2006). Kırılma dayanımı 150 MPa, elastik modülü 45 GPa'dır (Fasbinder 2012). Cam matrisi içerisindeki feldspar oranı %30'dur. Kimyasal yapısı; %56-64 SiO₂, %20-23 Al₂O₃, %6-9 Na₂O, %6-8 K₂O, %0.3-0.6 CaO, %0.1 TiO₂'den oluşmaktadır. Feldspatik seramikler ortalama 4 mikron büyüklüğünde partikül içeren ince grenli homojen bir malzemedir, bu nedenle abrazyon özellikleri mineye benzemektedir (Vita 2008).

Monokromatik, dikromatik ve polikromatik olarak 3 farklı feldspatik seramik blok bulunmaktadır. Dikromatik ve polikromatik bloklar, monokromatik blokların estetik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla üretilmiştir (Fasbinder 2010). Dikromatik blokların sahip olduğu küresel bir dentin çekirdeği ve etrafında translusent mine tabakası vardır. Polikromatik bloklar ile tek renk bloklara göre daha estetik restorasyonlar üretilmektedir. Farklı renk doygunluğu ve translusentlik özellikleri sayesinde doğal diş rengini taklit edebilme imkanı sunmaktadır (Reich ve Hornberger 2002; Vita 2008).

Feldspatik seramik bloklarla inley, onley, laminate veneer, ön-arka bölge kuron protezleri yapılabilirken köprü protezleri için yeterli kırılma direncine sahip değildir (Fasbinder 2010).

Sirona ve Vita firmalarının ürettiği çeşitli feldspatik bloklar piyasada bulunmaktadır. Sirona firmasına ait monokromatik ve polikromatik bloklar mevcuttur. Vita firmasının ürettiği monokromatik blok Vitablocs Mark II iken, dikromatik blok ise Vitablocs Reallife'tır. Polikromatik özelliğe sahip Vitablocs Triluxe'ün 3 farklı renk doygunluğu, Vitablocs Triluxe Forte'un ise 4 farklı renk doygunluğu özelliği bulunmaktadır.

2.1.2. Lössitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Lössitle güçlendirilmiş cam seramiklerin üretimi, seramiğin ısıtılma işlemi tabii tutularak, yapı içerisindeki feldsparın lösit kristallerine dönüşümü esasına dayanmaktadır. $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ yapısındaki cam tozlarına 900-1200°C arasında ısıtılma işlemi uygulanarak gren sınırlarında kristal odakları oluşturulmuş olur. Kristal odaklarının gren merkezine doğru büyümesiyle yapı içerisinde yaklaşık %40 oranında lösit kristali meydana gelir (Höland ve ark. 2003).

Lössitle güçlendirilmiş cam seramiklerin kırılma direnci 150-160 MPa, elastik modülü 62 GPa'dır. Yapı içerisinde %60-65 SiO_2 , %16-20 Al_2O_3 , %10-14 K_2O , %6.5-13.5 Na_2O ve renk pigmentleri ve diğer oksitler bulunmaktadır (Albakry ve ark. 2004).

Lössitle güçlendirilmiş cam seramik bloklarla laminate veneer, inley, onley, ön-arka bölge kuron protezleri üretilmektedir. Lössitle güçlendirilmiş cam seramik grubunda IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Almanya) bulunmaktadır (Fasbinder 2010).

2.1.3. Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kristalleri hacimsel kristalizasyon ile oluşmaktadır. Hacimsel kristalizasyon ile cam yapı içerisinde çekirdek oluşumunu sağlayan maddeler katılarak homojen dağılım gösteren kristal odaklarının oluşturulmasını sağlar. SiO_2 - Li_2O yapısındaki cam faza P_2O_5 eklenmesi sonucu lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) ve lityum ortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri meydana gelir. Kimyasal yapısı: %57-80 SiO_2 , %0-5 Al_2O_3 , %0,1-6 La_2O_3 , %0-5 MgO , %0-8 ZnO , %0-13 K_2O , %11-19 Li_2O , %0,5-11 P_2O_5 , %0-6 katkı maddeleri ve renk pigmentleridir (Höland ve ark. 2000; Ivoclar 2009).

CAD-CAM sistemleri ile kullanılan lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler parsiyel kristalizedir (Giordano 2006). Parsiyel kristalize bloklarda temel kristal faz olarak lityum metasilikat bulunmaktadır ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$). Parsiyel kristalizasyon, blokların kolay ve hızlı freze edilebilmesi ve frezeleme işlemi esnasında seramikte yeterli dayanımı oluşturmak için yapılmaktadır. %40 oranındaki lityum metasilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$) kristalleri seramiğe yaklaşık olarak 130 MPa dayanım kazandırmaktadır. Frezeleme işlemi sonrasında restorasyon 840°C 'de 20-25 dk ısıtılma işlemi tabi tutulur. Isıl işlem sonrasında lityum metasilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$) kristalleri lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kristallerine dönüşmektedir ve seramiğin kırılma dayanımı 360 MPa'a yükselmektedir (Höland ve ark. 2000; Ivoclar 2009).

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik blokların laminate veneer, inley, onley, ön-arka bölge kuren ve premolar bölgesine kadar 3 üyeli köprü protez yapımında kullanımı endikedir (Ivoclar 2009). Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik olan Ivoclar IPS e.max CAD, CAD-CAM sistemleri ile kullanılabilir.

2.1.4. Nanoseramikler

Lava Ultimate bloklar, seramik ve reçine matriksin nanoteknoloji yardımıyla biraraya getirilmesiyle üretilir. Nano; Latince'de çok küçük boyutlu anlamına gelmektedir. Metrenin milyarda birine karşılık gelen ölçü birimidir. Nanoteknoloji ise; en az bir boyutu nanometre ölçeğinde olan maddeyi atomik ve moleküler seviyede kontrol etmeyi ifade eden bilimdir. Maddelerin boyutu nano seviyeye indikçe fiziksel davranışlarında değişiklikler görülmekte ve kimyasal tepkimeye girme eğilimi

artmaktadır. Bu sayede, maddenin nano seviyedeki şekli, tanecik boyutu ve kimyasal özellikleri kontrol edilebilmektedir (Çıracı 2004).

Nanoseramik yapı materyalin %80'ini oluşturmaktadır. Bu yapı, 20 nm silika partikülleri ve 4-11 nm zirkonya partikülleri içermektedir. Reçine matriks içerisinde UDMA, BisGMA, Bis-EMA ve TEDGMA bulunmaktadır (Kassotakis ve ark. 2015; Fasbinder ve Neiva 2016).

Silan, organik reçine matriks ile inorganik seramik matriks arasında kimyasal bağlantı oluşturmaktadır. Lava Ultimate blokların üretimi sırasında silan bağlayıcı ajanlarla reçine matriksin nanoseramik yüzeyine kimyasal yolla bağlanması sağlanır. Reçine matriks ve nanoseramik yapı arasındaki bu bağlantıların sonucunda 'nanocluster' denilen nanopartikül demetleri meydana gelir (Kassotakis ve ark. 2015). Reçine matriks içerisinde bulunan nanopartikül yapı materyale kırılma ve aşınma dayanımı sağlamaktadır (Melo ve ark. 2013).

Lava Ultimate blokların bükülme dayanımı 200-220 MPa'dır. Elastiklik modülü 12.77 MPa'dır. Blokların sertlik değeri, doğal dişin sertlik değerine yakın olduğu için diş dokusunda az miktarda aşınma oluşturmazlar (Rocca ve ark. 2015; Awada ve Nathanson 2015). Lava Ultimate bloklar kuron, laminate veneer, inley ve onley restorasyonlarının üretiminde kullanılabilmektedir (Ab-Ghani ve ark. 2015).

2.1.5. Hibrit Seramikler

Hibrit sözcük anlamı olarak; karma, melez, iki veya daha fazla yapıdan oluşan anlamı taşımaktadır. Hibrit seramik materyaller yapısında organik ve inorganik komponentleri birarada bulundurmaktadır. İnorganik yapıyı seramik, organik yapıyı ise polimer matriks oluşturmaktadır. Vita Enamic bloklar organik ve inorganik yapıyı birarada bulunduran hibrit seramik bloklardır (Coldea ve ark. 2013).

Kompozit reçineler yapısında organik matriks ve inorganik doldurucuları birarada bulundurmaktadır. Fakat kompozit reçinelerde makro düzeyde bir birleşme söz konusuysa; hibrit seramiklerde, mikro veya moleküler düzeyde iki bileşen birarada bulunmaktadır. Mikro düzeydeki bu birleşme sonucu elde edilen yeni materyal, bileşenlerinin özelliklerinden farklı, yeni özelliklere sahiptir. Hibrit seramiklerdeki birleşme ile cam seramik yapı içerisinde oluşan çatlak ilerlemesinin, polimer yapı

sayesinde durdurulduğu öne sürülmektedir (Coldea ve ark. 2013; Zimmermann ve ark. 2012).

Hibrit seramik blokların %86'sı inorganik seramikten, %14'ü organik polimerden oluşmaktadır. İnorganik seramik kısım SiO_2 , Al_2O_3 , K_2O , Na_2O , ZrO_2 , B_2O_3 , CaO içermektedir. Organik polimer matriks ise; UDMA ve TEGDMA'dan oluşmaktadır (Hu ve ark. 2016; Della Bona ve ark. 2014).

Hibrit seramik blokların kırılma dayanımı yaklaşık 150 MPa'dır. Elastiklik modülü 30 GPa, sertlik değeri ise 2.5 GPa'dır. Blokların sertlik değeri, doğal dişin sertlik değerine yakın olduğu için diş dokusunda az miktarda aşınma oluşturmurlar (Zhi ve ark. 2016; Rohr ve ark. 2015).

Hibrit seramik blokların laminate veneer, kuron ve inley, onley restorasyonlarında kullanımı endikedir (Della Bona ve ark. 2014).

2.1.6. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Cam Seramikler

Vita Suprinity, cam seramiklerin yüksek estetik özellikleri ile zirkonyanın yüksek kırılma dayanımının biraraya getirilmesi amacıyla Vita firması tarafından üretilmiştir (Vita 2013). %56-64 SiO_2 , %15-21 Li_2O , %10 ZrO_2 içeriklidir. Bu materyalde lityum metasilikat ve lityum disilikat kristalleri ile zirkonyum oksit kristalleri içerikli camsı matriks birarada bulunmaktadır (Krüger ve ark. 2013; Zimmermann ve ark. 2012).

Lityum disilikat içerikli cam seramiklere göre daha homojen bir yapıya sahiptir. Lityum disilikat içerikli cam seramikler 1,5 μm kristal boyutuna sahipken, zirkonya infiltre lityum silikat cam seramikler 0,5-0,7 μm kristal boyutuna sahiptir (Rinke ve ark. 2016; Awad ve ark. 2015).

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiklerin döküm adı verilen üretim aşamasından sonra blok, cam yapıda ve kırılğan haldedir. Kırılğan olduğu için bu aşamada freze edilemez ve ön-ısıtma işlemi uygulanır böylece prekristalizasyon gerçekleştirilir. Prekristalizasyon aşamasında blokta kristaller oluşur ve bu kristaller giderek büyürler. Bu aşama sonunda bloklarda sadece zirkonya ve lityum metasilikat kristalleri bulunmaktadır (Denry ve Kelly 2014).

Prekristalizasyon aşamasından sonra bloklar bal rengindedir. Bloklar freze edildikten sonra elde uyumlamaları yapılır. Bu aşamada materyali aşındırması oldukça kolaydır. Bloklar 840°C’de 8 dakika boyunca son kristalizasyon için fırınlandıktan sonra cam matrikste lityum metasilikat ve lityum disilikat kristallerinden oluşan bir yapı meydana gelir. Kristalizasyon işlemi sonra erdikten sonra materyalin kırılma dayanımı yaklaşık 420 MPa’dır (Rinke ve ark. 2016; Denry ve Kelly 2014).

Piyasada, Vita Suprinity’nin prekristalize bloklarının yanı sıra, Dentsply firmasına ait olan tamamen kristalize halde Celtra Duo bloklar da bulunmaktadır. Bu bloklar freze edildikten sonra herhangi bir ısı işlem uygulanmaksızın kullanılabilir (Weyhrauch ve ark. 2015).

HT ve T olmak üzere iki farklı translüsentlik derecesi ve 8 farklı renk tonuna sahiptir. Laminate veneer, inley, onley ve ön-arka bölge kuron restorasyonlarında kullanımı endikedir (D’Arcangelo ve ark. 2016).

2.1.7. Zirkonyum Oksit Polikristalin Seramikler

2.1.7.1. Standart Y-TZP Zirkonya

Günümüz diş hekimliğinde kullanılan zirkonya blokların mikroyapıları incelenecek olursa; % 87-95 oranında ZrO_2 , % 4-6 oranında Y_2O_3 ve diğer oksitleri içerdiği görülmektedir. Kırılma dayanımı 900-1200 MPa arasında olup, elastiklik modülü ise yaklaşık 210 GPa’ dır (Fradeani ve ark. 2005). Bilgisayar destekli üretim yapan birçok sistemde farklı ebatlara sahip zirkonyum oksit bloklar mevcuttur.

IPS e.max ZirCAD

IPS e-max (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) sistemi, basınçlı enjeksiyon sistemi ile CAD-CAM teknolojisinin olumlu özelliklerini birleştirmiş, materyale üstün estetik ve dayanıklılık özelliklerini kazandırmıştır. IPS e.max ZirCAD (yitrium oksit ile kısmen stabilize edilmiş (Y-TZP), yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit bloklardır. Yüksek kırılma tokluğuyla birlikte, materyalin 850-1200 MPa değerindeki bükülme dayanımı sayesinde restorasyonların kalınlığı belirgin derecede azaltılabilmektedir. Sonuç olarak, diş dokusunu koruyan preparasyonlar ve konvansiyonel simantasyon

mümkün hale gelmektedir. İnce restorasyon duvarları ile optimum translusentlik sağlanabilmektedir. Üretilen restorasyonlar, glazürlenebilmekte, boyanabilmekte veya tabakalanabilmektedir.

IPS e.max ZirCAD'in polikromatik formu da mevcuttur. IPS e.max ZirCAD MT Multi, tabakalama seramiğine ihtiyaç kalmadan monolitik kuron ve köprü protezlerinde kullanılabilmektedir.

Blokların sinterizasyonu Sintramat sinterleme fırınında (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) yapılmaktadır. Ön ve arka kuron ve köprü protezlerinde kullanımı endikedir (Conrad ve ark. 2007).

2.1.7.2. Monolitik Zirkonya

Monolitik zirkonya blokların yapısı konvansiyonel zirkonya bloklara benzerlik göstermekle beraber bazı farklılıklar göstermektedir. Monolitik zirkonyalarda tanecik çapı küçültülmesiyle ışık geçirgenliği artırılıp kırılma dayanımını artırılmıştır. Bu durum düşük ısı bozunmasına karşı zirkonyanın direnç kazanmasını sağlamıştır. Teknolojik gelişmelerle iç yapıda karşılaşılan çatlak ve defektler azaltılmıştır (Kocjan ve ark. 2015). Konvansiyonel zirkonyaların ortalama tanecik boyutu 1 µm ve üzerinde iken, yeni nesil monolitik zirkonya blokların ise ortalama tanecik boyutu 0,2-0,8 µm arasında değişmektedir (Klimke ve ark. 2011).

Monolitik zirkonya bloklar, yüksek dayanıklılık ve translusentlik özelliğine sahiptir. Polikristalin seramiklerin translusentliği materyalin kimyasal yapısına ve mikroyapısına göre değişir. Materyallerin içerisindeki düzensiz partiküller ve poroziteler ise ışık geçirgenliğini azaltır. Standart zirkonya blokların içeriğinde dayanıklılığını arttıran ancak optik özelliklerini olumsuz yönde etkileyen organik bağlayıcılar bulunmaktadır. Monolitik zirkonya blokların yapısında bulunan atomlar, organik bağlayıcı olmaksızın içiçe geçmektedir. İçeriğindeki alumina oranının %0,01'e düşürülmesi ve nanopartikül yapı nedeniyle porozite içermemesi ışık geçirgenliğini arttırmaktadır. Üstyapıya ihtiyaç duyulmadan restorasyonların üretilmesi zirkonya altyapı ile üstyapı arasındaki bağlantı probleminin önüne geçilmesini sağlamıştır. Monolitik zirkonya hem altyapı materyali olarak uygulanabilmekte hem de üstyapı porseleni olmadan tek parça halinde kullanılabilmektedir. İnterokluzal mesafenin yeterli

olmadığı vakalarda, restorasyonun 0.3-0.5 mm incelikte olacak şekilde kullanım endikasyonu bulunmaktadır (Zhang ve ark. 2013).

Piyasada bulunan bazı monolitik zirkonya bloklar Prettau Zirconia (Zirkonzahn), inCoris TZI (Sirona), Ceramill Zolid (Girrbach), Vita YZ HT (Vita), Bruxzir (Glidewell)'dir.

Sirona inCoris TZI

Tam anatomik restorasyonların üretilmesinde kullanılan translusent zirkonyum oksit bloklardır. inCoris TZI ile inLab kullanılarak, dokuz üyeye kadar kuron ve köprü üretilmektedir. Yüksek translusentlik özelliği sayesinde ilave bir üstyapı gerektirmemektedir.

Mono L 20x19, 40x19 ve 55x19 olmak üzere 3 farklı boyutu ve tüm renklerde özel renklendirme likitleri mevcuttur. Restorasyon ve antagonist dişler arasında sınırlı yer olması gibi durumlarda kullanılabilir. inLab MC XL ve CEREC MC XL frezeleme üniteleriyle cilalanabilmekte ve frezelenabilmektedir. inFire HTC hızlı fırınıyla yarım çalışma günü içerisinde restorasyonlar tamamlanabilmektedir (Sirona 2017).

Vita YZ HT

Vita YZ HT yüksek kırılma dayanımına (yaklaşık 1,200 MPa) ve yüksek translusentliğe sahip zirkonya bloktur. Piyasada disk ve blok şeklinde bulunmaktadır. Renkli olanları (Vita YZ HT Color) ve sonradan renklendirilme seçeneği sunan çeşitleri (Vita YZ HT White) mevcuttur. Vita YZ HT Color A1, A2, A3 olmak üzere 3 farklı renk tonu ile piyasaya sürülmüştür. Vita YZ HT White ise A1-D4 arası 16 farklı renklendirme likitiyle istenilen renkte kullanılabilir.

Disk formunda olanları 12, 14, 16, 18, 25 mm boyutlarında, blok formunda olanları ise 20/19, 40/19, 55/19, 65/25 boyutlarında üretilmiştir. Vita Zyrcomat 6000 fırınında 1450°C'de sinterlenmektedir. Monolitik ön ve arka köprü protezi restorasyonlarda kullanımı endikedir (Vita 2017).

2.2. ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER

Zirkonyumun atomik ağırlığı 91,22, atom numarası 40'tır. Sembolü Zr'dir. Periyodik tablonun 4B grubunda yer almaktadır. Ergime noktası 1852 °C, kaynama noktası 3580 °C ve yoğunluğu 6,49 g/cm³'tür.

Zirkonyum, doğada serbest halde değil genellikle mineralleri şeklinde mevcuttur. Bunlar; zirkonyum oksit (ZrO₂) ve zirkonyum silikat (ZrSiO₄)' tır. Zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit olarak da isimlendirilmektedir. Zirkonyum silikatın diğer adı zirkon'dur (Piconi ve Maccauro 1999).

Zirkonyanın bükülme dayanımı ortalama 900-1200 MPa'dır. Zirkonyanın elastiklik modülü yaklaşık 200 MPa'dır. Vickers sertliği ise diş hekimliği alaşımların 4-5 katıdır. (Guazzato ve ark. 2004).

Sertlik, aşınma direnci gibi yüksek mekanik özellikleri yanında ısısal değişimlere dayanıklılığı ve korozyona direnci nedeniyle önceleri endüstride kullanılmıştır. Biyomateryal olarak 1960'lı yıllarda kullanılmaya başlanmıştır (Christel ve ark. 1988).

Zirkonyum oksit, 1990'ların başında diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır.

2.2.1. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Mikro yapısı

Stabil Olmayan Saf Zirkonyum Oksit

Zirkonyum oksit monoklinik (m), tetragonal (t) ve kübik (k) olmak üzere üç farklı kristal yapıya sahip bir materyaldir. Saf zirkonyum; oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunur ve bu faz 1170°C' ye kadar stabildir. Bu sıcaklık değerinin üzerinde 1170-2370°C arasında stabil olan tetragonal forma, 2370°C' nin üzerine çıktığında ise kübik forma dönüşmektedir (Christel ve ark. 1988; Christel ve ark. 1999; Kelly ve ark. 1996). Zirkonyum oksit fırınlama sıcaklığında tetragonal, oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunur. Fırınlama sonrasında soğuma aşamasında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm gerçekleşir. Faz dönüşümü sırasında meydana gelen %3-5'lik hacim artışı sonucunda yapı içindeki çatlakların uç kısımlarında baskı gerilimleri oluşur. Bu baskı gerilimleri materyal içinde bulunan daha büyük çatlakların ilerlemesini engeller ve böylece materyalin dayanıklılığı artmış olur (Gupta ve ark. 1978; Piconi ve Maccauro

1999; Tinschert ve ark. 2001). Fakat bu t-m faz dönüşümü kontrol altına alınamazsa meydana gelen hacim artışı ileri derecede kırıkların oluşmasına sebep olabilir. Bunun için zirkonyum oksit oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulmalıdır. Tetragonal faz, sadece yüksek sıcaklıklarda stabil halde bulunmaktadır. Tetragonal fazın oda sıcaklığında stabil halde bulunabilmesi için yapıya çeşitli metal oksitler eklenmektedir. Böylece parsiyel stabilize edilmiş zirkonyum oksit elde edilmiş olur (Meyenberg ve ark. 1995; Piconi ve Maccauro 1999; Lohbauer ve ark. 2008).

Parsiyel Stabilize Edilmiş Zirkonyum Oksit

Isıl işlemlerin uygulanması sonucunda oluşan kübik fazın, oda sıcaklığında stabilize edilebilmesi amacıyla saf zirkonyuma düşük miktarda CaO eklenmiştir. Daha sonra yapıya CaO yerine CeO_2 , Y_2O_3 ve MgO gibi stabilize edici oksitler ilave edilmiştir (Casucci ve ark. 2009; Cavalcanti ve ark. 2009; Lohbauer ve ark. 2008)

Y_2O_3 diğer stabilize edici oksitlerden daha üstün mekanik özellikleri bulunduğu için daha fazla tercih edilmektedir. Saf zirkonyuma % 2-3 oranında Y_2O_3 ilave edildiğinde, oda sıcaklığında tetragonal fazdan oluşan ve çok ince partikül boyutlarına sahip tetragonal zirkonyum oksit polikristali (Y-TZP) elde edilir (Casucci ve ark. 2009; Cavalcanti ve ark. 2009). Tetragonal faz, oda sıcaklığında stabilize edilse bile yapı içinde tetragonal fazın tekrar monoklinik faza dönüşümünü sağlayacak bir enerji vardır (Gokce ve ark. 2007; Pagniano ve ark. 2005). Materyalin mekanik özellikleri, partikül boyutu ile ilave edilen Y_2O_3 miktarından etkilenmektedir.

Tam Stabilize Zirkonyum Oksit

Saf zirkonyanın içine %13,75 Y_2O_3 , %5,86 MgO , %7,9 CaO ilave edildiğinde tam stabil zirkonya elde edilmiş olur. Tam stabil zirkonya içerisinde sadece kübik faz bulunmaktadır ve oda sıcaklığından 2500°C'ye kadar hiçbir faz değişimi göstermez. Stabilize zirkonya, arttırılmış sertlik özelliği ve ısı değişimlerine direncinin yüksek olması nedeniyle endüstride kullanılır. Diş hekimliğinde herhangi bir kullanım alanı yoktur (Denry ve Kelly 2008).

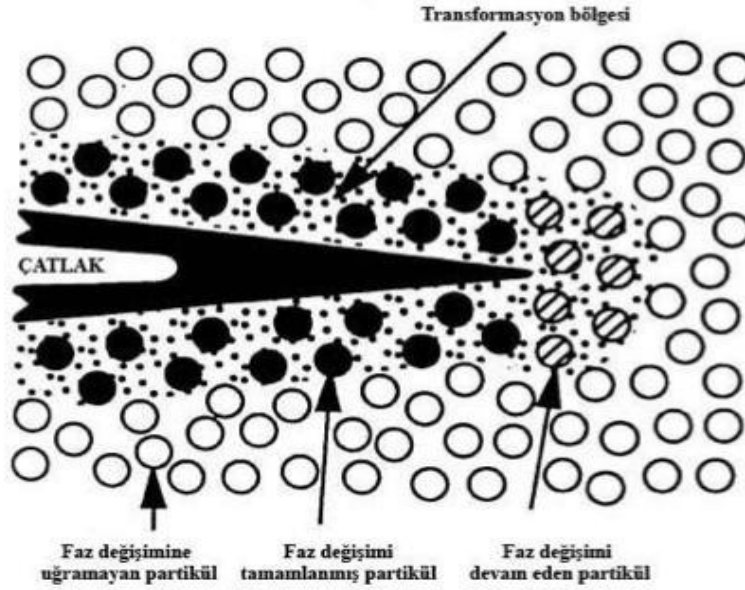
Zirkonyum oksit yapının kuvvetler karşısında kırılma dayanımını ‘ısı genleşme katsayısı farkı’ ve ‘iç stres oluşumu’ teorileri açıklamaktadır.

1. Isı genleşme katsayısı farkı

Zirkonyum oksit materyalinin içindeki tetragonal fazın termal genleşme katsayısı $6,5 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ iken, kübik fazın termal genleşme katsayısı ise $10,5 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ ’dir. Tetragonal ve kübik faz arasındaki termal genleşme katsayısı farkından dolayı ısı işlemler esnasında yapı içerisinde mikro çatlaklar oluşmaktadır. Bu mikro çatlaklar, iç basınç oluşturarak daha büyük çatlak oluşumuna neden olacak enerjiyi dağıtmakta ve çatlakların ilerlemesine engel olmaktadır (Piconi ve Maccauro 1999).

2. İç stres oluşumu

Tetragonal yapıdaki parsiyel stabilize zirkonyum oksit materyaline baskı uygulandığında, tetragonal faz daha hacimli olan monoklinik faza dönüşür. Bu tetragonal-monoklinik faz dönüşümü esnasında kristallerde % 3-5 oranında hacim artışı meydana gelir ve yapının içerisindeki çatlakların uç bölgelerinde baskı gerilimleri oluşur. Oluşan baskı gerilimleri, materyal içerisindeki daha büyük çatlakların ilerlemesini engelleyerek materyalin dayanımını artırır (Gupta ve ark. 1978; McLaren 1999; Piconi ve Maccauro 1999; Tinschert ve ark. 2001). Zirkonyum oksit dönüşüm sertleşmesi adı verilen bu özelliği ile diğer polikristalin seramiklerden ayrılır ve bu sayede yüksek kırılma dayanımı özelliğine sahiptir (Şekil 2-1) (Evans ve Heuer 1980; Piconi ve Maccauro 1999).



Şekil 2-1 : Dönüşüm sertleşmesi

2.2.2. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

Zirkonyum oksit partiküllerin boyutu ve şekli, stabilizatör oksitin miktarı, zaman, ısı, nem ve yüzey uygulama işlemleri zirkonyum oksitin mekanik özelliklerini etkileyen faktörlerdir.

2.2.2.1. Zirkonyum Oksit Partiküllerinin Boyutu ve Şekli

İdeal kırılma dayanımı sağlayabilmek için materyalin partikül boyutu 0,3 μm olmalıdır (Heuer ve 1982). Yapı içerisindeki stabilizatör oksit miktarının artırılması, partikül boyutunun artmasına ve yapının mekanik özelliklerinde bozulmaya neden olur. Partikül boyutunun artması t-m faz dönüşümüne sebep olur. Eğer yapı içindeki partikül dağılımın ince grenli ve homojen olması sağlanabilirse bu dönüşüm kompanse edilebilir (Piconi ve Maccauro 1999). Y-TZP seramiklerde en yüksek kırılma dayanımı elde edebilmek için, yapı içersine %2 oranında Y_2O_3 ilave edilmesi ve zirkonyum oksit partikül boyutunun 0,3 μm olması gerektiği bildirilmiştir (Piwowarczyk ve ark. 2005).

Partikül boyutu eşit olan iki materyalin kırılma ve bükülme dayanımı ise, yapı içindeki porozite miktarına bağlı değişiklik gösterir. Porozite miktarı arttıkça materyalin

mekanik dayanımı azalır ve çatlak ilerlemesi küçük partiküller arasındaki boşluklardan başlar (Matinlinna ve ark. 2006).

2.2.2.2. Stabilizatör Oksit Miktarı

Stabilizatör oksitin gren büyüklüğünün ve miktarının artması faz değişimini hızlandırmaktadır. ZrO_2 'nin mekanik özelliklerini arttırmak amacı ile yapıya düşük oranda CaO , MgO , Y_2O_3 gibi stabilize edici oksitler ilave edilmeli ve bu oksitlerin ZrO_2 içinde homojen olarak dağılımı sağlanmalıdır. Yapılan çalışmalar en iyi mekanik özelliklerin, yapının içerisine %2 oranında Y_2O_3 ilave edilmesi ile sağlandığını göstermektedir. Yttriyum oksit oranı artırılınca tetragonal faz oranı azalmakta, gren boyutu artmakta ve sonuç olarak yapının stabilitesi bozulmaktadır. Ayrıca, yttriyum oksit oranının artırılması sinterleme ısını düşürmektedir. Düşük ısıda sinterlemenin gerçekleştirilmesi yapıdaki porozite oranını artırarak kırılma dayanımının azalmasına sebep olmaktadır (Robin ve ark. 2002; Saygılı ve ark. 2003).

2.2.2.3. Isı

Isı artışı t-m faz dönüşümüne neden olduğundan dolayı Y-TZP'nin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir (Sato ve ark. 2007). Bu faz dönüşümü için kritik sıcaklık aralığı 200-300°C olarak belirlenmiştir (Zhu ve Zhang 1999). Materyal 100-400°C sıcaklıkta uzun süre tutulduğunda düşük ısı bozunması meydana gelir. Yaşlanma da denilen bu olay sonucu tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm gerçekleşmekte ve materyalin mekanik özellikleri bozulmaktadır (Piconi ve Maccauro 1999).

2.2.2.4. Nem

Nemin tek başına zirkonyum oksitin mekanik dayanımını etkilemediği, yüksek sıcaklığın nem ile beraber t-m faz dönüşümü arttırdığı düşünülmektedir (Piconi ve Maccauro 1999).

2.2.2.5. Zaman

Seramiklerin uzun dönem stabilite göstermeleri; çatlak ilerlemesi ve su ile oluşturduğu korozyona bağlıdır. Ağız içerisinde tükürük ve camın reaksiyona girmesiyle cam matrikste bozulmalar ve çatlak oluşumu başlar. Y-TZP gibi cam yapıda olmayan polikristalin yapılar ise nemli ortamlarda zamanla yaşlanma eğilimi içindedirler. Yaşlanma; mekanik özelliklerin zarar görmesi ve tetragonal fazın

kontROLSÜZ olarak monoklinik faza dönüşmesi şeklinde tanımlanmaktadır (Piconi ve Maccauro 1999). Swab yaşlandırma aşamalarını şu şekilde özetlemiştir:

- Kritik sıcaklık aralığı 200 °C ile 300 °C arasındadır.
- Yaşlanma sonucunda yapının dayanıklılığı, doygunluğu ve yoğunluğu azalır, monoklinik faz miktarı artar.
- T-m faz dönüşümü materyalin yüzeyinden içerisine doğru ilerler.
- T-m faz dönüşümü nedeniyle yapının mekanik özellikleri bozulur; mikro ve makroçatlaklar oluşur.
- Su veya nem varlığı t-m faz dönüşümünü artırır.
- Stabilize edici oksit miktarındaki artış ve partikül boyutunun azalması t-m faz dönüşümünü azaltır (Swab 1991).

2.2.2.6. Aşındırma ve Yüzey Uygulama İşlemleri

Aşındırma: Zirkonyum oksite aşındırma işlemi uygulandığında t-m faz dönüşümü meydana gelir (Guazzato ve ark. 2005). Aşındırma işlemi yüzeydeki tabakada artık baskı gerilimleri oluşturarak materyalin dayanıklılığını artmasını sağlar. Fakat bu tabakanın kalınlığının çok fazla artması, alt tabakalarda çatlak oluşumuna sebep olur (Denry 1996; Denry ve Kelly 2008). Bu çatlakların uzunluğu, yüzeyin aşındırılması ile oluşan baskı tabakasını geçerse materyalin dayanıklılığı azalır (Kosmac ve ark. 1999). Kullanılan frezlerin gren sayısı, şekli ve aşındırıcılığı materyalin mekanik özelliklerinde değişiklikler oluşturabilir (Luthardt ve ark. 2004). Aşındırma işlemi esnasında meydana gelen yüksek ısı, materyalin bükülme dayanımını etkilemektedir. Isı arttıkça tersine m-t faz dönüşümü gerçekleşir (Ardlin 2002).

Kumlama: Kumlama işlemi, aşındırma işlemine oranla daha hassas bir işlemdir. Kumlama ile yüzeyden az miktarda materyal kaldırılmakta, daha az ısı artışı oluşmaktadır. Kumlama işlemi ile meydana gelen çatlaklar, yüzeyde oluşan baskı tabakasını geçemedikleri için kumlama işlemi materyalin bükülme dayanımını arttırmaktadır (Blatz ve ark. 2004). Bir çalışmada, zirkonyum oksit örneklerine yapılan kumlama işleminin bükülme dayanımını arttırdığı, aşındırma işleminin ise bükülme

dayanımını azalttığı belirtilmiştir (Kosmac ve ark. 1999). Başka bir çalışmada ise, kumlama işlemi uygulanan örneklerde monoklinik fazın artmasına bağlı olarak bükülme dayanımının arttığı bildirilmiştir. Monoklinik faz dönüşümü, yüzeyde baskı tabakasının oluşmasını sağlayarak kumlama işlemi sonrasında oluşan çatlakların, yapının dayanımını bozmasını engellemektedir (Guazzato ve ark. 2005).

Cilalama: Cilalama işlemi sırasında yüzeyde oluşabilecek çatlaklar materyalde artık stresleri tetikleyebilmektedir. Ancak oluşan artık stresin tipine ve miktarına bağlı olarak yüzeyde yaşlanmaya karşı dayanıklılık sağlayan baskı tabakası da oluşabilir. Aşındırma sonrası yapılan cilalama işlemi yüzeydeki çiziklerin ve çatlakların oranını ve şiddetini azaltarak bükülme dayanımında olumlu etki yaratabilir (Luthardt ve ark. 2002; Papanagiotou ve ark. 2006). Cilalama işlemi sırasında uygulanan kuvvetin faz dönüşümüne sebep olacak düzeyde olmadığı ve cilalama işlemi esnasında ters faz dönüşümüne neden olacak kadar yüksek bir sıcaklık artışı oluşmadığı belirtilmiştir (Papanagiotou ve ark. 2006).

2.2.3. Zirkonya Esaslı Seramiklerin Üretimi

Dış hekimliğinde kullanılan zirkonya esaslı seramik bloklar, benzer kimyasal birleşimlere sahip olup farklı üretim şekilleriyle elde edilebilirler. Zirkonya esaslı seramik bloklar üretim şekillerine göre 3 farklı grupta incelenmektedir.

2.2.3.1. Sinterlenmemiş zirkonya seramikler

Y-TZP tozunun basınçsız olarak preslenmesi ile üretilmektedir. Üretim aşamasında materyalin herhangi bir sinterleme işlemine tabi tutulmadan sadece basınç uygulanarak sıkıştırılması sonucu hazırlanmaktadır. Restorasyon kullanılan bloğun sinterleme sonrası büzülmesi hesaplanarak, %20-25 oranında daha hacimli hazırlanır. Blokların aşındırılmasının ardından, restorasyona sinterleme işlemi uygulanır. Bu bloklar susuz olarak, karbid frezler kullanılarak kazınabilir (Witkowski 2005).

2.2.3.2. Yarı sinterlenmiş zirkonya seramikler (non-HIP zirkonya)

Y-TZP tozunun üretilmesi esnasında blokların preslenebilmesi için içeriğinde bağlayıcı madde bulunmaktadır ve bu bağlayıcı pre-sinterizasyon sırasında elimine olmaktadır. Ayrıca ZrO_2 'den ayrılması oldukça güç olan HfO_2 , tozun içerisinde %2 oranında bulunmaktadır. Blok üretimi sırasında zirkonya tozu ısı uygulanmadan

basınçla sıkıştırılır ve 1350-1550°C’da 2-5 saat süreyle ön sinterleme işlemine tabi tutulur.

Üretici firma tarafından ön sinterleme safhasının kontrol edilmesi gerekmektedir. Bu aşamada uygulanan sıcaklık derecesi ve hızı materyalin özelliklerini etkilemektedir. Isıtma işlemi olması gerekenden daha hızlı yapılırsa blokta çatlaklara sebep olabilmektedir. Pre-sinterizasyon işleminin olması gerekenden daha farklı derecede yapılması bloğun sertlik ve aşındırılabilirlik özelliklerini etkilemektedir (Denry ve Kelly 2008).

Yarı sinterlenmiş bloklar %40 yoğunluğa sahiptirler. Sinterleme işlemi tam olarak uygulanmadığından dolayı yapı porözdür ve zayıf mekanik özelliklere sahiptir. Yarı sinterlenmiş zirkonya blokların üretimi esnasında, sinterleme sırasında meydana gelen büzülme henüz gerçekleşmediği için hazırlanan restorasyonlar esas boyutundan daha büyük boyutlar olacak şekilde su soğutmalı veya soğutmasız olarak kazanır.

Aşındırma sonrası altyapı, kullanılan sisteme özgü sinterleme fırınında 1350°C-1500°C sıcaklıkta sinterlenir. Sinterleme sırasında poröz zirkonyum yapı normalden daha büyük hazırlanan modelajı kompanse edecek şekilde yaklaşık %20-25’lik bir büzölmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir (Raigrodski 2004; Denry ve Kelly 2008).

2.2.3.3. Tam sinterlenmiş zirkonya seramikler (HIP/ Hot-isostatically pressed)

HIP zirkonyum bloklar elde edilirken materyal önce 1500°C’da sinterlenir ve %95 yoğunluğa ulaşır. Daha sonra partiköl yoğunluğunu arttırmak için 1000 bar basınç altında 1400°C-1500°C’de izostatik bir ortamda genellikle argon gazı kullanılarak ısıtılır (Piconi ve ark. 2006). Yapı bu işlem sonunda gri-siyah rengini alır, daha sonra oksitlenip beyazlaşınca dek atmosfer basıncı altında sinterleme işlemine tabi tutulur. Sinterlenme işlemi bittiğinde HIP bloklar %99 yoğunluğa sahip olmaktadır (Denry ve Kelly 2008).

HIP zirkonyum bloklar aşındırma işlemleri yapılmadan önce sinterlendiği için büzölme bu esnada meydana gelir. Bu nedenle restorasyonun yapımı sırasında modelajın yarı-sinterlenmiş seramiklerde olduğu gibi esas boyutundan daha büyük değil gerçek boyutlarında hazırlanması gerekir. (Tinschert ve ark. 2001).

2.3. CAD-CAM SİSTEMLER

CAD-CAM, ‘Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing’ kelimelerinin baş harflerinin kısaltılmış hali olup Bilgisayar Destekli Tasarım-Bilgisayar Destekli Üretim anlamına gelmektedir. Veriler optik tarayıcılar ile toplanmakta ve bilgisayar yazılımı ile üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmektedir (O’Brien 2002).

Bilgisayar ile tasarım ve üretim teknolojisi 1980’lerden sonra diş hekimliğinde gelişme göstermeye başlamıştır. CAD-CAM sistemler dijital sistemlerde üç boyutlu verilerin toplanması, bilgisayar ortamında dizayn edilmesi ve freze üretim aşamalarını kapsar. Sistemler üretim yöntemlerine göre 3 gruba ayrılır.

Klinikte kullanılan yöntemde, hasta başında ağız içi tarayıcılar ile prepare edilen diş taranarak, restorasyon klinikte hazırlanır. Bu gruba CEREC, E4D ve 3Shape örnek olarak verilebilir.

Laboratuvarda kullanılan sistemlerde ise, geleneksel yöntemlerle alınan ölçüden veya alçı modelden taranır. Genellikle altyapı dizaynı yapılır. Altyapı üzerine seramik ekleme işlemi teknisyen tarafından yapılır. Cerec inLab, DCS Preci-fit, Cercon, Everest sistemleri bu gruptadır.

Üretim merkezli CAD-CAM sisteminde ise, laboratuvarda model taraması yapılır ve veriler internet aracılığıyla ana merkeze yollanır. Restorasyonun altyapısı hazırlanır, geri kalan diğer işlemler laboratuvarda yapılır. Procera ve Lava sistemleri bu gruba örnektir (Strub ve Beschnidt 2006).

2.3.1. CAD-CAM Sistemlerin Aşamaları

Verilerin Elde Edilmesi

Diş hekiminin yapmış olduğu diş preparasyonunun, komşu ve okluzyondaki dişlerin ağız içinden veya modelden taranması işlemidir. CAD-CAM sistemlerinde veri elde etmek için iki yöntem kullanılmaktadır (Strub ve ark. 2006; Tinschert ve ark. 2004). Bu yöntemler ‘chair side’ ve ‘lab side’ olarak adlandırılmaktadır.

‘Chair side’ yöntemde; üç boyutlu görüntü almaya imkan sağlayan ağız içi kamera yardımıyla prepare edilen diş bilgisayar ekranına yansıtılır. Bu yöntem ‘direkt teknik’ olarak da adlandırılmaktadır. Restorasyon tasarlandıktan sonra freze ünitesine aktarılır. Bu teknikte, diş preperasyonundan simantasyon işlemine kadar olan aşamalar tek seansta gerçekleşmektedir.

‘Lab side’ yöntemde; hem mum modelajı hem de ölçüyü tarayabilen bir optik tarayıcı mevcuttur. Geleneksel yöntemlerle ölçü alındıktan sonra alçı model elde edilir ve taranarak sanal model hazırlanır. Elde edilen sanal model üzerinde restorasyon tasarımı gerçekleştirilir ve freze ünitesine aktarılır (Nathanson 1994; Polansky ve ark. 1999; Mörmann 2006).

Restorasyonun Tasarımı

Diş hekimliğinde kullanılan CAD-CAM sistemlerinde, tarama ve 3 boyutlu veri toplama işlemleri tamamlandıktan sonra restorasyonun tasarımı yapılmaktadır. Her CAD-CAM sistemi restorasyonun tasarımı için kendi bünyesinde özel bir yazılıma sahiptir. Bu tip yazılımlar sadece kullanılan cihaza özgü olup, diğer bir sistem ile uyumlu değildir. Bu özel yazılımlar ile, restorasyonun tasarımı yazılımın data bankasından seçilen bir modelaj ile yapılabilir. Seçilen modelaj üzerinde ekleme, çıkarma, modelajın eğiminde ve pozisyonunda düzeltme işlemleri gerçekleştirilebilir (Tinschert ve ark. 2004; Luthardt ve ark. 2005; Strub ve ark. 2006).

Restorasyonun Üretimi

Bilgisayar kontrolünde olan freze makineleri yardımıyla restorasyonun oluşturulmasıdır. Restorasyonun tasarımı tamamlandığında, CAD yazılımı sanal modeli CAM birimine ileterek restorasyonun üretimini başlatmaktadır. Günümüzde kullanılan CAD-CAM sistemlerinde restorasyonlar, su soğutması altında, sistem için hazırlanmış blokların, çeşitli boy ve şekillerdeki elmas disk ve frezler ile aşındırılması sonucunda elde edilir (Beuer ve ark. 2008).

Günümüzde en çok kullanılan tek seans CAD-CAM sistemi CEREC’tir.

2.3.2. CEREC Sistemi

CEREC, kelime anlamı olarak “Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics” kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır.

İlk Cerec yapımı inley tipi restorasyon, 1985 yılında hasta ağızına uygulanmıştır. Siemens firması 1992’de CEREC 1’i, 1994’te de CEREC 2’yi piyasaya sürmüştür. Cerec 2 diğerlerinden farklı olarak ağız içi kamerası aracılığıyla 3 boyutlu tarama yapabilmekteydi. Bu da eski sistemlere göre daha iyi kenar uyumu gösteren restorasyonlar üretilmesini sağlıyordu.

2000 yılında Sirona firması Cerec 3’ü piyasaya sürmüştür. Bilgisayar teknolojisinde yaşanan gelişmeler Cerec 3’ün kullanımındaki sınırlamaları büyük ölçüde ortadan kaldırmıştır. Sistemin sahip olduğu en önemli özellik, ağız içinden küçük bir kamera yardımıyla restorasyon yapılacak olan dişin görüntüsünün alınabilmesidir. Cihaz, optik ölçünün aktarıldığı ve restorasyonun tasarımının yapıldığı dizayn ünitesi ve freze işleminin yapıldığı freze ünitesinden oluşur.

Cerec 3’ün ardından Cerec 3D piyasaya çıkmıştır. Bu sistemlerde görüntü ayak pedalı ile yakalanıyordu. Daha sonra piyasaya sürülen Cerec AC cihazında kamera ağızda sabit tutulduğunda görüntü otomatik olarak yakalanabilmektedir (Christensen 2001; Mörmann ve Bindl 2002; Otto ve De Nisco 2002).

CEREC sisteminde optik ölçüm işleminde kullanılan optik kameralar yıllar içinde değişim göstermiştir. Optik ölçü almak amacıyla kullanılan ilk kamera Redcam’dır. Redcam’de görüntü infrared ışıklar kullanılarak alınır. Kameranın görüntüyü net algılayabilmesi için yansıtıcı bir toz kullanılması gerekmektedir. Redcam’de optik tarayıcı en ufak harekete dahi hassasiyet gösterdiği için kamera sabit tutulmalıdır. Daha sonra geliştirilen Bluecam teknolojisi ile Redcam optik ölçüye göre düşük dalga boyuna sahip mavi LED ışık, otomatik görüntü alma, titreşim önleme, artan hassasiyet gibi bazı avantajlar kazanılmıştır. Bluecam sistemiyle optik kamera otomatik ya da manuel olarak çalışabilmektedir. Otomatik modda, kamera sabit tutulduğu müddetçe, bir seri optik görüntü alınabilir. Son olarak geliştirilen Cerec Omnicam ile toz kullanılmaksızın optik ölçü alınabilmektedir (Yuzbasıoglu ve ark. 2014). Toz kullanılmayışı, hastanın konforu, süreç ve maliyet açısından avantaj sağlamaktadır. Kontrast renkler sayesinde, 3 boyutlu model monitörde tamamen doğal rengine

görülmekte ve bu sayede amalgam, kompozit restorasyonlar, dişeti ve preparasyon marjinlerinin net bir şekilde ayırt edilmesi olanağı sağlamaktadır (Fritzche 2013).

Kapanış Kaydının Alınması:

Dijital ölçü tekniklerinde sadece preparasyonun ve antagonist bölge görüntülerinin sisteme aktarılması yeterli değildir. Bunun yanında çeneler arası ilişkinin de aktarılması gerekmektedir. CEREC sisteminde kapanış kaydı, bukkal bölgeden alınan kapanış görüntüsü (bukkal scan) ve bir ısırma ölçüsü yardımıyla alınan kapanış kaydı (bite material scan) olmak üzere ikiye ayrılmaktadır (Müller 2010).

“Bite material scan” yöntemiyle kapanış kaydı alındığında karşıt çenenin görüntüsü elde edilmiş olunur ve yazılım programı, kapanış modelini ve preparasyon modelini eşleştirir (Müller 2010; Ting-Shu ve Jian 2015).

“Bukkal scan” yönteminde ise; hastanın çeneleri sentrik oklüzyondayken maksiller ve mandibular dişlerin kaydı bukkal yönden alınır ve yazılım programı, hastanın oklüzal ilişkisini düzenlemek için bu yöntemi kullanır (Müller 2010; Yuzbasıoğlu ve ark. 2014).

2.4. YÜZEY İŞLEMLERİ

2.4.1. Mekanik Bağlantı Oluşturan Yüzey İşlemleri

2.4.1.1. HF asitle pürüzlendirme

Cam seramiklere HF asit işlemi uygulandığında, mikromekanik bağlantıyı sağlayan mikromorfolojik yüzey değişimleri meydana gelmektedir. Hidroflorik asitin etkisi, seramik yapı içindeki cam matriks ve kristalin oranlarına, kristallerin çapına ve cam matriks içindeki dağılımına bağlı olarak değişmektedir (Della Bona ve Van Noort 1998; Kato ve ark. 2000; Della Bona ve ark. 2002). Cam seramiklerde, %4-10 konsantrasyonlarda hidroflorik asitin 1 dakika süresince uygulanması en kabul edilebilir asitleme prosedürüdür (Tian ve ark. 2014).

HF asit işlemi cam içerikli seramiklere etki ederken, cam faz içermeyen polikristalin yapıdaki seramiklerde yeterli mikromekanik retansiyonu oluşturamamaktadır (Kern ve Wegner 1998).

2.4.1.2. Aluminyum oksit partikülleri ile kumlama

Kumlama işlemi, bağlantı yüzeyindeki kontaminasyon tabakasını ortadan kaldırarak reçine siman ve restorasyon arasındaki mikromekanik retansiyonu arttırmaktadır (Valandro ve ark. 2006). Kumlama işleminde genellikle 50-100 µm boyutlarındaki Al_2O_3 partikülleri kullanılmaktadır.

Zirkonyum oksit seramiklerin reçine simantasyonu için 50 veya 100 µm' lik aluminyum oksit ile yüzey pürüzlendirilir, yüzey enerjisi ve akışkanlık artırılır böylece bağlanma olumlu yönde etkilenir. Fakat mikroçatlaklar ve faz değişimi zirkonyanın yüksek mekanik özelliklerini olumsuz etkiler.

Kumlama işlemi, yüzeyde plastik deformasyon oluşturur, yüzey pürüzlülüğünü artırır ve yüzey alanının genişlemesini sağlar. Böylelikle, ıslanabilirlik ve yüzey enerjisi de artar. Ayrıca zirkonya esaslı seramiklerde kumlama işlemi sonrası tetragonal fazdan monolitik faza dönüşüm olur ve monolitik fazda artış olur. Böylece yüzeyde baskı gerilimleri oluşur, dayanıklılık artmış olur (Kosmac ve ark. 1999).

2.4.1.3. Döner aletlerle pürüzlendirme

Aşındırma mekanik bağlantı sağlamak için zirkonya yüzeyinin pürüzlendirilmesinde kullanılan yöntemlerden biridir. Döner aletler ile aşındırma işlemi, silisyum karbid veya Al_2O_3 aşındırıcı zımparalarla, disklerle ve elmas frezlerle yapılabilir. Ağız ortamında uygulanabilmesi bu yöntemin avantajıdır. Elmas frezler diğer aşındırıcılara göre yüzeyde daha fazla pürüzlülük oluşturmaktadır (Thompson ve ark. 2011). Kumlama işleminde olduğu gibi döner aletlerle aşındırma sonucunda da seramik yüzeyinde çatlaklar oluşabilmektedir. Bu çatlaklar seramiğin kırılma dayanımını azaltabilmektedir (Derand ve Derand 2000).

2.4.1.4. Lazer ile pürüzlendirme

Seramik yüzeylerinin lazer cihazı ile pürüzlendirme işlemi, mikromekanik retansiyonun artırılması amacıyla kullanılan bir yöntemdir. Er:YAG, Er,Cr:YSGG, CO_2 ve Nd:YAG lazerler, seramik yüzeylerinde pürüzlülük oluşturarak bağlantı sağlayabilmek amacıyla birçok çalışmada kullanılmıştır (Foxton ve ark. 2011; Akın ve ark. 2012; Kasraei ve ark. 2014).

2.4.2. Kimyasal Bağlantı Oluşturan Yüzey İşlemleri

2.4.2.1. Tribokimyasal silika kaplama

Tribokimyasal silika kaplama işleminde silika ile modifiye edilmiş Al_2O_3 partiküllerinin seramik yüzeyine yüksek hızda uygulanmasıyla silika tabakası oluşturulur (Valandro ve ark. 2005). Bu sistemde yüzeyin silika ile kaplanması için çarpma enerjisi kullanılmaktadır. Silika kaplı partiküller seramik yüzeyine çarpıp geri dönerken partiküllerden yüzeye doğru silikanın aktarımı olmaktadır; böylece partiküller hedef yüzeye gömülmektedir. Bu işlem tribokimya olarak adlandırılmaktadır (Alex 2008).

Zirkonya seramiklerde cam faz bulunmadığı için silan uygulaması ile elde edilen kimyasal bağlanmayı oluşturabilmek amacıyla silika kaplama yöntemleri geliştirilmiştir. Tribokimyasal silika kaplama yöntemi, metal alaşımları ile alumina ve zirkonya esaslı seramiklerin yüzeylerini silika kaplamak amacıyla yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Tribokimyasal silika kaplama işleminin hem laboratuvarında hem de klinikte uygulanan sistemleri bulunmaktadır (Ozcan 2002).

Cojet ve Rocatec sistemleri (3M ESPE, Seefeld, Almanya) bu amaç için sıklıkla kullanılmaktadır (3M ESPE 1998; Piwowarczyk ve ark. 2005; Xible ve ark. 2006).

Cojet sistemi klinikte kullanılan bir yöntemdir. Kaplayıcı-aşındırıcı bir kum ile silan bağlayıcı ajandan oluşur. Silika ile modifiye edilmiş $30\ \mu m$ alüminyum oksit kum partikülleri 2.8 bar basınçla, 10 mm mesafeden 15 saniye boyunca püskürtüldüğünde, yüzey küçük silika partikülleri ile kaplanır. Bu işlem ile yüzey hem silan işlemi için hazırlanmış olur hem de mikromekanik retansiyon sağlanır (Ozcan ve Vallittu 2003).

Düzensiz şekle sahip alüminyum oksit kumu arasında dağılmış olan düzgün şekilli silika tanecikleri yüzeye büyük bir enerji ile çarpıp yüzeyde yüksek bir ısı enerjisi oluşturmaktadır. Bu yüksek ısı ve enerji ile yüzeyde $15\ \mu m$ 'ye kadar girintiler oluşturan silika eriyerek yüzeye penetre olmaktadır. Fakat zirkonyada bir ısı artışı görülmemektedir (Drummond 2003). Silika kaplanan yüzeye silan bağlayıcı ajan uygulanarak reçine siman ile bağlantı oluşturulur. Bu bağlantı iki yolla sağlanmaktadır. Birinci olarak seramiğin inorganik fazı ile reçinenin organik fazı arasında kimyasal bağ oluşmaktadır (Debnath ve ark. 2003). İkinci olarak ise, silan bağlayıcı ajanların seramik

yüzeyinin ıslanabilirliğini ve yüzey alanını arttırması sonucu mekanik retansiyon arttırılmaktadır (Bitter ve ark. 2006).

Rocatec ise laboratuvarında kullanılan bir yöntemidir. Rocatec sisteminde iki aşamalı kum uygulaması yapılmaktadır. Önce Rocatec-Pre adı verilen 110 µm kum ile 2.5 bar basınç altında restorasyon temizlenir. Uygulama 1 cm mesafeden 5 saniye süreyle yapılmaktadır. Sonrasında ise Rocatec-Plus adı verilen 110 µm silisyum oksit kumu 2.5 bar basınç altında püskürtülerek, yüzeye silika partikülleri gömülür (Albakry ve ark. 2004; Blatz 2004).

2.4.2.2. Silan bağlayıcı ajanların uygulanması

Silanlar, silisyum (Si) atom veya atomlarını içeren çift fonksiyonlu inorganik ve organik bileşiklerdir. Silanın organik fonksiyonel kısmı reçine simanın organik matriksiyle reaksiyona girerken, alkali grupları ise inorganik maddelerle kovalent bağlar oluşturacak biçimde reaksiyona girer. Silan bağlayıcı ajanlar yüzey gerilimini azaltıp, yüzeyin ıslanabilirliğini ve yüzey enerjisini arttırarak bağlanma sağlar (Matinlinna ve Valittu 2007).

Günümüz diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan silan molekülü 3-metakriloksipropil-trimetoksisilan'dır. Bu silan molekülü metakrilat grubu ve metoksi grubu olmak üzere 2 farklı kimyasal yapıdan oluşur. Metakrilat grubu reçine simanın organik matriksine bağlanırken, metoksi grubu ise seramik yüzeyi ile kimyasal bağlantı kurar (Matinlinna ve ark. 2004).

Geleneksel silan neredeyse tamamen non-polar bir yüzeye sahiptir, silika içerikli seramiklerden daha kararlıdır ve kolaylıkla hidrolize edilemez. Bu nedenle zirkonyum oksit için etkili değildir (Thompson ve ark. 2011). Son zamanlarda zirkonya içerikli seramiklerin simantasyonunda fosfat monomeri (MDP-metakriloksidekil dihidrojen fosfat) içeren ajanlar kullanılmaktadır (Ozcan ve Bernasconi 2015).

2.5. LAZER

Lazer sözcüğü "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" kelimelerinin baş harflerinden oluşturulmuştur (Sulewski 2000). Anlamı, radyasyonun emisyonu ile ışığın güçlendirilmesidir. Lazerler dar bir frekans aralığında ışık üreten ve

ışığı oluşturan aktif elemente göre isim alan cihazlardır. Lazer ışınları, aktif elementin karakteristiğine bağlı olarak etki eder (Dederich ve Bushick 2004).

2.5.1. Lazer Işınının Özellikleri

Işık, hem dalga hem de partikül olarak davranabilen elektromanyetik bir enerjidir. Lazer ışını ve görünür ışık değişiklik gösterir. Görünür ışık birden çok renk içerirken, lazer ışığı ise monokromatiktir yani tek renktedir. Lazer ışınlarının koherent olması nedeniyle dışarıdan yapılan bir uyarı ile aynı dalga boyu, aynı faz ve aynı yönde foton akımı oluşmaktadır. Lazerler, cihazın merkezinde bulunan boşluğa yerleştirilecek olan materyale göre isimlendirilir. Bu materyal katı, sıvı, gaz halde bulunabilir. Lazer cihazında bulunan 2 adet ayna sayesinde lazer içindeki materyal uyarılır. Bu uyarılma ile oluşan fotonlar paralel hale getirilerek sistem dışına ışık enerjisi halinde gönderilir (Sulewski 2000; Coluzzi 2008).

Dalga boyu, ışığın dokuya etkisinin tespit edilmesinde en önemli parametredir. Her bir dalga boyu foton enerjisi oluşturur bu lazer ışınının fotonları da doku etkisi oluşturmaktadır. Dış hekimliğinde dalga boyu ölçümünde “mikron ($10^{-6} \mu$)” veya “nanometre (10^{-9} nm)” kullanılmaktadır.

Kullanılan birimler:

Watt: (W) Üretilen enerjinin gücünü belirler, birimi j/sn

Joule: Enerji birimidir.

PPs: Lazer cihazının saniyedeki atım sayısını belirtmek için kullanılır.

Pulsasyon süresi: Pulsasyon genişliği olarak bilinir. Pulsasyonun zaman içinde yayılma uzunluğunu tanımlamaktadır.

Pulsasyon sıklığı: “Hertz (Hz)” saniyedeki pulsasyon sıklığını tanımlar.

2.5.2. Lazerlerin Sınıflandırılması

Lazerler, lazer aktif maddesine, dalga boyuna, dağıtım sistemine, lazer ışınlarının hareketine, dokular tarafından emilimine ve klinik uygulamalara göre sınıflandırılır (Dederich ve Bushick 2004).

2.5.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

2.5.3.1. Argon Lazer

Bu lazerlerin görülebilir iki emisyon dalga boyu bulunmaktadır. İlki mavi renkte ve 488 nm dalga boyundadır. İkincisi, mavi-yeşil renkte ve 514 nm dalga boyundadır. 514 nm dalga boyunda olanlar yumuşak dokuda çok emilir. 488 nm dalga boyu, kamforokinon için ihtiyaç olan dalga boyudur. Hemoglobinin tarafından absorbe edilen bir dalga boyuna sahip olduğu için etkin bir hemostaz sağlar. Diş sert dokularında fazla absorbe olmaz (Baxter 1994; Miserandino ve ark. 1995).

2.5.3.2. Diode Lazer

Elektrik enerjisini ışık enerjisine dönüştürmek için alüminyum, galyum, indiyum, arsenid gibi elementler kullanılır. Dalga boyu 800-980 nm arasındadır. Hemoglobinin ve diğer pigmentlerin tarafından yüksek oranda absorbe edilir. Yumuşak doku cerrahisinde kullanılmaktadır (Coluzzi 2002).

2.5.3.3. Nd:YAG Lazer

Aktif maddesi Neodymium:Yttrium Alüminum Garnet olan katı tip lazerdir. Dalga boyu 1064 nm'dir. Bu tip lazerler yalnızca serbest darbe modunda kullanılmaktadır. Lazer enerjisi melaninin tarafından fazla absorbe edilmesine rağmen; hemoglobinin tarafından az miktarda absorbe edilmektedir. Genellikle cep içi temizliğinde, yumuşak dokuların kesilmesi ve koagüle edilmesinde kullanılmaktadır (White ve ark. 1991).

2.5.3.4. Er:YAG Lazer

Erbium: Yttrium Alüminum Garnet lazerler sert doku lazerleridir. Dalga boyu 2940 nm'dir (Coluzzi 2000). Dokudaki ve organik yapı içeriğindeki su tarafından absorbe edilen enerjinin oluşturduğu iç basınç ile dokunun parçalanıp uzaklaştırılmasını sağlayan mikropatlama sonucu doku uzaklaştırılır (Watanabe ve ark. 1996). Suda yüksek emilime ve hidroksiapatite karşı yüksek afiniteye sahiptirler. Bu nedenle dental işlem esnasında su ve hava spreyi ile kullanılırlar. Çürük diş dokusunu temizleme ve diş preparasyon işlemlerinde kullanılır (White ve ark. 1991). Son yıllarda, Er:YAG lazerler

seramik ile siman arasındaki bağlantıyı arttırmak amacıyla yüzey pürüzlendirme işlemi olarak uygulanmıştır (Chen ve Suh 2012; Kasraei ve ark. 2014).

2.5.3.5. Er,Cr:YSGG Lazer

Bu lazer erbium ve krom ile kombine edilmiş yitrium skandiyum galyum garnet kristali içerir. 2780 nm dalga boyuna sahip bir sert doku lazeridir. Suda yüksek absorpsiyona ve hidroksiapatite karşı yüksek afiniteye sahiptir (Coluzzi 2000). Kavite preparasyonu, çürük tedavisi, kök kanal hazırlığı ve mine pürüzlendirilmesi gibi sert doku işlemlerinde kullanılır (Gutknecht ve ark. 2001; Hossain ve ark. 2002). Yapılan in vitro çalışmalarda pulpa ve periodontal dokular üzerinde termal hasar oluşmadığı ve mine prizmaları ve dentin tübüllerinin korunduğu görülmüştür (Eduardo ve ark. 2012).

2.5.3.6. CO₂ Lazer

Aktif maddesi CO₂ gazıdır. Dalga boyu 10600 nm'dir. Tüm yumuşak ve sert dokular tarafından absorpsiyonu yüksektir. Erbium lazerden sonra suda Emilimi en yüksek olan lazer tipidir. Yumuşak doku cerrahisinde kullanılmaktadır. Doku içinde sığ bir derinliğe kadar absorbe olduğundan, mukozal lezyon tedavisinde kullanılabilir (Israel ve ark. 1994).

2.6. Zirkonya Seramiklerde Simantasyon

Sabit protetik restorasyonların uzun dönem başarısı, önemli ölçüde simantasyon işlemi ve kullanılan siman materyaline bağlıdır. Zirkonya seramiklerin adeziv simantasyonu öncesinde, ilave yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Böylece adeziv reçine simanların mekanik üstünlüklerinden yararlanır. Bununla birlikte, zirkonya seramikler çinko fosfat, çinko polikarboksilat, cam iyonomer gibi geleneksel simanlar ile de simante edilebilmektedir. Fakat zirkonya restorasyonların adeziv simanlarla simante edildiğinde marjinal bütünlük ve kırılma dayanımı açısından daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür (Thompson ve ark. 2011).

2.6.1. Adezyon

Tek bir ara yüzde katı veya sıvı bir materyalin bir başka materyal ile olan bağlantısına adezyon denir (Anusavice 1996). Materyallerin bir araya gelmesini sağlayan sıvı yapıya *adeziv*, bağlanan yüzeye ise *aderent* denilmektedir. Adezyonu

tanımlarken yüzey enerjisi, ıslanma ve temas açısı kavramları açıklanmalıdır. Adezyonun gerçekleşmesi adezivın tüm aderent yüzeyi boyunca yayılabilmesi ile mümkün olur bu duruma da ıslanma adı verilmektedir. Yüzey enerjisi ise yakın temastaki iki materyalden birinin moleküllerinin diğerine doğru çekilmesi ve bağlanması olarak tanımlanabilir. Kısaca, maddenin yüzeyinin birim alanındaki enerji artışıdır. Yüzeyde oluşan bu enerji katılarda yüzey enerjisi, sıvılarda yüzey gerilimi olarak tanımlanır. Temas açısı ise adeziv ile aderentin ara yüzeyinde adeziv tarafından oluşturulur. Aderentin yüzeyini ıslatan adezivın yayıldığı alanın genişliği, adeziv ve adherent arasındaki temas açısının ölçülmesiyle belirlenebilir. Temas açısı arttıkça adezyonun gücü azalmaktadır. Bununla birlikte, yüzeyler arası temasın arttırılması için, adezivın yüzey gerilimin, aderentin yüzey geriliminden küçük veya yüzey gerilimine eşit olması gereklidir. Aderent yüzeyinin pürüzlü olması; bağlanma yüzeyini arttırmakta, adeziv ve aderentin mekanik olarak kilitlenmesini sağlamaktadır (Craig 1997; Van Noort 2002).

2.6.2. Adeziv Reçine Simanlar

Günümüzde tam seramik sistemler gelişirken, adeziv reçine esaslı simanların özellikleri de geliştirilmiştir. Adeziv reçine simanlar, geleneksel simanlara oranla daha az mikrosızıntı göstermektedir ve uzun dönem klinik başarıları daha iyidir (Yoshida ve ark. 2006). Renk uyumlarının yüksek olması, yüksek dayanım göstermesi nedeniyle laminate veneer, inley, onley ve kuron-köprü protez restorasyonlarının simantasyonunda tercih edilmektedirler. Uygulanmaları çok aşamalı işlem gerektirdiğinden dolayı başarıları kullanım tekniğine bağlıdır (Diaz Arnold ve ark. 1999).

Adeziv reçine simanlar; polimerizasyon şekillerine göre; kimyasal yolla polimerize olanlar, ışık ile polimerize olanlar ve hem ışık hem de kimyasal yolla (dual) polimerize olan simanlar olmak üzere üç gruba ayrılır.

2.6.2.1. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Adeziv Reçine Simanlar

Genellikle baz ve katalizör olmak üzere iki pattan oluşmaktadır. Kimyasal polimerizasyon, peroksit başlatıcılar ve amin hızlandırıcılar bir arada bulunduğu mümkündür ve reaksiyonları oda ısısında serbest radikallerin oluşumunu sağlar.

Sertleşme zamanının uzun olması ve içeriğindeki tersiyer aminden dolayı renklenme eğiliminin olması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Kimyasal yolla polimerize olan adeziv reçine simanlar, ışık geçişinin sağlanamadığı metal seramik restorasyonların ve kalınlığı 2,5 mm'den fazla olan tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadır (O'Brien 2002; Anusavice 2003; Zaimoglu ve Can 2004).

2.6.2.1. Işıkla Polimerize Olan Adeziv Reçine Simanlar

Tek pat olarak üretilmişlerdir. Yapısında reaksiyon başlatıcı kamforokinon ve hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunur. Bu yapılar tüp içinde birlikte bulunurlar fakat ışık uygulanmadığı sürece polimerizasyon reaksiyonları başlamaz. Işığa duyarlı kamforokinon gibi reaksiyon başlatıcıların yapıları bozulur ve serbest radikaller oluşur, böylece polimerizasyon gerçekleşir (Powers ve Sakaguchi 2003). Polimerizasyonu başlatan kamforokinon maddesi 400-500 nm aralığında absorpsiyon spektrumuna sahiptir, optimum dalga boyu ise 468 nm'dir (Jandt ve ark. 2000; Kramer ve ark. 2000).

Işıkla sertleşen simanlar, amin renkleşmesini önlemek için üretilmiştir. Çalışma zamanları uzundur. Sertleşmeleri kontrol edilebilir ve renk stabilitesi gösterirler. Bu simanlar 2 mm kalınlığındaki feldspatik, lösit ve lityum disilikat içerikli tam seramik veneer restorasyonların ve seramik ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılırlar (Rosenstiel ve ark. 2006).

2.6.2.2. Işık ve Kimyasal (Dual) Yolla Polimerize Olan Adeziv Reçine Simanlar

Baz ve katalizör olmak üzere iki ayrı pat halinde bulunurlar. Simanın baz kısmında ışıkla polimerizasyonu başlatan kamforokinon, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyonu başlatan amin-peroksit bulunmaktadır (Zaimoglu ve Can 2004). Kimyasal polimerizasyon baz ve katalizör karıştırılınca, ışık ile polimerizasyon ise ışık uygulandığında gerçekleşmektedir. 24 saat içinde polimerizasyon tamamlanır. Bu simanlar polimerizasyonun gerçekleşmesi için ışığa ihtiyaç duyarlar ve ışık uygulanmadığı zaman mekanik özelliklerinde zayıflama görülür (Blatz ve ark. 2003).

Dual polimerize reçine simanların, ışıkla polimerize olan simanlara göre ışığın ulaşamadığı derin bölgelerde de polimerize olabilmesi gibi avantajı vardır. Kimyasal yolla polimerize olan simanlara göre daha uzun çalışma süreleri bulunmaktadır (Rosenstiel ve ark. 2006).

Bu simanlar ışık geçirgenliğinin az olduğu zirkonya esaslı tam seramik sistemleriyle üretilen zirkonya ve fiber post, inley, onley ve kuron-köprü protezleri, simantasyonunda kullanılmaktadır.

2.6.3. Self-adeziv Reçine Simanlar

Geleneksel simanlarda çözünürlük ve adezyon konusunda yaşanan problemleri ortadan kaldırmak amacıyla geliştirilen kompozit reçine içerikli simanların asitle pürüzlendirme, primer ve adeziv gibi uygulama zorunluluğu bulunmaktadır. Bu işlemler zaman alıcıdır ve teknik hassasiyet gerektirmektedir. Bu amaçla, kompozit reçine içerikli simanların üstün mekanik özelliklerinin ve yüksek renk uyumlarının geleneksel simanların kullanım kolaylığı ile birleştirilmesi ile self adeziv reçine simanlar geliştirilmiştir (Uludamar ve ark. 2011).

Self adeziv reçine simanın içeriğindeki fonksiyonel asit metakrilat monomerleri mine ve dentini demineralize ederek dişte apatit kristalleriyle reaksiyona girerler. Bu reaksiyon sonucunda açığa çıkan su, simanın başlangıç hidrofilitesine katkıda bulunarak nem toleransını artırır. Asidik monomer konsantrasyonu, simanın aşırı hidrofilik olmasını engellemek amacıyla yeterli olan en düşük konsantrasyonla sınırlandırılmalıdır. Simanın aşırı hidrofilik olması, boyutsal stabilitesinin yanı sıra mekanik direncini de etkileyen su absorpsiyonuna neden olabilir. Siman karıştırıldığında; başlangıçta, diş yüzeyine adaptasyonunu ve ıslatmayı kolaylaştırmak için oldukça hidrofiktir. İçeriğindeki asidik monomerlerin iyon salınımı yapan doldurucularla girdiği reaksiyon sonucu oluşan metal oksitler ve diş yüzeyindeki kalsiyum ile reaksiyon sonucu siman, daha hidrofobik hale gelir. Doldurucular stronsiyum kalsiyum aluminasilikat cam, baryum floroaluminaborosilikat cam, quartz, kolloidal silika, yiterbiyum florid'tir. Doldurucu oranı ağırlığın %60-75'ni oluşturmaktadır. Asitle çözünebilir camların kısmi yüzey çözünmesi ile bazik sodyum, kalsiyum, silikat ve florid iyonları salınır. Böylece asidik monomerlerin nötralize edilmesiyle pH yükselir ve uzun dönem stabilizasyon sağlanır (Zorzin ve ark. 2014).

Asitlenen ve yıkanan sistemlerle karşılaştırıldığında, smear tabakasını kaldırmadan dentinle ara bağlantı oluştururlar. Bu simanların tek aşamada uygulanması ve simantasyon sonrası hassasiyetin en aza indirgenmesi gibi avantajları bulunmaktadır. Self adeziv reçine simanların kullanımı inley, onley, kuron ve köprü protez

restorasyonlarında endikedir. Özellikle fiber postlar ve dentine bağlanan restorasyonlarda kullanımı önerilmektedir (Ferracane ve ark. 2011).

Günümüzde kullanılan self-adeziv simanlar; RelyX Unicem, Unicem 2 (3M ESPE), Clearfil SA (Kuraray), GCEM (GC), SmartCem 2 (Dentsply), BisCem (Bisco), Bifix SE (Voco), Multilink Sprint, Speed Cem (Ivoclar) ve Maxcem Elite (Kerr)'dir.

Çalışmamızda kullanılan Theracem (Bisco, ABD) dual polimerize bir self-adeziv reçine simandır. Kalsiyum ve flor salınımı yapmaktadır. Hazırlanan diş yüzeyinde asitleme, primer veya bonding uygulaması gerektirmemektedir. MDP içeriklidir. MDP'nin yapısındaki fosfat ester grubu sayesinde metal oksitlerle, dolayısıyla başta zirkonya olmak üzere birçok materyalin yüzeyinde bulunan hidroksil gruplarıyla güçlü bağlantı oluşturur. Kupon ve köprü protezleri, inley, onley ve post simantasyonunda kullanımı endikedir. Yüksek radyoopasiteye sahip olması radyografilerde diagnoz açısından önem taşır. Simantasyon sonrası kolay temizlenir. Yüksek fiziksel dayanıma sahiptir. Yapıştırma esnasında asidik pH'a sahipken, 1-2 dakika içinde alkali pH'ya dönmektedir. Opak olması nedeniyle veneer simantasyonunda önerilmemektedir (Gleave 2016; Bisco Theracem 2017).

2.7. Bağlanma Dayanımı

Bağlanma dayanımı; bağlanma düzeneğindeki adeziv ile aderent arasındaki bağlantıyı koparmak için gerekli olan birim alan başına düşen kuvvet olarak tanımlanabilir.

2.8. Bağlantı Dayanımının Dayanıklılığının Değerlendirilmesi

Suda bekletme ve termal döngü uygulamaları, ağız ortamının fiziksel özelliklerini taklit etmek için ve kimyasal, termal ve mekanik faktörlerin seramik-siman bağlantısına olan etkisini ölçmek için kullanılan yöntemlerdir (Otto ve De Nisco 2002; Summit ve ark. 2006; Tholey 2009).

2.8.1. Suda Bekletme

Test örneklerinin suda bekletilme zamanıyla ilgili araştırmacılar değişik görüşler bildirmişlerdir. Bu süre, Mair ve arkadaşlarına göre 1 gün ile 3 ay arasında iken Watanabe ve arkadaşlarına göre en az 6 ay olmalıdır (Mair ve Padipatvuthikul 2010; Watanabe ve ark. 1994). ISO, bağlanma dayanımı ölçümleri öncesinde, deney örneklerinin suda bekletme şartlarını dört şekilde belirtmektedir: 1) 37°C’ de distile suda kısa süreli bekletme, 2) 37°C’ de distile suda kısa süreli bekletme ve sonrasında termal döngü işlemi uygulama, 3) 37°C’ de distile suda uzun süreli bekletme, 4) 37°C’de distile suda uzun süreli bekletme ve sonrasında termal döngü işlemi uygulaması (ISO 2003).

2.8.2. Termal Döngü

Termal döngü işlemi, ağız ortamındaki sürekliliğin ve sıcaklık değişimlerinin, protetik restorasyonlar ile reçine siman arasındaki bağlanma dayanımına etkisinin değerlendirilmesi amacıyla yapılır.

Termal döngü seramik ve kompozit bağlantı bölgesine su difüzyonunu hızlandırmaktadır. Isısal değişim, farklı termal genleşme katsayıları nedeniyle iki materyal arasında stres oluşturmaktadır (Gale ve Darvell 1999; Hashimoto ve ark. 2000).

Örnekler termal döngü cihazında sıcaklıkları 5 °C ile 55 °C arasında değişen iki su banyosuna belirli zaman aralıklarında daldırılarak belirli bir süre bekletilmektedir (Mair ve Padipatvuthikul 2010).

2.9. Bağlanma Dayanımını Değerlendirmede Kullanılan Test Yöntemleri

Adeziv sistemlerin başarısını ölçmek için çeşitli bağlanma dayanımı test yöntemleri bulunmaktadır. Bu yöntemler, bağlanma alanında kırık oluşana kadar stres oluşturmak amacı ile kuvvet uygulanmasını temel almaktadır. En fazla stres oluşan bölgenin bağlantı arayüzü olması bağlanma dayanım değerinin doğru olarak ölçülebilmesi açısından önem taşımaktadır (Della Bona ve Van Noort 1995).

Bağlanma dayanımı ölçümünde genellikle makaslama (shear), mikromakaslama (microshear), çekme (tensile) ve mikroçekme (microtensile) test yöntemleri kullanılmaktadır (Cardoso ve ark. 1998).

2.9.1. Makaslama (Shear) Testi

Bu test yönteminde iki materyal, adeziv ile birbirine bağlanır ve arayüzde kırık oluşuncaya dek arayüze makaslama kuvveti uygulanır. Bağlanma dayanımı, maksimum uygulanan kuvvetin arayüz alanına bölünmesi ile hesaplanmaktadır.

Makaslama testlerinin, çekme testlerine göre ağız ortamının karışık karakterdeki kuvvetlerini daha iyi taklit ettiği belirtilmektedir. Kolay uygulanan ve hızlı sonuçlar veren bir test yöntemidir (Al-Dohan ve ark. 2004).

2.9.2. Mikromakaslama (Microshear) Testi

Makaslama testi eğer 1mm^2 ve daha küçük bağlantı alanlarında uygulanırsa mikromakaslama bağlantı testi olarak adlandırılır. Bu test kullanılarak aynı örnek üzerinde çoklu ölçüm yapılabilmektedir (Wahsh ve ark. 2015). Siman gibi kırılğan materyallerin kullanıldığı ve çok sayıda örneğin hazırlanması gereken durumlarda bu test yönteminin kullanımı oldukça kolaydır (Shimada ve ark. 2002).

2.9.3. Çekme (Tensile) Testi

Çekme testinde kullanılan materyaller birbirlerinden ayrılincaya kadar çekme kuvveti uygulanır. Bağlanma noktası örnek yüzeyine 90° olarak gelen kuvvetle kırılmaktadır. Çekme test yöntemi örnek sabitlenmesindeki zorluk ve bağlantı arayüzünde heterojen stres oluşumuna eğilim gibi bazı dezavantajları sahiptir (Della Bona ve ark. 1995).

2.9.4. Mikroçekme (Microtensile) Testi

Mikroçekme testinde, esas örnekten yüzey alanı 1mm^2 olan mikrobarlar elde edilir. Bu mikrobarlar uç kısımlarından tablaya yapıştırıldıktan sonra, kopma oluşana kadar 1mm/dk hızla çekilerek bağlantı dayanımı kaydedilir. Birim alana düşen gerilim direnci, uygulanan maksimum kuvvetin mikrobarların yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (El Zohairy ve ark. 2004).

Örnek boyutları küçük hazırlandığı için örnek hazırlama işlemi zaman alıcıdır ve hassasiyet gerektirmektedir. Bu işlemler esnasında bağlanma yüzeyinde oluşabilecek defektler test sonucunun değişmesine sebep olabilmektedir (Poitevin 2008).

2.10. Materyal Yüzeyini İncelemede Kullanılan Analiz Yöntemleri

2.10.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope = SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), katı cisimlerin mikroyapılarını incelemek amacıyla kullanılmaktadır. SEM elektron-optik denilen bir sistemle çalışır ve yüzeyleri tararken elektron kaynağı kullanır. SEM’ de sıvı olmayan her türlü, iletken olan ve olmayan örnek incelenebilir (Goldstein ve ark. 2003).

SEM’de temel prensip primer bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. Tarama işleminden önce örnekler kakodilat buffer solüsyonunda %2,5 gluteraldehit içinde sabitlenir. Sonra konsantrasyonu artırılan etanolde dehidratasyon uygulanır ve kimyasal kurutma yapılır. Örnekler alüminyum kalıplara oturtulduktan sonra altın tabakası ile kaplanır (Della Bona ve ark. 2003; Valandro ve ark. 2005). Daha sonra incelenecek olan örnek, elektron demetleri gönderilerek taranır. Elektronlar belli bir bölgeye çarptığında yüzey atomları sekonder elektronlar olarak isimlendirilen elektronlar yayar. Bu sekonder elektronlar özel dedektörlerle yakalandıktan sonra elektrik akımına çevrilir ve büyütülür. Bu elektriksel sinyal katot tüpüne gönderilir ve görüntü bilgisayar ekranından kayıt edilir (Cengiz ve ark. 2004).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda Vita YZ HT (monolitik zirkonya), Sirona inCoris TZI (monolitik zirkonya), IPS e.max ZirCAD (Y-TZP zirkonya) ve Vita Suprinity (zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik) olmak üzere 4 farklı CAD-CAM bloğa 6 farklı yüzey işlemi (Kontrol, HF asit, Kumlama, Kumlama+Lazer, Lazer, Tribokimyasal silika kaplama) uygulanmıştır.

Çalışmada kullanılan malzemeler, tipi, içeriği ve üretici firma bilgileri Tablo 3-1’de verilmiştir.

Tablo 3-1: Çalışmada Kullanılan Materyaller

Malzemeler	Tipi	Malzeme İçeriği	Üretici Firma	Lot No.
Vita YZ HT	Monolitik zirkonya	ZrO ₂ % 90-95 Y ₂ O ₃ % 4-6 HfO ₂ % 1-3 Al ₂ O ₃ % 0-1 Pigmentler % 0-1	Vita Zahnfabrik Bad Säckingen, Almanya	79740
Sirona inCoris TZI	Monolitik zirkonya	ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ ≥ % 99 Y ₂ O ₃ > % 4.5-6 HfO ₂ ≤ % 5 Al ₂ O ₃ ≤ % 0.5 Diğer oksitler ≤ % 0.5	Dentsply Sirona, ABD	2016219258
IPS e.max ZirCAD	Y-TZP zirkonya	ZrO ₂ % 87-95 Y ₂ O ₃ % 4-6 HfO ₂ % 1-5 Al ₂ O ₃ % 0-1	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	X12261
Vita Suprinity	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik	SiO ₂ %56-64 Li ₂ O %15-21 ZrO ₂ %8-12 La ₂ O ₃ %0.1 Pigmentler < %10	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	54940

TheraCem	Self-adeziv reçine siman	Baz: kalsiyum, cam doldurucu, dimetakrilatlar, yiterbiyum florid, başlatıcı, amorf silika Katalizör: cam doldurucu, MDP, amorf silika	Bisco Inc, Schaumburg, IL, ABD	1700007474
Filtek Z250 (A2)	Reçine esaslı mikrohibrit içerikli kompozit materyali	Organik matriks: TEG-DMA, Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA Doldurucular: 0.01-3.5 µm silika/zirkonya partikülleri	3M ESPE, Seefeld, Almanya	N768187
Korox	Alumina içerikli kum	%99,5 oranında 50 µm Al ₂ O ₃ parçacıkları	Bego, Bremen, Almanya	360608

Tablo 3-2: Çalışmada kullanılan cihazlar

Hassas kesme cihazı Isomet 1000	<i>Buehler, IL, ABD</i>
Porselen fırını Programat P300	<i>Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein</i>
Kumlama cihazı	<i>Renfert, Almanya</i>
Er:YAG lazer cihazı	<i>Syneron, LiteTouch, İsrail</i>
LED ışık cihazı	<i>Woodpecker, Muenster. Almanya</i>
Termal döngü cihazı	<i>DTS B1, Dentester, Salubris Technica, Massachusetts, Amerika</i>
Universal test cihazı	<i>Instron, Norwood, ABD</i>
Altın kaplama cihazı	<i>Quorum SC 7620, East Sussex, İngiltere</i>
Taramalı elektron mikroskobu (SEM)	<i>Zeiss Evo LS 10, Almanya</i>



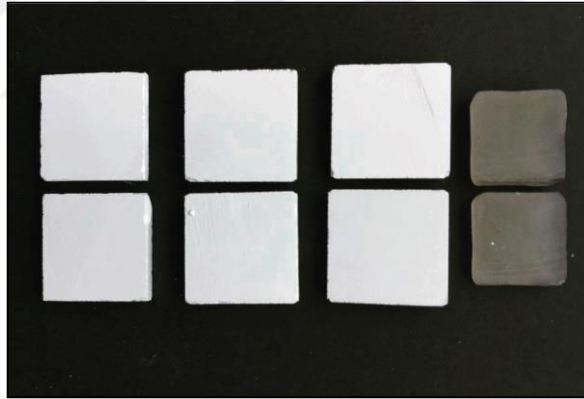
Şekil 3-1: Çalışmada kullanılan bloklar

3.1. CAD-CAM blokların yüzey işlemleri öncesi elde edilmesi

CAD-CAM bloklar su soğutması altında hassas kesme cihazı (Isomet 1000, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, ABD) ile Vita Suprinity blok 2,5 mm; zirkonya bloklar ise sinterizasyon sonrası oluşacak %20 büzülme hesaba katılarak 3 mm kalınlığında kesilmiştir.



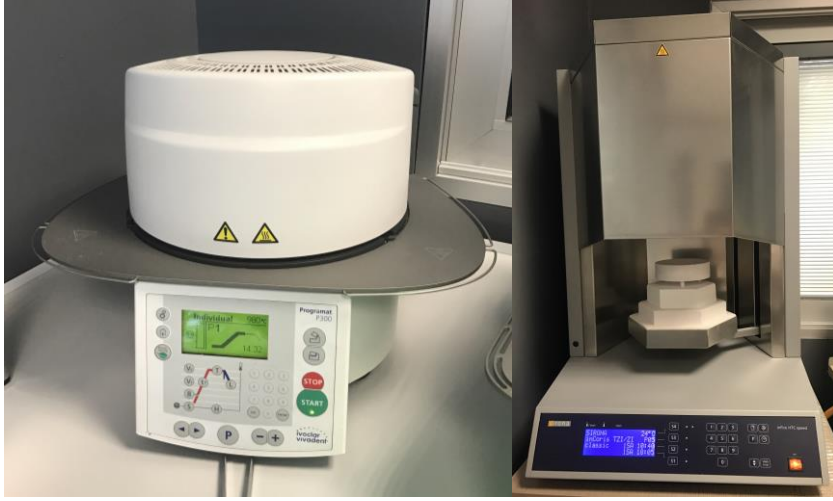
Şekil 3-2: Isomet 1000 (Buehler) hassas kesme cihazı



Şekil 3-3: CAD-CAM bloklardan kesilerek hazırlanan örnekler

3.2. Örneklerin sinterizasyonu

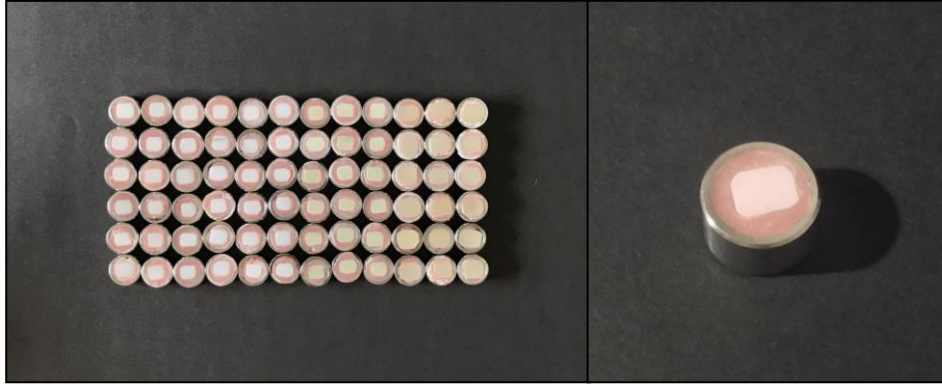
Vita YZ HT 1450 °C’de 7 saat 20 dk, Sirona inCoris TZI 1500°C’de 7,5 saat, IPS e.max ZirCAD bloklar 1500°C’de 7 saat 20 dk ve Vita Suprinity bloklar 840 °C’de 55 dk boyunca üretici firmanın talimatları doğrultusunda maksimum kırılma dayanımı elde etmek amacıyla sinterize edildi. Zirkonya örneklerin sinterizasyon sonrası %20 oranında boyutsal değişiklik gösterdiği üretici firmalar tarafından belirtilmiştir.



Şekil 3-4: Sinterleme fırını

3.3. Örneklerin akrilik kalıba yerleştirilmesi

13 mm yüksekliğinde ve 20 mm çapında olan silindirik metal kalıpların içine otopolimerizan akrilik (Imicryl SC, Konya, Türkiye) toz: likit oranı 3:1 olacak şekilde karıştırıldıktan sonra çalışma zamanı süresince akışkan kıvamda iken yerleştirildi. 2,5 mm kalınlığındaki seramik örnekler sadece işlem yapılacak yüzeyleri açıkta kalacak şekilde akrilik içerisine gömüldü. Böylece makaslama testi sırasında metal ucun, kuvvet uygulanacak seramik-reçine bağlantı ara yüzeyine gelmesi amaçlandı.



Şekil 3-5: Akrilik içine yerleştirilen bloklar

3.4. Örneklerin yüzeylerinin düzeltilmesi

Örneklerin yüzeylerinde bulunan taşkın akrilik ve seramikleri ortadan kaldırmak ve örneklerin standardizasyonu sağlayabilmek amacıyla dakikada 300 devir yapan otomatik zımpara cihazında 600, 800, 1200 gritlik SiC zımparalar (Egeli Abrasives, Türkiye) kullanılarak 15 saniye boyunca su altında zımparalandı. Daha sonra

örnekler 5 dakika ultrasonik temizleme cihazında (Easyclean Ultrasonic Cleaner, Renfert GmbH, Almanya) bekletilip, hava spreyi ile kurutuldu.



Şekil 3-6: Örneklerin yüzeylerinin düzeltilmesi

3.5. Deney gruplarının oluşturulması

Vita YZ HT, Sirona inCoris TZI, IPS e.max ZirCAD ve Vita Suprinity olmak üzere 4 grup, bu bloklara uygulanan 6 tane yüzey işlemi grubu bulunmaktadır (Kontrol, HF asit, Kuşlama, Kuşlama+Lazer, Lazer, Tribokimyasal silika kaplama). Her bir grupta 10 örnek olacak şekilde toplam 240 örnek hazırlanmıştır.

Tablo 3-3: Deney gruplarının oluşturulması

Vita YZ HT	Sirona inCoris TZI	IPS e.max ZirCAD	Vita Suprinity
• Kontrol • HF asit • Kuşlama • Kuşlama+Lazer • Lazer • Tribokimyasal silika kaplama	• Kontrol • HF asit • Kuşlama • Kuşlama+Lazer • Lazer • Tribokimyasal silika kaplama	• Kontrol • HF asit • Kuşlama • Kuşlama+Lazer • Lazer • Tribokimyasal silika kaplama	• Kontrol • HF asit • Kuşlama • Kuşlama+Lazer • Lazer • Tribokimyasal silika kaplama

3.6. Deney örneklerine yüzey işlemlerinin uygulanması

Örneklerin yüzeyi isopropil alkol ile temizlendikten sonra belirlenen yüzey işlemleri uygulandı.

1.Grup: Kontrol

Bu gruptaki örnekler kontrol amacıyla herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamıştır.

2.Grup: HF Asit

Tüp içinde bulunan %9.5'lik hidroflorik asit (Bisco, ABD) örnek yüzeyine şırınga ile sıkılarak üretici firma talimatları doğrultusunda Vita Suprinity bloklara 20 sn, zirkonya esaslı seramiklere 60 sn süreyle uygulandı. Daha sonra örnekler 30 sn süreyle hava-su spreyi ile yıkandı ve kurutuldu.



Şekil 3-7: %9.5 HF asit

3.Grup: Kumlama

Kumlama cihazına yerleştirilen 50 μ m büyüklüğündeki Al_2O_3 kumu (Korox, Bremen, Almanya) 2 bar hava basıncı altında yaklaşık 10 mm mesafeden 15 saniye süreyle örnek yüzeylerine uygulandı. Daha sonra örnekler 30 saniye yıkandı ve kurutuldu.



Şekil 3-8: Örnek yüzeyine kumlama işleminin uygulanması

4. Grup : Kumlama+ Lazer

Kumlama cihazına yerleştirilen 50 μm büyüklüğündeki Al_2O_3 kumu 2 bar hava basıncı altında yaklaşık 10 mm mesafeden 15 saniye süreyle örnek yüzeylerine uygulandıktan sonra Er:YAG lazer (pulsasyon enerjisi 400 mJ, gücü 4W, pulsasyon genişliği 100 μs , pulsasyon sıklığı 10 Hz) fiber optik uç örnek yüzeyine 10 mm mesafede olacak şekilde 15 saniye uygulandı.

5. Grup : Lazer

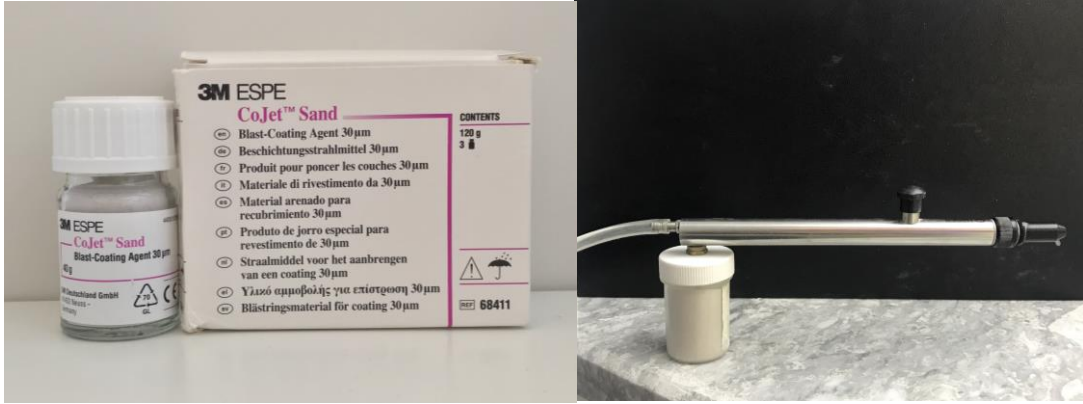
Er: YAG lazer cihazının pulsasyon enerjisi 400 mJ, gücü 4W, pulsasyon genişliği 100 μs , pulsasyon sıklığı 10 Hz olarak ayarlandı. Fiber optik uç örnek yüzeyine 10 mm mesafede olacak şekilde tutularak 15 saniye süreyle yüzeyde pürüzlendirme işlemi gerçekleştirildi.



Şekil 3-9: Er:YAG lazer cihazı

6. Grup : Tribokimyasal silika kaplama

Örnek yüzeylerine 30 μm çapında, silika ile kaplı alumina partikülleri (CoJet Sand, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) 2.8 bar basınçla 15 saniye süreyle uygulandı. İşlem sırasında örnek yüzeyi ile ağızıçi kumlama cihazı arasındaki mesafe 10 mm olacak şekilde ayarlandı. Örnekler, silika ile kaplı olan Al_2O_3 partikülleri ile kaplandıktan sonra, Cojet sistemine ait olan silan (ESPE Sil, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) uygulandı ve kuruması için 5 dakika süre ile beklendi.



Şekil 3-10: Cojet kumu ve Cojet cihazı

Tüm yüzey işlemi gruplarındaki örnekler ultrasonik temizleyicide 40 kHz' lik titreşimde önce %99,6'lık asetonda 5 dakika, daha sonra distile su içerisinde 5 dakika bekletilerek yüzey temizliği sağlandı.

3.7. Yüzey işlemleri sonrası örneklerin SEM'de incelenmesi

Örneklerin yüzeylerinin SEM incelemesi için örnekler, altın kaplama cihazı (Quorum SC 7620 Sputter Coater, East Sussex, İngiltere) kullanılarak 200 Angström (Å) kalınlığında altın film tabakası ile kaplandı. Emisyon gücü 15 kilovolt (kV) olan SEM'de (Zeiss Evo LS 10, Almanya) örneklerin X1000' lik büyütmedeki görüntüleri değerlendirildi.



Şekil 3-11: Altın kaplama cihazı ve Taramalı elektron mikroskopu (SEM)

3.8. Kompozit disklerin oluşturulması

Kompozit diskleri oluşturmak amacıyla 5 mm çapında 3 mm yüksekliğindeki kalıba kompozit (Filtek Z250, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) tabakalandı. Daha sonra kompozit disk 1200 mW/cm² ışık şiddeti olan LED cihazı (Woodpecker, LED B, Almanya) kullanılarak 40 saniye süreyle polimerize edildi.



Şekil 3-12: Kompozit disklerin oluşturulması

3.9. Kompozit disklerin örneklere simante edilmesi

Taşan simanları temizlemek amacıyla 50 mikron kalınlığındaki 4 mm çapında delinen şeffaf bant örneklerin yüzeyine yerleştirildi. Böylece 4 mm çapında bir yapıştırma alanı oluşturulmuş oldu. Kompozit diskler hazırlanan örneklere simantasyon düzeneği yardımıyla sabit 50 N kuvvet uygulanarak Theracem (Bisco Inc, Schaumburg, IL, ABD) siman ile yapıştırıldı. Taşan simanlar temizlendikten sonra kompozit diskin her 2 tarafından toplam 40 saniye olmak üzere LED cihazı (Woodpecker Led B, Almanya) ile ışın uygulandı. Polimerizasyon sırasında LED cihazının ucu örneğe en yakın şekilde konumlandırıldı.



Şekil 3-13: Theracem self-adeziv reçine siman



Şekil 3-14: Kompozit disk yapıştırılan örnek

3.10. Termal Döngü İşlemi Uygulanması

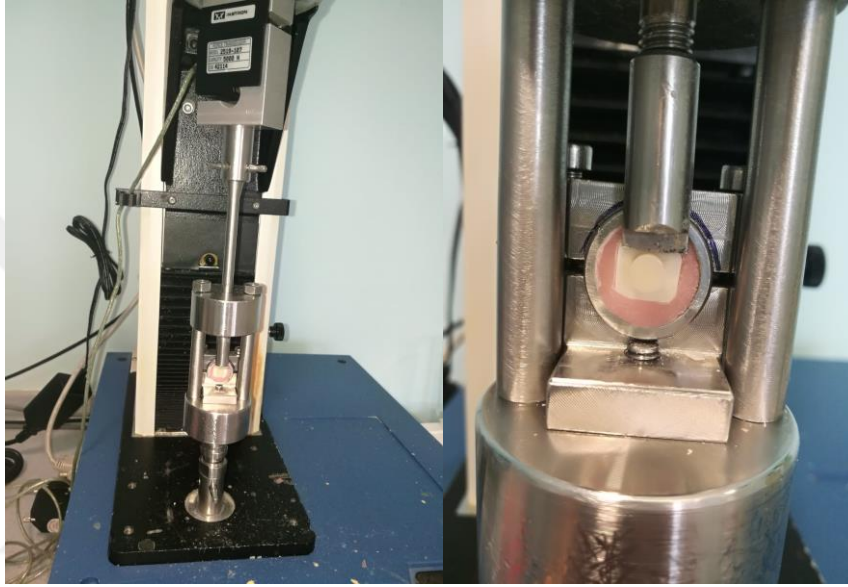
Simantasyon işleminden sonra, tüm örnekler 37 °C’de distile suda 24 saat bekletildi. Daha sonra örnekler, 5-55 °C sıcaklık değişimleri arasında banyoda kalma zamanı 30 saniye, transfer zamanı 2 saniye olan 5000 devire ayarlanan termal döngü cihazında (DTS B1, Dentester, Salubris Technica, Massachusetts, Amerika) yaşlandırma işlemine tabi tutuldu.



Şekil 3-15: Termal döngü cihazı

3.11. Örneklerin bağlanma dayanımlarının ölçülmesi

Örneklerin bağlanma dayanımlarını ölçmek amacıyla Universal test cihazı (Instron) kullanıldı. Ayırıcı metal uç seramik-reçine simanın birleşim arayüzüne gelecek şekilde yerleştirildikten sonra bağlanma arayüzüne 90°'lik açıyla 0,5 mm/dk yükleme hızıyla makaslama kuvveti uygulandı. Kompozit örneğin seramik yüzeyinden ayrıldığı andaki kuvvet değeri “N” cinsinden kaydedildi, daha sonra yüzey alanına (mm²) bölünerek MPa cinsinden makaslama bağlanma dayanım değerleri hesaplandı.



Şekil 3-16: Instron Universal test cihazında örneklere makaslama kuvvetinin uygulanması

3.12. Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi

Makaslama testi sonrası örnek yüzeyleri SEM cihazında incelenerek başarısızlık tipleri incelendi. Seramik ile reçine siman arasında oluşan başarısızlık adeziv başarısızlık, reçine veya porselende oluşan başarısızlık koheziv başarısızlık olarak belirlenirken her iki başarısızlığın görüldüğü durum ise miks başarısızlık olarak değerlendirilmiştir.

3.13. Elde Edilen Sonuçların İstatistiksel Analizi

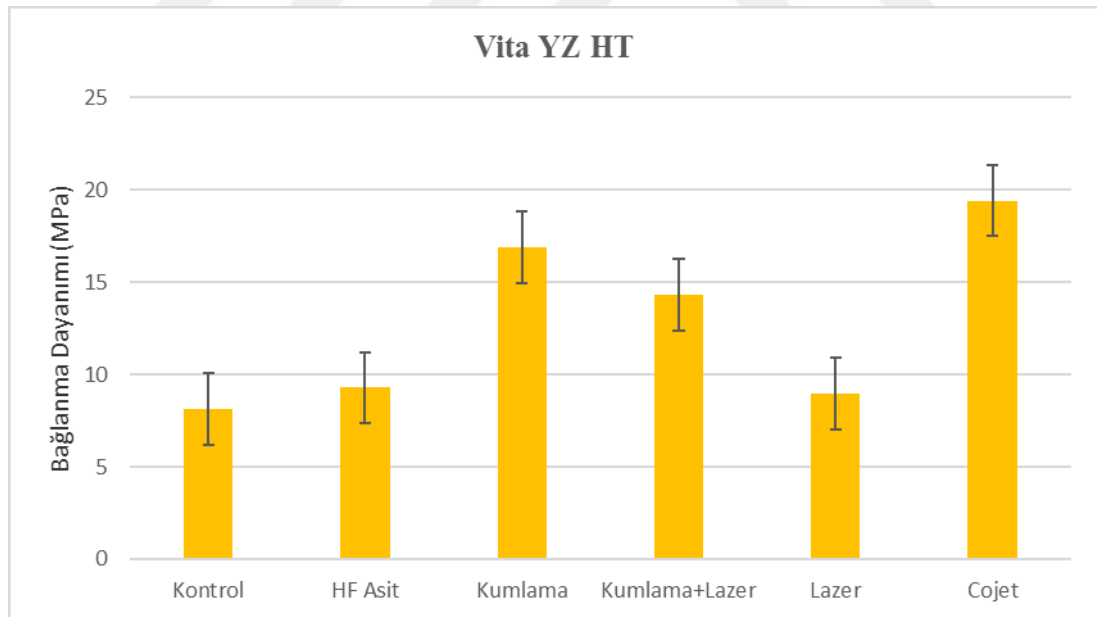
İstatistiksel analizler SPSS versiyon 23.0 yazılımı kullanılarak yapıldı. Makaslama bağlanma dayanımları normal dağılıma uygunluğu görsel (histogram ve olasılık grafikleri) ve analitik yöntemlerle (Kolmogorov-Smirnov Testi) incelendi. Tanımlayıcı analizler için sayı, yüzde, ortalama ve standart sapma verildi. Makaslama bağlanma dayanımları CAD-CAM blokları ve yüzey işlemleri ile ayrı ayrı karşılaştırılırken tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirildi. Makaslama bağlanma dayanımları CAD-CAM blokları ve yüzey işlemleri ile birlikte karşılaştırılırken çift yönlü ANOVA testi kullanılmıştır. ANOVA testindeki gruplar birbirleri ile ikili olarak karşılaştırılırken post-hoc analizlerde Tukey Testi kullanıldı. *P*-değerinin **0.05**'in altında olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar şeklinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

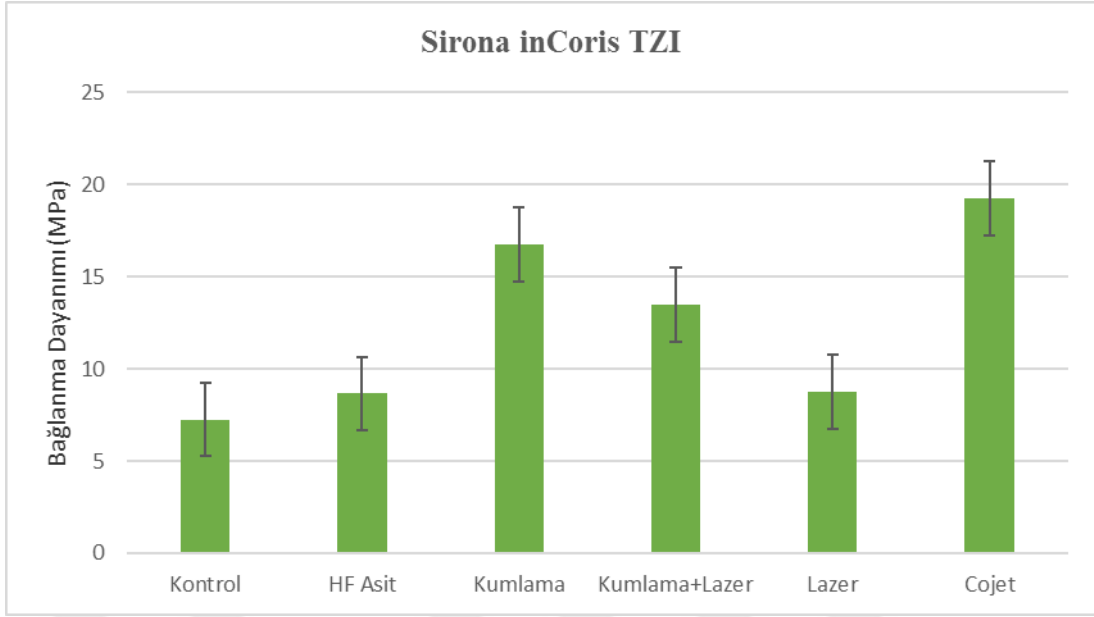
Çalışmada kullanılan CAD-CAM bloklar 4 gruba, yüzey işlem grupları da yapılan işleme göre 6 gruba ayrılmıştır. Her grupta 10 adet toplamda 240 örnek incelenmiştir. CAD-CAM bloklar ve reçine simanın arayüzüne uygulanan makaslama kuvveti sonucu oluşan bağlanma dayanımı ortalamaları ve standart sapmaları MPa cinsinden Tablo 4-1’de verilmiştir.

Tablo 4-1: Yüzey işlemleri ile CAD-CAM blokların bağlanma dayanımlarının (MPa) karşılaştırılması

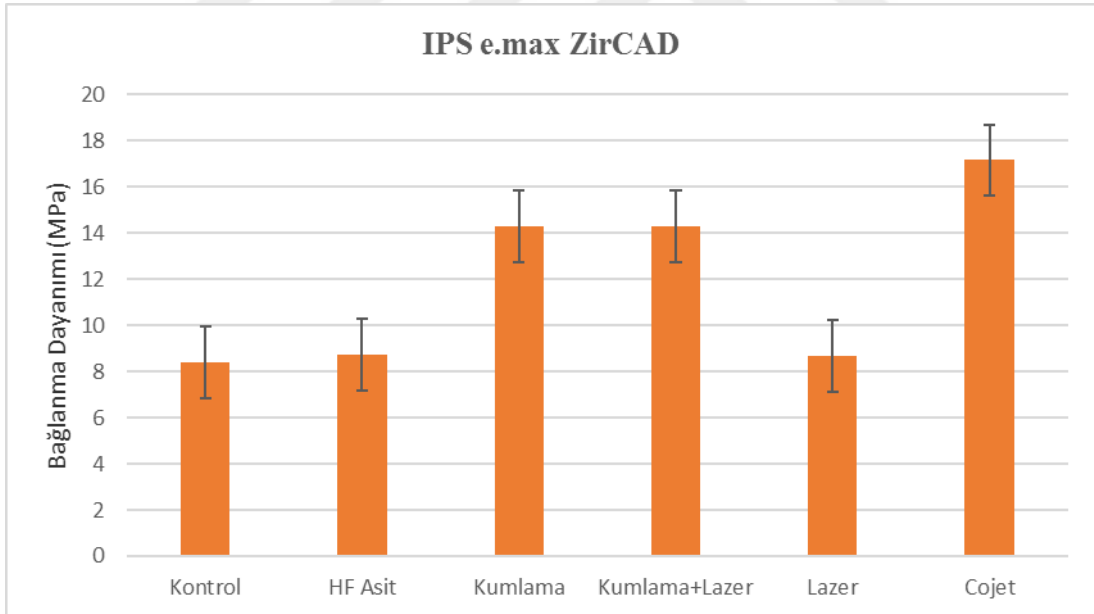
	Kontrol		HF Asit		Kumlama		Kumlama+Lazer		Lazer		Cojet	
Vita YZ HT	8,11	±0,27	9,28	±0,56	16,91	±0,33	14,34	±0,70	8,96	±0,72	19,43	±0,76
Sirona inCoris TZI	7,26	±0,74	8,66	±0,59	16,76	±1,11	13,50	±0,94	8,76	±0,60	19,26	±0,78
IPS e.max ZirCAD	8,41	±0,79	8,72	±0,61	14,30	±0,97	14,28	±0,65	8,67	±0,75	17,16	±1,19
Vita Suprinity	5,88	±0,79	19,37	±1,16	11,47	±0,95	8,55	±1,16	9,21	±0,87	12,24	±1,36



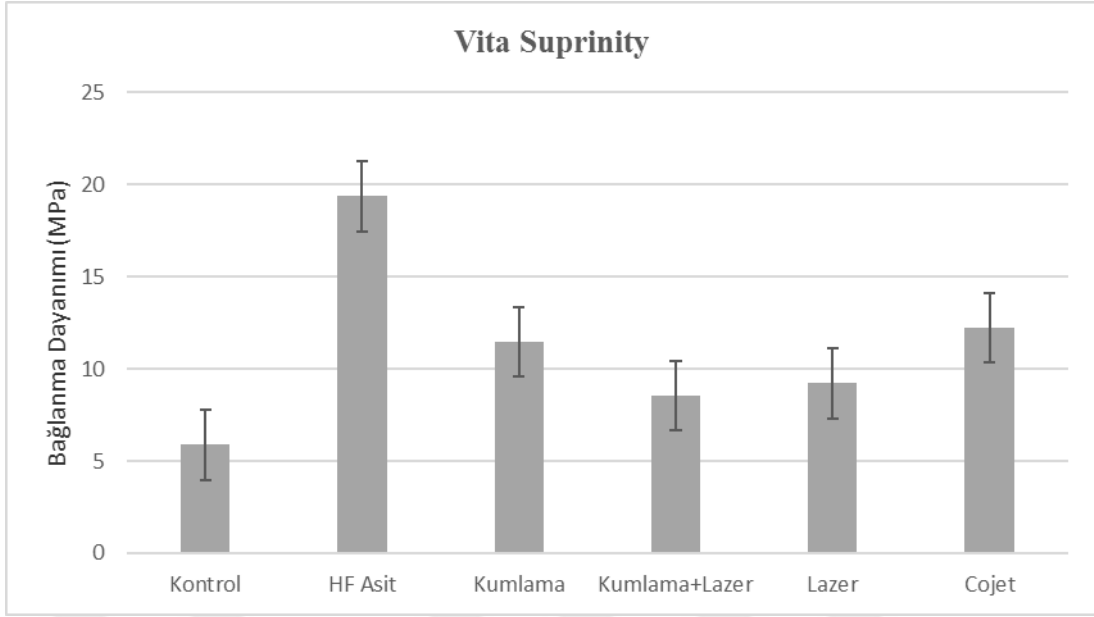
Şekil 4-1: Vita YZ HT blokların yüzey işlemlerine göre ortalama bağlanma dayanımı değerleri



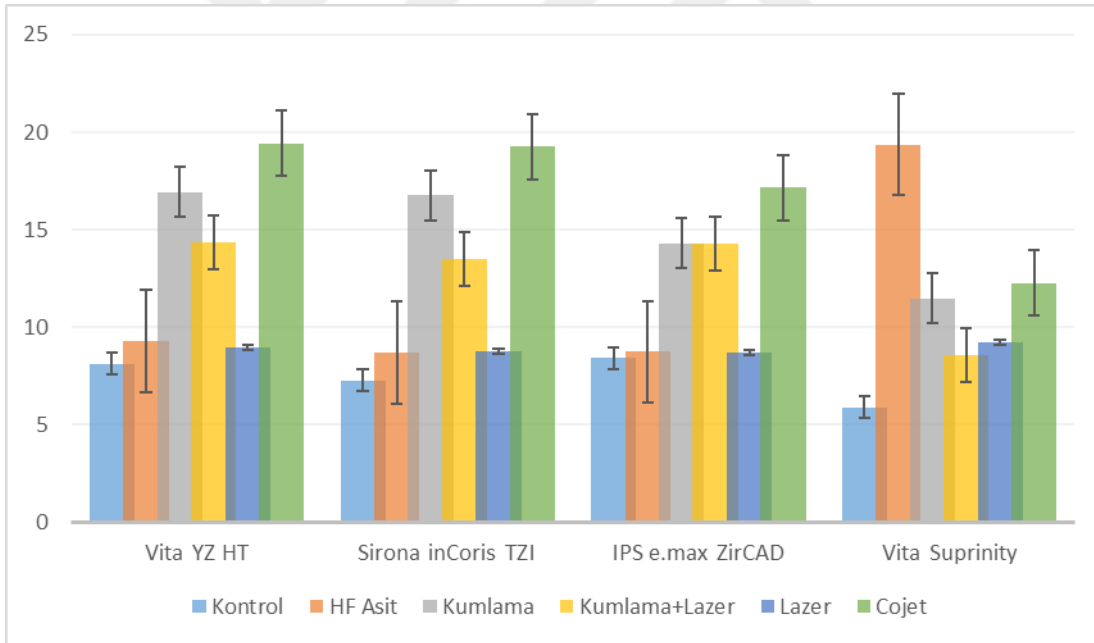
Şekil 4-2: Sirona inCoris TZI blokların yüzey işlemlerine göre ortalama bağlanma dayanımı değerleri



Şekil 4-3: IPS e.max ZirCAD blokların yüzey işlemlerine göre ortalama bağlanma dayanımı değerleri



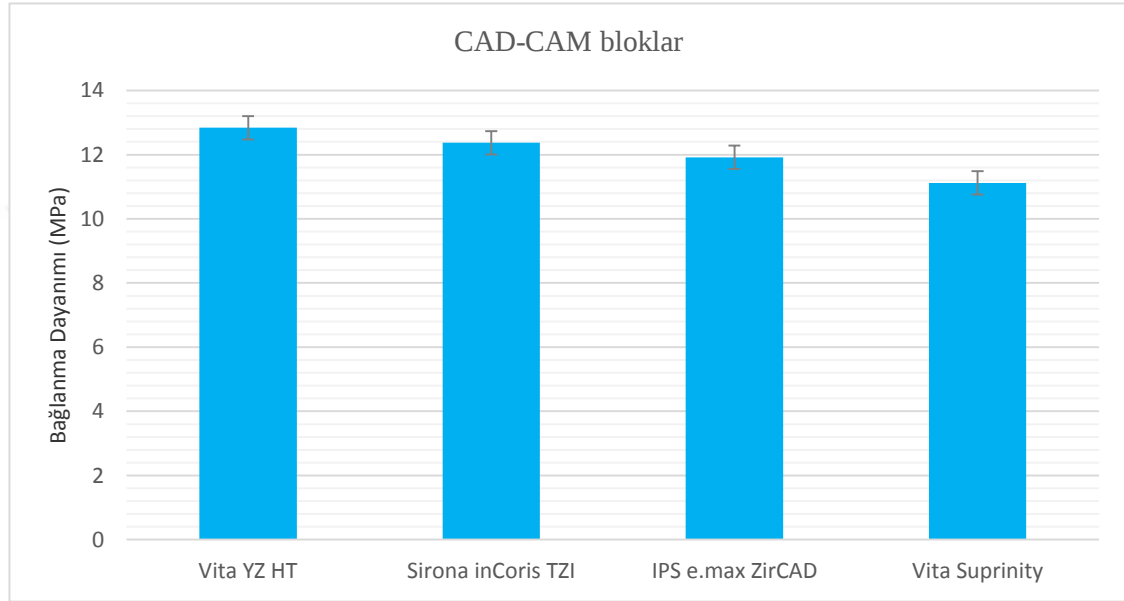
Şekil 4-4: Vita Suprinity blokların yüzey işlemlerine göre ortalama bağlanma dayanımı değerleri



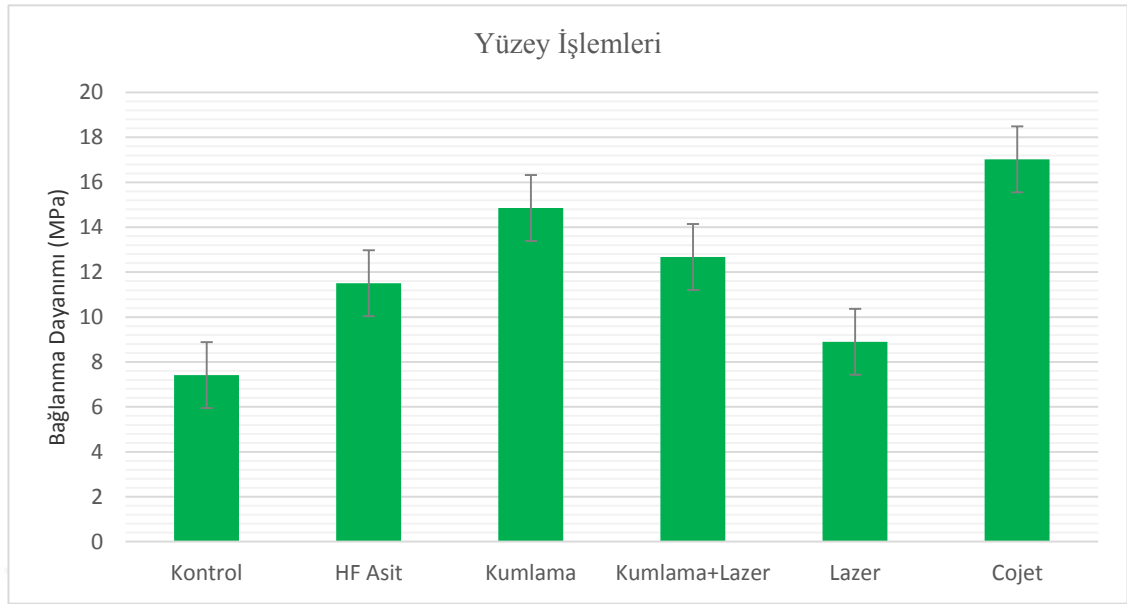
Şekil 4-5: Yüzey işlemleri ile CAD-CAM blokların bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması

Tablo 4-2: CAD-CAM blokların bağlanma dayanımı ortalamaları

CAD-CAM	Bağlanma Dayanımı (MPa)	
	Ort.	s.s.
Vita YZ HT	12,84	±4,40
Sirona inCoris TZI	12,37	±4,59
IPS e.max ZirCAD	11,92	±3,58
Vita Suprinity	11,12	±4,38

**Şekil 4-6:** CAD-CAM blokların bağlanma dayanımı ortalamaları**Tablo 4-3:** Yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımı ortalamaları

Yüzey işlemi	Bağlanma Dayanımı (MPa)	
	Ort.	s.s.
Kontrol	7,42	±1,19
HF Asit	11,51	±4,66
Kumlama	14,86	±2,40
Kumlama+Lazer	12,67	±2,57
Lazer	8,90	±,74
Cojet	17,02	±3,11



Şekil 4-7: Yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımı ortalamaları

Materyallerin CAD-CAM gruplarına göre başarısızlık tipleri Tablo 4-4 ve Tablo 4-7 arasındaki tablolarda verilmiştir.

Buna göre Vita YZ HT blokların yüzey işlemlerine göre başarısızlık tiplerinin dağılımına bakıldığında; adeziv başarısızlık tipinin en çok kontrol grubunda olduğu görülmektedir. Koheziv başarısızlık tipi sadece kumlama grubunda bulunmaktadır. Miks başarısızlık tipi ise Cojet grubunda diğer gruplara göre daha çok görülmektedir.

Tablo 4-4: Vita YZ HT blokların yüzey işlemlerine göre başarısızlık tiplerinin dağılımı

	Başarısızlık Tipleri					
	Adeziv		Koheziv		Miks	
	n	%	n	%	n	%
Kontrol	9	(90,00)	0	(,00)	1	(10,00)
HF Asit	8	(80,00)	0	(,00)	2	(20,00)
Kumlama	1	(10,00)	1	(10,00)	8	(80,00)
Kumlama+Lazer	2	(20,00)	0	(,00)	8	(80,00)
Lazer	6	(60,00)	0	(,00)	4	(40,00)
Cojet	1	(10,00)	0	(,00)	9	(90,00)
Toplam	27	(45,00)	1	(1,67)	32	(53,33)

Sirona inCoris TZI blokların yüzey işlemlerine göre başarısızlık tiplerinin dağılımı incelendiğinde; adeziv başarısızlık tipinin kontrol grubunda, koheziv başarısızlık tipinin kumlama grubunda, miks başarısızlık tipinin kumlama, kumlama+lazer ve Cojet gruplarında diğer gruplara göre daha çok görüldüğü saptanmıştır.

Tablo 4-5: Sirona inCoris TZI blokların yüzey işlemlerine göre başarısızlık tiplerinin dağılımı

	Başarısızlık Tipleri					
	Adeziv		Koheziv		Miks	
	n	%	n	%	n	%
Kontrol	9	(90,00)	0	(,00)	1	(10,00)
HF Asit	8	(80,00)	0	(,00)	2	(20,00)
Kumlama	0	(,00)	2	(20,00)	8	(80,00)
Kumlama+Lazer	2	(20,00)	0	(,00)	8	(80,00)
Lazer	6	(50,00)	0	(,00)	4	(40,00)
Cojet	2	(20,00)	0	(,00)	8	(80,00)
Toplam	27	(45,0)	2	(3,33)	31	(51,67)

IPS e.max ZirCAD blokların yüzey işlemlerine göre başarısızlık tiplerinin dağılımı incelendiğinde; adeziv başarısızlık tipinin kontrol ve HF Asit gruplarında, koheziv başarısızlık tipinin kumlama grubunda, miks başarısızlık tipinin Cojet grubunda diğer gruplara göre daha fazla olduğu gözlenmiştir.

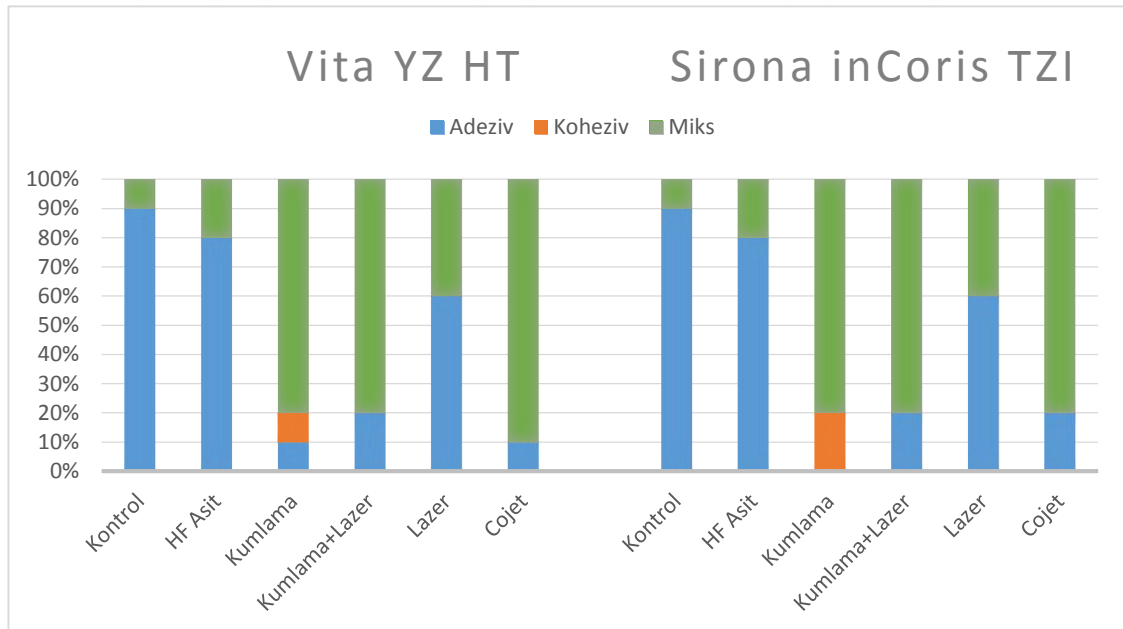
Tablo 4-6: IPS e.max ZirCAD blokların yüzey işlemlerine göre başarısızlık tiplerinin dağılımı

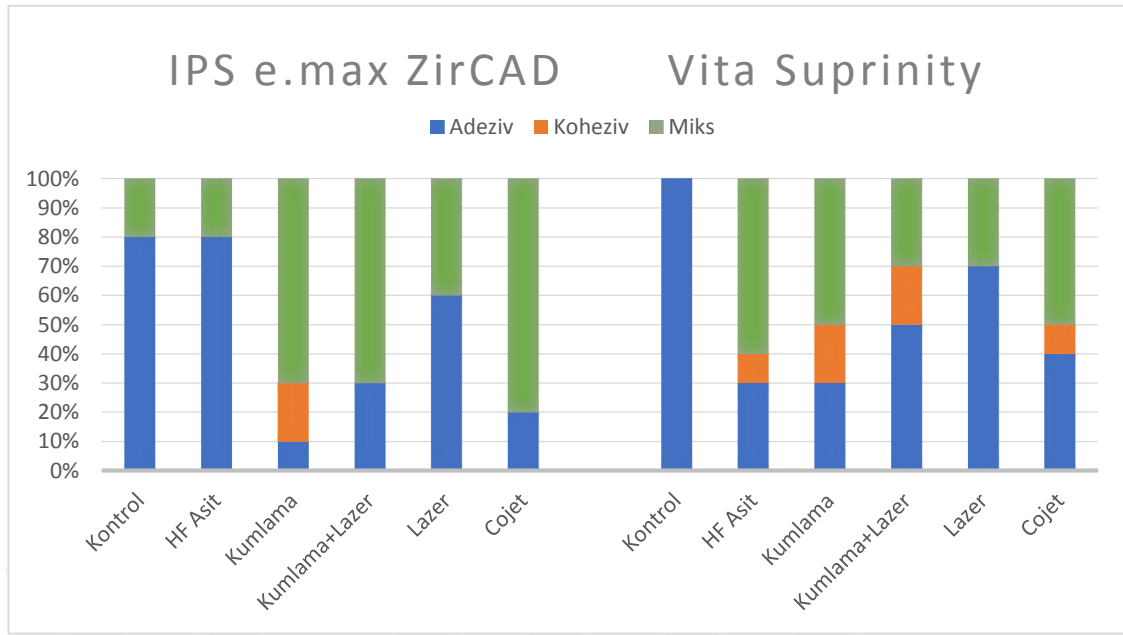
	Başarısızlık Tipleri					
	Adeziv		Koheziv		Miks	
	n	%	n	%	n	%
Kontrol	8	(80,00)	0	(,00)	2	(20,00)
HF Asit	8	(80,00)	0	(,00)	2	(20,00)
Kumlama	1	(10,00)	2	(20,00)	7	(70,00)
Kumlama+Lazer	3	(30,00)	0	(,00)	7	(70,00)
Lazer	6	(60,00)	0	(,00)	4	(40,00)
Cojet	2	(20,00)	0	(,00)	8	(80,00)
Toplam	28	(46,67)	2	(3,33)	30	(50,00)

Vita Suprinity blokların yüzey işlem gruplarına göre başarısızlık tiplerinin dağılımı incelendiğinde; adeziv başarısızlık tipine kontrol grubunda, koheziv başarısızlık tipine kumlama grubunda, miks başarısızlık tipine ise HF asit grubunda diğer gruplara göre daha fazla rastlanmaktadır.

Tablo 4-7: Vita Suprinity blokların yüzey işlemlerine göre başarısızlık tiplerinin dağılımı

	Başarısızlık Tipleri					
	Adeziv		Koheziv		Miks	
	n	%	n	%	n	%
Kontrol	10	(100,00)	0	(,00)	0	(,00)
HF Asit	3	(30,00)	1	(10,00)	6	(60,00)
Kumlama	3	(30,00)	2	(20,00)	5	(50,00)
Kumlama+Lazer	5	(50,00)	2	(20,00)	3	(30,00)
Lazer	7	(70,00)	0	(,00)	3	(30,00)
Cojet	4	(40,00)	1	(10,00)	5	(50,00)
Toplam	32	(53,37)	6	(10,00)	22	(36,66)





Şekil 4-8: Yapılan yüzey işlemi ile CAD-CAM blok türlerine göre gözlenen başarısızlık tipi yüzdeleri

Çalışmadaki CAD-CAM blok tipleri arasında bağlanma dayanımları tek yönlü ANOVA testi kullanılarak incelendiğinde anlamlı bir ilişki saptanmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4-8).

Tablo 4-8: CAD-CAM blokları için tek yönlü ANOVA testi

Bağlanma Dayanımı (MPa)	Kareler toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Gruplar Arasında	96,062	3	32,021	1,767	0,154
Gruplar İçinde	4276,401	236	18,120		
Toplam	4372,464	239			

CAD-CAM materyallerine uygulanan yüzey işlemi ile bağlanma dayanımları arasındaki ilişki tek yönlü ANOVA testi ile incelenmiş ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğu saptanmıştır. Cojet işlem grubunun ortalama bağlanma dayanımı ($17,02\pm3,11$ MPa) diğer yüzey işlem gruplarına göre anlamlı olarak daha yüksektir ($p<0,001$) (Tablo 4-9).

Tablo 4-9: Yüzey işlemleri için tek yönlü ANOVA testi

Bağlanma Dayanımı (MPa)	Kareler toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Gruplar Arasında	2587,832	5	517,566	67,863	<0,001
Gruplar İçinde	1784,631	234	7,627		
Toplam	4372,464	239			

Çalışmada 2 farklı bağımsız değişken olarak kullanılan CAD-CAM blok tipleri ve yüzey işlemleri yapılan çift yönlü ANOVA test yöntemiyle incelenmiş ve anlamlı bir ilişki saptanmıştır ($p < 0,001$) (Tablo 4-10).

Tablo 4-10: Çift yönlü ANOVA testi

	df	Kareler Toplamı	Ortalama Kare	F	p ¹
CAD-CAM	3	96,062	32,021	44,600	<0,001
Yüzey İşlemleri	5	2587,832	517,566	720,899	<0,001
CAD-CAM X Yüzey İşlemleri	15	1533,493	102,233	142,396	<0,001
Hata	216	155,076	,718		
Toplam	240	39290,024			

¹Çift Yönlü ANOVA

Çift yönlü ANOVA testi kullanılarak genel olarak CAD-CAM materyalleri ile reçine siman arasındaki bağlanma dayanımları arasında, kullanılan farklı blok materyali ve yüzey işlemleri grupları bakımından anlamlı bir ilişki tespit edilmesinin ardından her bir CAD-CAM blok tipi ve yüzey işlemi grupları ayrı ayrı tek yönlü ANOVA testi ile değerlendirildi. Her bir blok tipi yüzey işlemi alt gruplarıyla, her bir yüzey işlemi de blok tipi alt gruplarıyla ayrı ayrı karşılaştırılmıştır. Bağlanma dayanımları arasında, her bir CAD-CAM blok tipi ve yüzey işlemi grupları (Lazer hariç) açısından da anlamlı bir ilişki tespit edilmiştir (Tablo 4-11 ve Tablo 4-20 arası). Bu ilişkinin hangi gruplar arasında olduğunu tespit etmek için post-hoc Tukey testi kullanılmıştır. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirilmiştir (Tablo 4-21 ve Tablo 4-30 arası).

CAD-CAM BLOK TİPLERİNE GÖRE TEK YÖNLÜ ANOVA TESTLERİ

Tablo 4-11: Vita YZ HT blokları için tek yönlü ANOVA testi

Bağlanma Dayanımı (MPa)	Kareler toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Gruplar Arasında	1124,525	5	224,905	645,337	<0,001
Gruplar İçinde	18,819	54	,349		
Toplam	1143,344	59			

Tablo 4-12: Sirona inCoris TZI blokları için tek yönlü ANOVA testi

Bağlanma Dayanımı (MPa)	Kareler toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Gruplar Arasında	1208,433	5	241,687	366,032	<0,001
Gruplar İçinde	35,656	54	,660		
Toplam	1244,089	59			

Tablo 4-13: IPS e.max ZirCAD blokları için tek yönlü ANOVA testi

Bağlanma Dayanımı (MPa)	Kareler toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Gruplar Arasında	718,118	5	143,624	198,268	<0,001
Gruplar İçinde	39,117	54	,724		
Toplam	757,235	59			

Tablo 4-14: Vita Suprinity blokları için tek yönlü ANOVA testi

Bağlanma Dayanımı (MPa)	Kareler toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Gruplar Arasında	1070,249	5	214,050	187,995	<0,001
Gruplar İçinde	61,484	54	1,139		
Toplam	1131,733	59			

YÜZEY İŞLEMLERİ İÇİN TEK YÖNLÜ ANOVA TESTLERİ

Tablo 4-15: Kontrol grubu için tek yönlü ANOVA testi

Bağlanma Dayanımı (MPa)	Kareler toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Gruplar Arasında	38,484	3	12,828	27,392	<0,001
Gruplar İçinde	16,859	36	,468		
Toplam	55,343	39			

Tablo 4-16: HF Asit grubu için tek yönlü ANOVA testi

Bağlanma Dayanımı (MPa)	Kareler toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Gruplar Arasında	825,738	3	275,246	465,028	<0,001
Gruplar İçinde	21,308	36	,592		
Toplam	847,046	39			

Tablo 4-17: Kumlama grubu için tek yönlü ANOVA testi

Bağlanma Dayanımı (MPa)	Kareler toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Gruplar Arasında	196,580	3	65,527	82,452	<0,001
Gruplar İçinde	28,610	36	,795		
Toplam	225,190	39			

Tablo 4-18: Kumlama+Lazer grubu için tek yönlü ANOVA testi

Bağlanma Dayanımı (MPa)	Kareler toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Gruplar Arasında	230,280	3	76,760	97,704	<0,001
Gruplar İçinde	28,283	36	,786		
Toplam	258,564	39			

Tablo 4-19: Lazer grubu için tek yönlü ANOVA testi

Bağlanma Dayanımı (MPa)	Kareler toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Gruplar Arasında	1,755	3	,585	1,062	0,377
Gruplar İçinde	19,838	36	,551		
Toplam	21,593	39			

Tablo 4-20: Cojet grubu için tek yönlü ANOVA testi

Bağlanma Dayanımı (MPa)	Kareler toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Gruplar Arasında	336,719	3	112,240	100,568	<0,001
Gruplar İçinde	40,178	36	1,116		
Toplam	376,897	39			

Tablo 4-21: Vita YZ HT blokları için post-hoc Tukey testi

Vita YZ HT						
(I) Yüzey İşlemi	(J) Yüzey İşlemi	Ortalama Farkı (I-J)	Std. Hata	p	%95 Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Kontrol	HF Asit	-1,17300*	,26401	0,001	-1,9530	-,3930
	Kumlama	-8,80800*	,26401	<0,001	-9,5880	-8,0280
	Kumlama+Lazer	-6,23400*	,26401	<0,001	-7,0140	-5,4540
	Lazer	-,85000*	,26401	0,025	-1,6300	-,0700
	Cojet	-11,32400*	,26401	<0,001	-12,1040	-10,5440
HF Asit	Kontrol	1,17300*	,26401	0,001	,3930	1,9530
	Kumlama	-7,63500*	,26401	<0,001	-8,4150	-6,8550
	Kumlama+Lazer	-5,06100*	,26401	<0,001	-5,8410	-4,2810
	Lazer	,32300	,26401	0,824	-,4570	1,1030
	Cojet	-10,15100*	,26401	<0,001	-10,9310	-9,3710
Kumlama	Kontrol	8,80800*	,26401	<0,001	8,0280	9,5880
	HF Asit	7,63500*	,26401	<0,001	6,8550	8,4150
	Kumlama+Lazer	2,57400*	,26401	<0,001	1,7940	3,3540
	Lazer	7,95800*	,26401	<0,001	7,1780	8,7380
	Cojet	-2,51600*	,26401	<0,001	-3,2960	-1,7360
Kumlama+Lazer	Kontrol	6,23400*	,26401	<0,001	5,4540	7,0140
	HF Asit	5,06100*	,26401	<0,001	4,2810	5,8410
	Kumlama	-2,57400*	,26401	<0,001	-3,3540	-1,7940
	Lazer	5,38400*	,26401	<0,001	4,6040	6,1640
	Cojet	-5,09000*	,26401	<0,001	-5,8700	-4,3100
Lazer	Kontrol	,85000*	,26401	0,025	,0700	1,6300
	HF Asit	-,32300	,26401	0,824	-1,1030	,4570
	Kumlama	-7,95800*	,26401	<0,001	-8,7380	-7,1780
	Kumlama+Lazer	-5,38400*	,26401	<0,001	-6,1640	-4,6040
	Cojet	-10,47400*	,26401	<0,001	-11,2540	-9,6940
Cojet	Kontrol	11,32400*	,26401	<0,001	10,5440	12,1040
	HF Asit	10,15100*	,26401	<0,001	9,3710	10,9310
	Kumlama	2,51600*	,26401	<0,001	1,7360	3,2960
	Kumlama+Lazer	5,09000*	,26401	<0,001	4,3100	5,8700
	Lazer	10,47400*	,26401	<0,001	9,6940	11,2540

Tablo 4-22: Sirona inCoris TZI blokları için post-hoc Tukey testi

Sirona inCoris TZI						
(I) Yüzey İşlemi	(J) Yüzey İşlemi	Ortalama Farkı (I-J)	Std. Hata	p	%95 Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Kontrol	HF Asit	-1,39900*	,36340	0,004	-2,4727	-,3253
	Kumlama	-9,49800*	,36340	<0,001	-10,5717	-8,4243
	Kumlama+Lazer	-6,24300*	,36340	<0,001	-7,3167	-5,1693
	Lazer	-1,50000*	,36340	0,002	-2,5737	-,4263
	Cojet	-11,99400*	,36340	<0,001	-13,0677	-10,9203
HF Asit	Kontrol	1,39900*	,36340	0,004	,3253	2,4727
	Kumlama	-8,09900*	,36340	<0,001	-9,1727	-7,0253
	Kumlama+Lazer	-4,84400*	,36340	<0,001	-5,9177	-3,7703
	Lazer	-,10100	,36340	1,000	-1,1747	,9727
	Cojet	-10,59500*	,36340	<0,001	-11,6687	-9,5213
Kumlama	Kontrol	9,49800*	,36340	<0,001	8,4243	10,5717
	HF Asit	8,09900*	,36340	<0,001	7,0253	9,1727
	Kumlama+Lazer	3,25500*	,36340	<0,001	2,1813	4,3287
	Lazer	7,99800*	,36340	<0,001	6,9243	9,0717
	Cojet	-2,49600*	,36340	<0,001	-3,5697	-1,4223
Kumlama+Lazer	Kontrol	6,24300*	,36340	<0,001	5,1693	7,3167
	HF Asit	4,84400*	,36340	<0,001	3,7703	5,9177
	Kumlama	-3,25500*	,36340	<0,001	-4,3287	-2,1813
	Lazer	4,74300*	,36340	<0,001	3,6693	5,8167
	Cojet	-5,75100*	,36340	<0,001	-6,8247	-4,6773
Lazer	Kontrol	1,50000*	,36340	0,002	,4263	2,5737
	HF Asit	,10100	,36340	1,000	-,9727	1,1747
	Kumlama	-7,99800*	,36340	<0,001	-9,0717	-6,9243
	Kumlama+Lazer	-4,74300*	,36340	<0,001	-5,8167	-3,6693
	Cojet	-10,49400*	,36340	<0,001	-11,5677	-9,4203
Cojet	Kontrol	11,99400*	,36340	<0,001	10,9203	13,0677
	HF Asit	10,59500*	,36340	<0,001	9,5213	11,6687
	Kumlama	2,49600*	,36340	<0,001	1,4223	3,5697
	Kumlama+Lazer	5,75100*	,36340	<0,001	4,6773	6,8247
	Lazer	10,49400*	,36340	<0,001	9,4203	11,5677

Tablo 4-23: IPS e.max ZirCAD blokları için post-hoc Tukey testi

IPS e.max ZirCAD						
(I) Yüzey İşlemi	(J) Yüzey İşlemi	Ortalama Farkı (I-J)	Std. Hata	p	%95 Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Kontrol	HF Asit	-,31000	,38063	0,964	-1,4346	,8146
	Kumlama	-5,88800*	,38063	<0,001	-7,0126	-4,7634
	Kumlama+Lazer	-5,86600*	,38063	<0,001	-6,9906	-4,7414
	Lazer	-,25600	,38063	0,984	-1,3806	,8686
	Cojet	-8,75000*	,38063	<0,001	-9,8746	-7,6254
HF Asit	Kontrol	,31000	,38063	0,964	-,8146	1,4346
	Kumlama	-5,57800*	,38063	<0,001	-6,7026	-4,4534
	Kumlama+Lazer	-5,55600*	,38063	<0,001	-6,6806	-4,4314
	Lazer	,05400	,38063	1,000	-1,0706	1,1786
	Cojet	-8,44000*	,38063	<0,001	-9,5646	-7,3154
Kumlama	Kontrol	5,88800*	,38063	<0,001	4,7634	7,0126
	HF Asit	5,57800*	,38063	<0,001	4,4534	6,7026
	Kumlama+Lazer	,02200	,38063	1,000	-1,1026	1,1466
	Lazer	5,63200*	,38063	<0,001	4,5074	6,7566
	Cojet	-2,86200*	,38063	<0,001	-3,9866	-1,7374
Kumlama+Lazer	Kontrol	5,86600*	,38063	<0,001	4,7414	6,9906
	HF Asit	5,55600*	,38063	<0,001	4,4314	6,6806
	Kumlama	-,02200	,38063	1,000	-1,1466	1,1026
	Lazer	5,61000*	,38063	<0,001	4,4854	6,7346
	Cojet	-2,88400*	,38063	<0,001	-4,0086	-1,7594
Lazer	Kontrol	,25600	,38063	0,984	-,8686	1,3806
	HF Asit	-,05400	,38063	1,000	-1,1786	1,0706
	Kumlama	-5,63200*	,38063	<0,001	-6,7566	-4,5074
	Kumlama+Lazer	-5,61000*	,38063	<0,001	-6,7346	-4,4854
	Cojet	-8,49400*	,38063	<0,001	-9,6186	-7,3694
Cojet	Kontrol	8,75000*	,38063	<0,001	7,6254	9,8746
	HF Asit	8,44000*	,38063	<0,001	7,3154	9,5646
	Kumlama	2,86200*	,38063	<0,001	1,7374	3,9866
	Kumlama+Lazer	2,88400*	,38063	<0,001	1,7594	4,0086
	Lazer	8,49400*	,38063	<0,001	7,3694	9,6186

Tablo 4-24: Vita Suprinity blokları için post-hoc Tukey testi

Vita Suprinity						
(I) Yüzey İşlemi	(J) Yüzey İşlemi	Ortalama Farkı (I-J)	Std. Hata	p	%95 Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Kontrol	HF Asit	-13,48400*	,47720	<0,001	-14,8939	-12,0741
	Kumlama	-5,58500*	,47720	<0,001	-6,9949	-4,1751
	Kumlama+Lazer	-2,67100*	,47720	<0,001	-4,0809	-1,2611
	Lazer	-3,33400*	,47720	<0,001	-4,7439	-1,9241
	Cojet	-6,35900*	,47720	<0,001	-7,7689	-4,9491
HF Asit	Kontrol	13,48400*	,47720	<0,001	12,0741	14,8939
	Kumlama	7,89900*	,47720	<0,001	6,4891	9,3089
	Kumlama+Lazer	10,81300*	,47720	<0,001	9,4031	12,2229
	Lazer	10,15000*	,47720	<0,001	8,7401	11,5599
	Cojet	7,12500*	,47720	<0,001	5,7151	8,5349
Kumlama	Kontrol	5,58500*	,47720	<0,001	4,1751	6,9949
	HF Asit	-7,89900*	,47720	<0,001	-9,3089	-6,4891
	Kumlama+Lazer	2,91400*	,47720	<0,001	1,5041	4,3239
	Lazer	2,25100*	,47720	<0,001	,8411	3,6609
	Cojet	-,77400	,47720	0,588	-2,1839	,6359
Kumlama+Lazer	Kontrol	2,67100*	,47720	<0,001	1,2611	4,0809
	HF Asit	-10,81300*	,47720	<0,001	-12,2229	-9,4031
	Kumlama	-2,91400*	,47720	<0,001	-4,3239	-1,5041
	Lazer	-,66300	,47720	0,733	-2,0729	,7469
	Cojet	-3,68800*	,47720	<0,001	-5,0979	-2,2781
Lazer	Kontrol	3,33400*	,47720	<0,001	1,9241	4,7439
	HF Asit	-10,15000*	,47720	<0,001	-11,5599	-8,7401
	Kumlama	-2,25100*	,47720	<0,001	-3,6609	-,8411
	Kumlama+Lazer	,66300	,47720	0,733	-,7469	2,0729
	Cojet	-3,02500*	,47720	<0,001	-4,4349	-1,6151
Cojet	Kontrol	6,35900*	,47720	<0,001	4,9491	7,7689
	HF Asit	-7,12500*	,47720	<0,001	-8,5349	-5,7151
	Kumlama	,77400	,47720	0,588	-,6359	2,1839
	Kumlama+Lazer	3,68800*	,47720	<0,001	2,2781	5,0979
	Lazer	3,02500*	,47720	<0,001	1,6151	4,4349

Tablo 4-25: Kontrol grubu için post-hoc Tukey testi

Kontrol						
(I) CAD-CAM	(J) CAD-CAM	Ortalama Farkı (I-J)	Std. Hata	p	%95 Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Vita YZ HT	Sirona inCoris TZI	,84500*	,30604	0,043	,0208	1,6692
	IPS e.max ZirCAD	-,30600	,30604	0,750	-1,1302	,5182
	Vita Suprinity	2,22500*	,30604	<0,001	1,4008	3,0492
Sirona inCoris TZI	Vita YZ HT	-,84500*	,30604	0,043	-1,6692	-,0208
	IPS e.max ZirCAD	-1,15100*	,30604	0,003	-1,9752	-,3268
	Vita Suprinity	1,38000*	,30604	<0,001	,5558	2,2042
IPS e.max ZirCAD	Vita YZ HT	,30600	,30604	0,750	-,5182	1,1302
	Sirona inCoris TZI	1,15100*	,30604	0,003	,3268	1,9752
	Vita Suprinity	2,53100*	,30604	<0,001	1,7068	3,3552
Vita Suprinity	Vita YZ HT	-2,22500*	,30604	<0,001	-3,0492	-1,4008
	Sirona inCoris TZI	-1,38000*	,30604	<0,001	-2,2042	-,5558
	IPS e.max ZirCAD	-2,53100*	,30604	<0,001	-3,3552	-1,7068

Tablo 4-26: HF Asit grubu için post-hoc Tukey testi

HF Asit						
(I) CAD-CAM	(J) CAD-CAM	Ortalama Farkı (I-J)	Std. Hata	p	%95 Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Vita YZ HT	Sirona inCoris TZI	,61900	,34406	0,290	-,3076	1,5456
	IPS e.max ZirCAD	,55700	,34406	0,381	-,3696	1,4836
	Vita Suprinity	-10,08600*	,34406	<0,001	-11,0126	-9,1594
Sirona inCoris TZI	Vita YZ HT	-,61900	,34406	0,290	-1,5456	,3076
	IPS e.max ZirCAD	-,06200	,34406	0,998	-,9886	,8646
	Vita Suprinity	-10,70500*	,34406	<0,001	-11,6316	-9,7784
IPS e.max ZirCAD	Vita YZ HT	-,55700	,34406	0,381	-1,4836	,3696
	Sirona inCoris TZI	,06200	,34406	0,998	-,8646	,9886
	Vita Suprinity	-10,64300*	,34406	<0,001	-11,5696	-9,7164
Vita Suprinity	Vita YZ HT	10,08600*	,34406	<0,001	9,1594	11,0126
	Sirona inCoris TZI	10,70500*	,34406	<0,001	9,7784	11,6316
	IPS e.max ZirCAD	10,64300*	,34406	<0,001	9,7164	11,5696

Tablo 4-27: Kumlama grubu için post-hoc Tukey testi

Kumlama						
(I) CAD-CAM	(J) CAD-CAM	Ortalama Farkı (I-J)	Std. Hata	P	%95 Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Vita YZ HT	Sirona inCoris TZI	,15500	,39868	0,980	-,9187	1,2287
	IPS e.max ZirCAD	2,61400*	,39868	<0,001	1,5403	3,6877
	Vita Suprinity	5,44800*	,39868	<0,001	4,3743	6,5217
Sirona inCoris TZI	Vita YZ HT	-,15500	,39868	0,980	-1,2287	,9187
	IPS e.max ZirCAD	2,45900*	,39868	<0,001	1,3853	3,5327
	Vita Suprinity	5,29300*	,39868	<0,001	4,2193	6,3667
IPS e.max ZirCAD	Vita YZ HT	-2,61400*	,39868	<0,001	-3,6877	-1,5403
	Sirona inCoris TZI	-2,45900*	,39868	<0,001	-3,5327	-1,3853
	Vita Suprinity	2,83400*	,39868	<0,001	1,7603	3,9077
Vita Suprinity	Vita YZ HT	-5,44800*	,39868	<0,001	-6,5217	-4,3743
	Sirona inCoris TZI	-5,29300*	,39868	<0,001	-6,3667	-4,2193
	IPS e.max ZirCAD	-2,83400*	,39868	<0,001	-3,9077	-1,7603

Tablo 4-28: Kumlama+Lazer grubu için post-hoc Tukey testi

Kumlama+Lazer						
(I) CAD-CAM	(J) CAD-CAM	Ortalama Farkı (I-J)	Std. Hata	P	%95 Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Vita YZ HT	Sirona inCoris TZI	,83600	,39639	0,170	-,2316	1,9036
	IPS e.max ZirCAD	,06200	,39639	0,999	-1,0056	1,1296
	Vita Suprinity	5,78800*	,39639	<0,001	4,7204	6,8556
Sirona inCoris TZI	Vita YZ HT	-,83600	,39639	0,170	-1,9036	,2316
	IPS e.max ZirCAD	-,77400	,39639	0,225	-1,8416	,2936
	Vita Suprinity	4,95200*	,39639	<0,001	3,8844	6,0196
IPS e.max ZirCAD	Vita YZ HT	-,06200	,39639	0,999	-1,1296	1,0056
	Sirona inCoris TZI	,77400	,39639	0,225	-,2936	1,8416
	Vita Suprinity	5,72600*	,39639	<0,001	4,6584	6,7936
Vita Suprinity	Vita YZ HT	-5,78800*	,39639	<0,001	-6,8556	-4,7204
	Sirona inCoris TZI	-4,95200*	,39639	<0,001	-6,0196	-3,8844
	IPS e.max ZirCAD	-5,72600*	,39639	<0,001	-6,7936	-4,6584

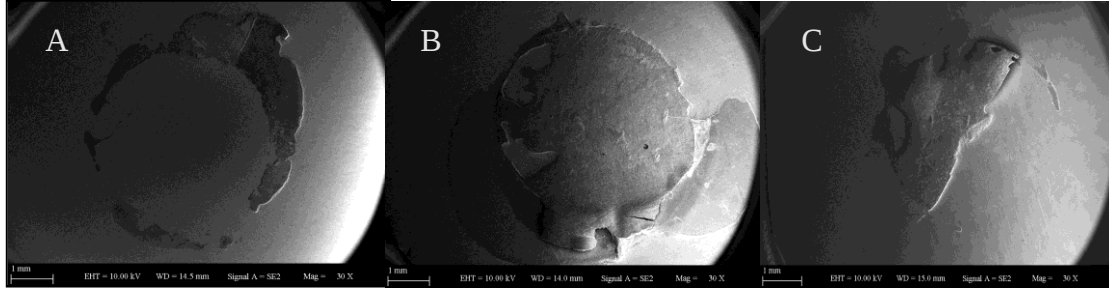
Tablo 4-29: Lazer grubu için post-hoc Tukey testi

Lazer						
(I) CAD-CAM	(J) CAD-CAM	Ortalama Farkı (I-J)	Std. Hata	p	%95 Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Vita YZ HT	Sirona inCoris TZI	,19500	,33198	0,935	-,6991	1,0891
	IPS e.max ZirCAD	,28800	,33198	0,821	-,6061	1,1821
	Vita Suprinity	-,25900	,33198	0,863	-1,1531	,6351
Sirona inCoris TZI	Vita YZ HT	-,19500	,33198	0,935	-1,0891	,6991
	IPS e.max ZirCAD	,09300	,33198	0,992	-,8011	,9871
	Vita Suprinity	-,45400	,33198	0,527	-1,3481	,4401
IPS e.max ZirCAD	Vita YZ HT	-,28800	,33198	0,821	-1,1821	,6061
	Sirona inCoris TZI	-,09300	,33198	0,992	-,9871	,8011
	Vita Suprinity	-,54700	,33198	0,366	-1,4411	,3471
Vita Suprinity	Vita YZ HT	,25900	,33198	0,863	-,6351	1,1531
	Sirona inCoris TZI	,45400	,33198	0,527	-,4401	1,3481
	IPS e.max ZirCAD	,54700	,33198	0,366	-,3471	1,4411

Tablo 4-30: Cojet grubu için post-hoc Tukey testi

Cojet						
(I) CAD-CAM	(J) CAD-CAM	Ortalama Farkı (I-J)	Std. Hata	p	%95 Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Vita YZ HT	Sirona inCoris TZI	,17500	,47245	0,982	-1,0974	1,4474
	IPS e.max ZirCAD	2,26800*	,47245	<0,001	,9956	3,5404
	Vita Suprinity	7,19000*	,47245	<0,001	5,9176	8,4624
Sirona inCoris TZI	Vita YZ HT	-,17500	,47245	0,982	-1,4474	1,0974
	IPS e.max ZirCAD	2,09300*	,47245	<0,001	,8206	3,3654
	Vita Suprinity	7,01500*	,47245	<0,001	5,7426	8,2874
IPS e.max ZirCAD	Vita YZ HT	-2,26800*	,47245	<0,001	-3,5404	-,9956
	Sirona inCoris TZI	-2,09300*	,47245	<0,001	-3,3654	-,8206
	Vita Suprinity	4,92200*	,47245	<0,001	3,6496	6,1944
Vita Suprinity	Vita YZ HT	-7,19000*	,47245	<0,001	-8,4624	-5,9176
	Sirona inCoris TZI	-7,01500*	,47245	<0,001	-8,2874	-5,7426
	IPS e.max ZirCAD	-4,92200*	,47245	<0,001	-6,1944	-3,6496

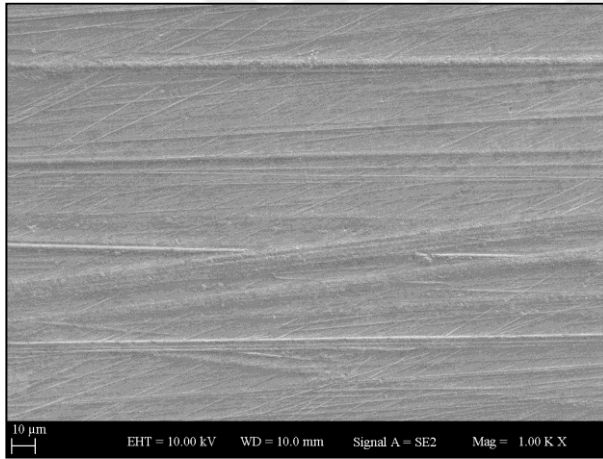
BAŞARISIZLIK TİPLERİ



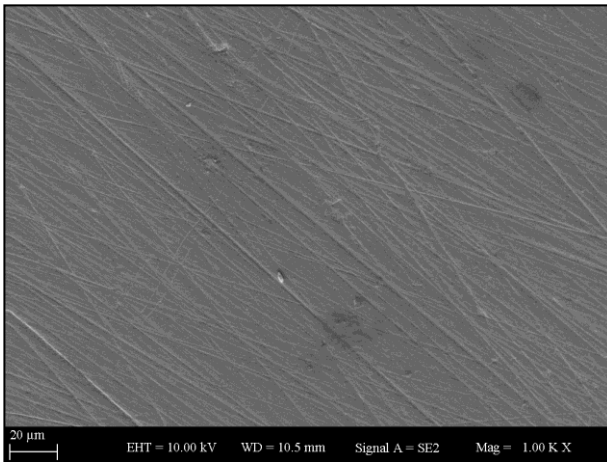
Şekil 4-9: Görülen başarısızlık tipleri. (X30) A) Adeziv başarısızlık B) Koheziv başarısızlık C) Miks başarısızlık

SEM GÖRÜNTÜLERİ

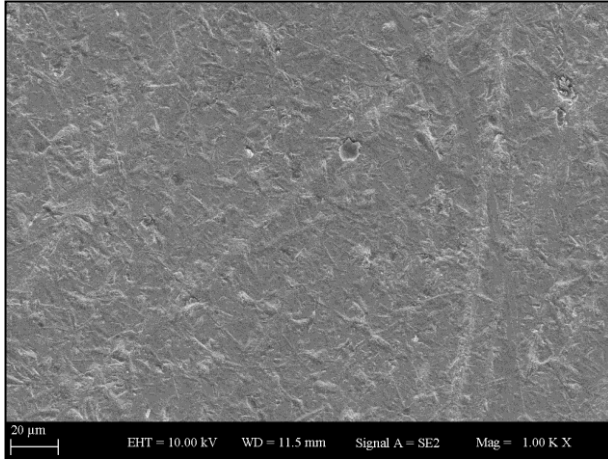
Vita YZ HT



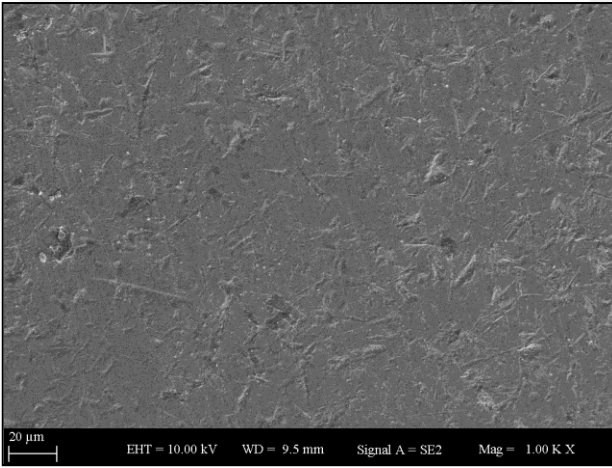
Şekil 4-10: Vita YZ HT Kontrol grubu SEM görüntüsü (X1000)



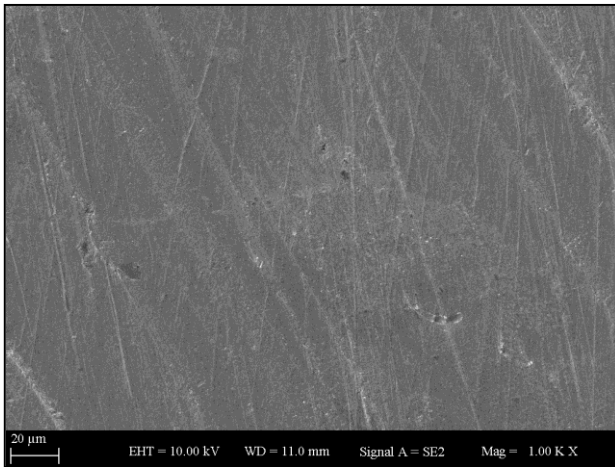
Şekil 4-11: Vita YZ HT HF asit işlemi sonrası SEM görüntüsü (X1000)



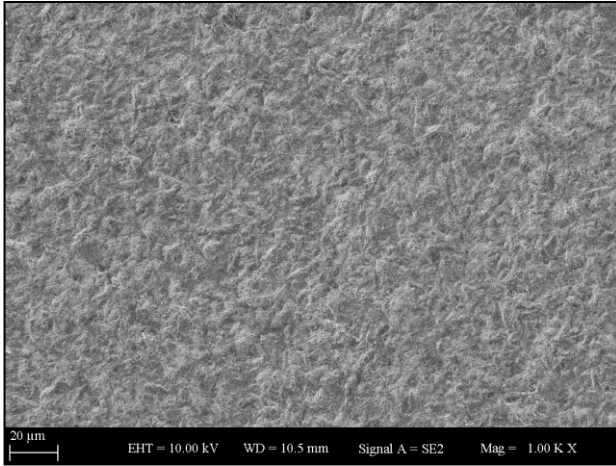
Şekil 4-12: Vita YZ HT Kumlama işlemi sonrası SEM görüntüsü (X1000)



Şekil 4-13: Vita YZ HT Kumlama+Lazer işlemi sonrası SEM görüntüsü (X1000)

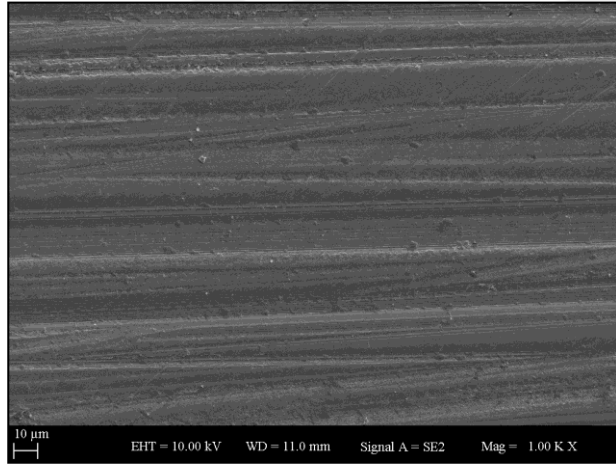


Şekil 4-14: Vita YZ HT Lazer işlemi sonrası SEM görüntüsü (X1000)

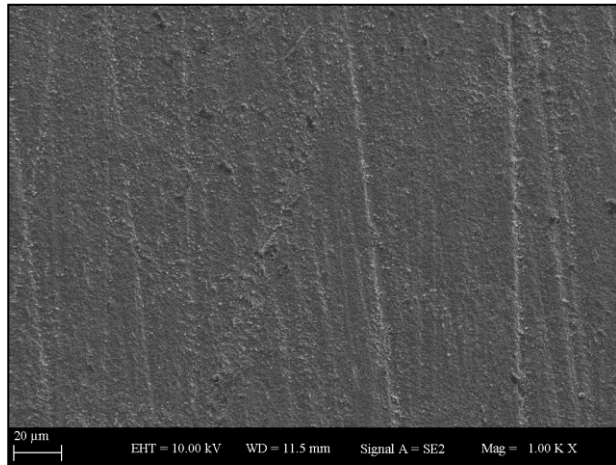


Şekil 4-15: Vita YZ HT Cojet işlemi sonrası SEM görüntüsü (X1000)

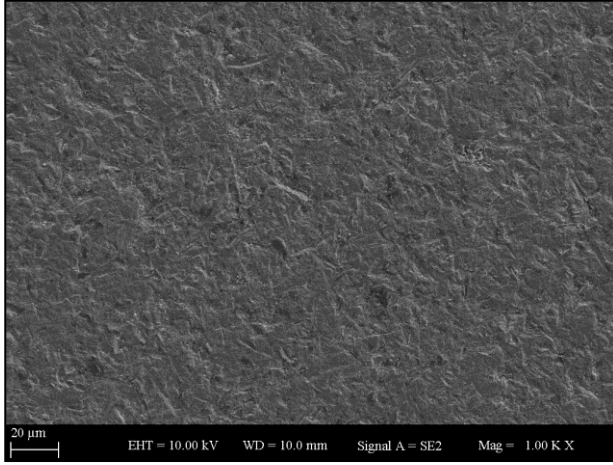
Sirona inCoris TZI



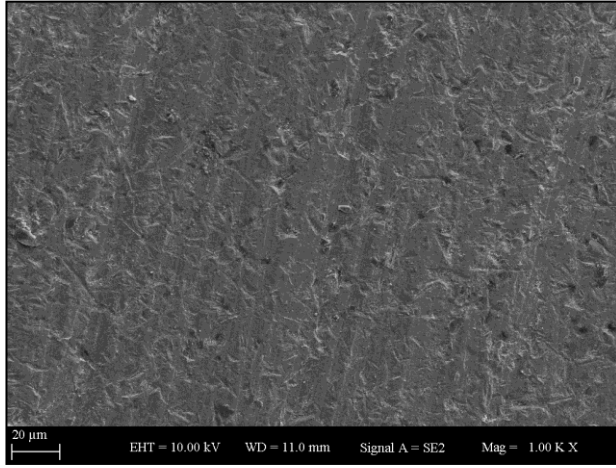
Şekil 4-16: Sirona inCoris TZI Kontrol grubu SEM görüntüsü (X1000)



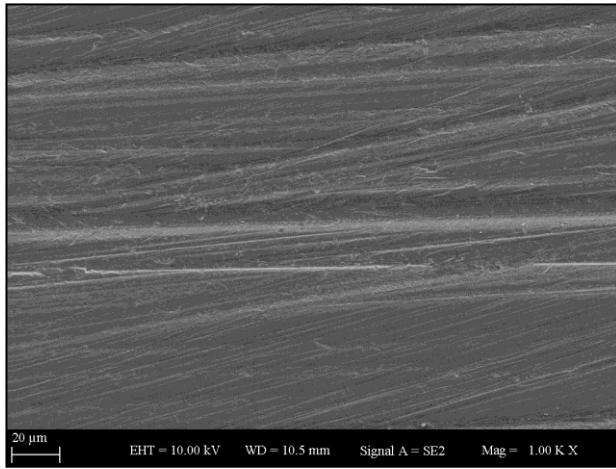
Şekil 4-17: Sirona inCoris TZI HF asit işlemi sonrası SEM görüntüsü (X1000)



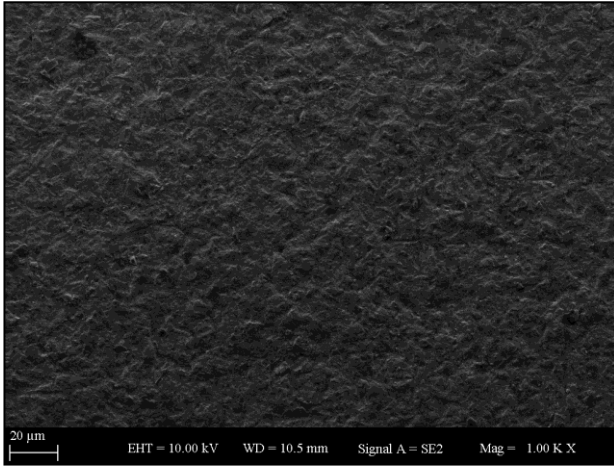
Şekil 4-18: Sirona inCoris TZI Kumlama işlemi sonrası SEM görüntüsü (X1000)



Şekil 4-19: Sirona inCoris TZI Kumlama+Lazer işlemi sonrası SEM görüntüsü (X1000)

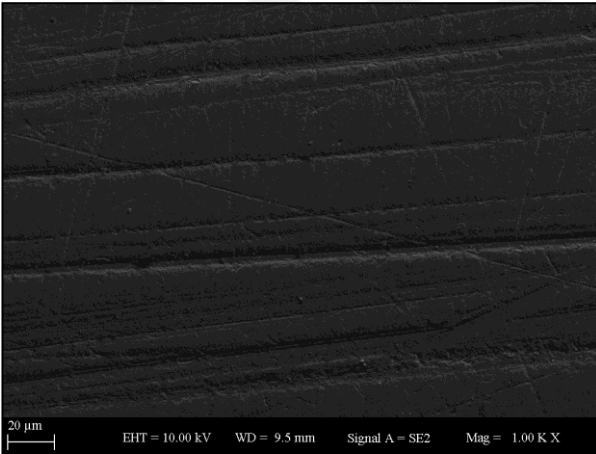


Şekil 4-20: Sirona inCoris TZI Lazer işlemi sonrası SEM görüntüsü (X1000)

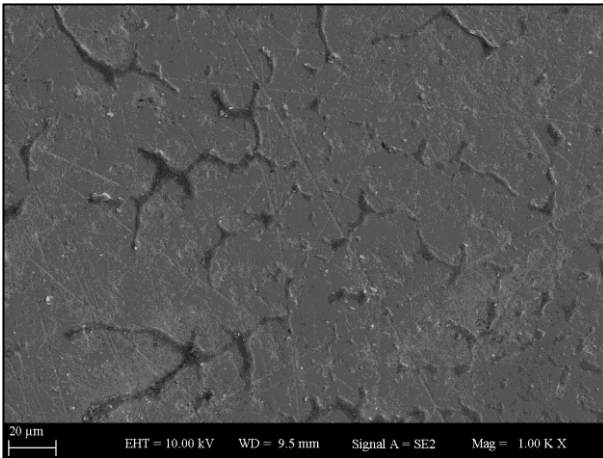


Şekil 4-21: Sirona inCoris TZI Cojet işlemi sonrası SEM görüntüsü (X1000)

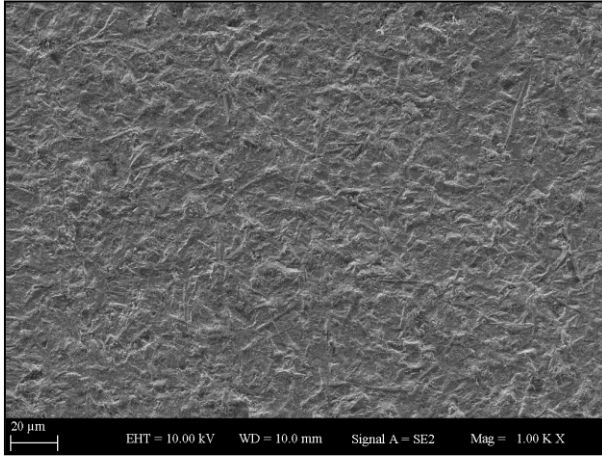
IPS e.max ZirCAD



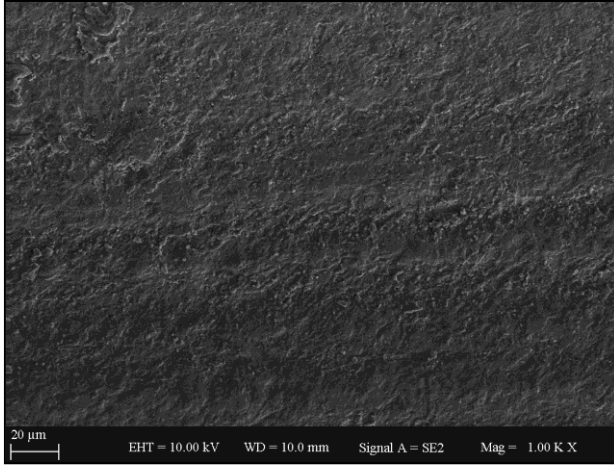
Şekil 4-22: IPS e.max ZirCAD Kontrol grubu SEM görüntüsü (X1000)



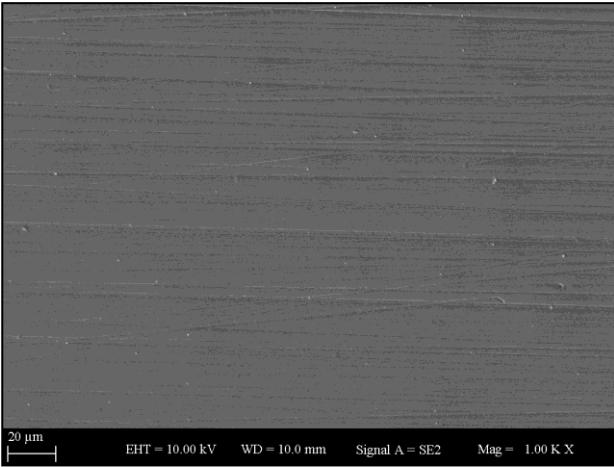
Şekil 4-23: IPS e.max ZirCAD HF asit işlemi sonrası SEM görüntüsü (X1000)



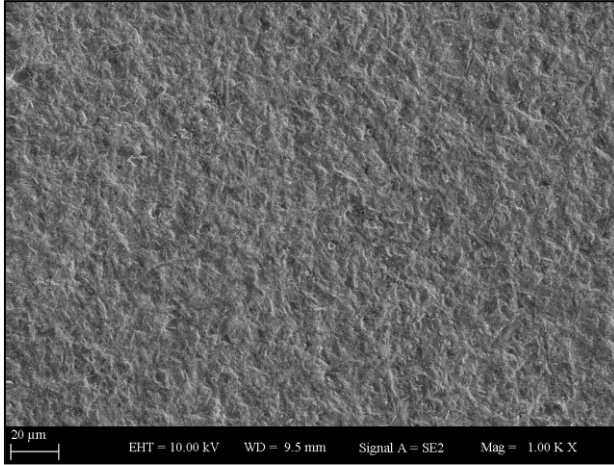
Şekil 4-24: IPS e.max ZirCAD Kuşlama işlemi sonrası SEM görüntüsü (X1000)



Şekil 4-25: IPS e.max ZirCAD Kuşlama+Lazer işlemi sonrası SEM görüntüsü (X1000)

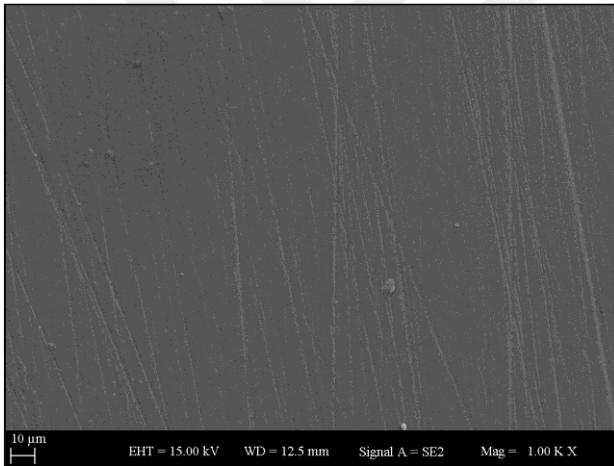


Şekil 4-26: IPS e.max ZirCAD Lazer işlemi sonrası SEM görüntüsü (X1000)

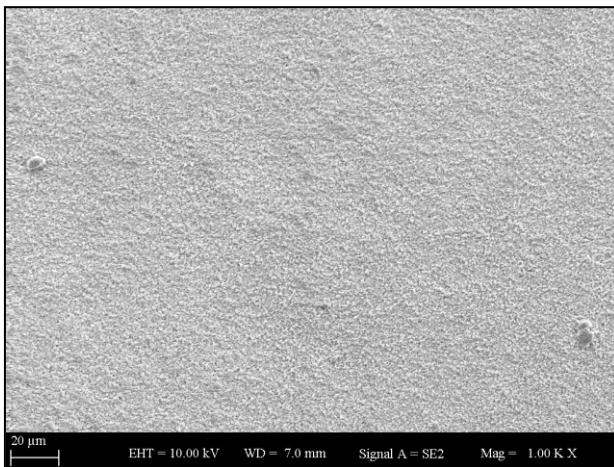


Şekil 4-27: IPS e.max ZirCAD Cojet işlemi sonrası SEM görüntüsü (X1000)

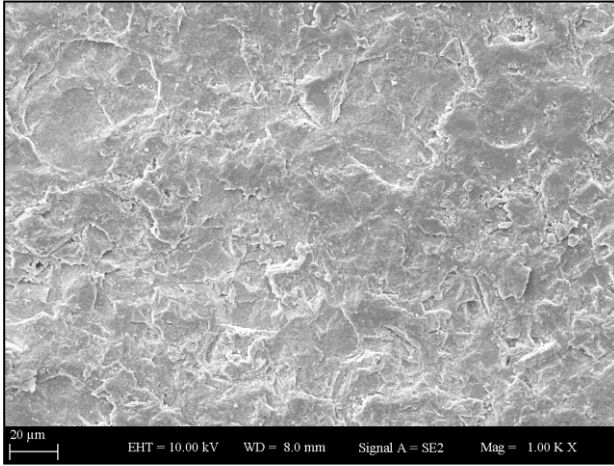
Vita Suprinity



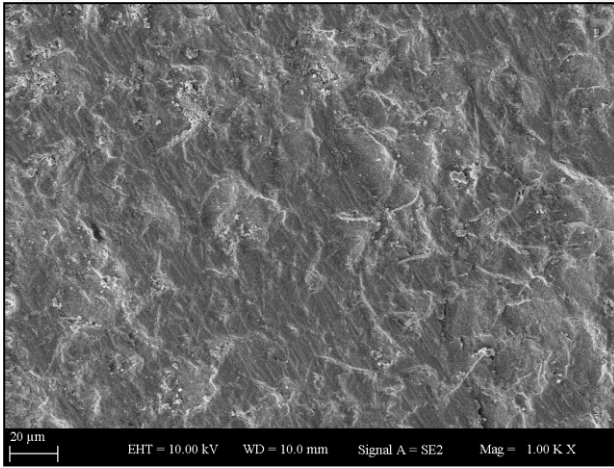
Şekil 4-28: Vita Suprinity Kontrol grubu SEM görüntüsü (X1000)



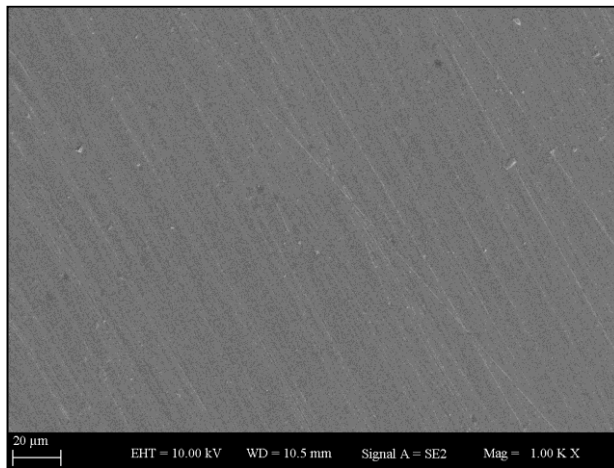
Şekil 4-29: Vita Suprinity HF asit işlemi sonrası SEM görüntüsü (X1000)



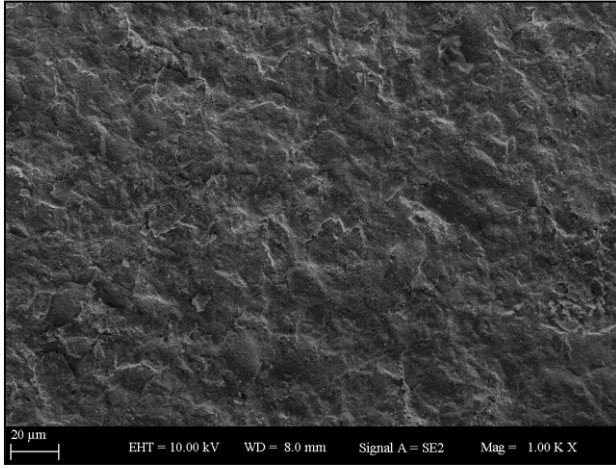
Şekil :4-30: Vita Suprinity Kuşlama işlemi sonrası SEM görüntüsü (X1000)



Şekil 4-31: Vita Suprinity Kuşlama+Lazer işlemi sonrası SEM görüntüsü (X1000)



Şekil 4-32: Vita Suprinity Lazer işlemi sonrası SEM görüntüsü (X1000)



Şekil 4-33: Vita Suprinity Cojet işlemi sonrası SEM görüntüsü (X1000)

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde CAD-CAM sistemleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu sistemlerde kullanılan bloklar endüstriyel olarak standardize edilmiş ve homojen bir yapıya sahiptir (Hickel ve Manhart 2001). CAD-CAM sistemlerinde kullanılan bazı bloklar; feldspatik seramikler, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler ve zirkonya esaslı seramiklerdir (Bindl ve Mörmann 2003). Zirkonya esaslı seramikler kırılma dayanımının yüksek olması, biyolojik olarak uyumlu olması ve estetik özellikleri nedeniyle tercih edilmektedir. Fakat zirkonya altyapıların opak olması, anterior bölgelerdeki kullanımını kısıtlamaktadır (Devigus ve Lombordi 2004). Zirkonya esaslı seramik restorasyonların estetik özelliklerini geliştirebilmek amacıyla, zirkonya altyapı üzerine çeşitli üstyapı seramikleri uygulanmaktadır ve altyapı ile üstyapı arasında oluşan bağlantı sorunu restorasyonun klinik başarısını olumsuz etkilemektedir (Aboushelib ve ark. 2005). Bu amaçla yüksek translusentlik özelliğine sahip monolitik zirkonyalar geliştirilmiştir. Monolitik zirkonyaların, üstyapı seramiği kullanılmadan uygulanabildikleri gibi, 0.5 mm'ye kadar inceltirilerek kullanılma endikasyonları da vardır (Zhang ve ark. 2013).

Bu malzemelerin klinik başarısının arttırılması düşüncesiyle çalışmamızda 2 farklı firmanın ürettiği monolitik zirkonya (Vita YZ HT, Sirona inCoris TZI), Y-TZP zirkonya (IPS e.max ZirCAD) ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklere (Vita Suprinity) farklı yüzey işlemi uygulanarak reçine simanla olan bağlanma dayanımlarının incelenmesi amaçlanmıştır.

Zirkonya esaslı restorasyonların uzun dönem başarısı zirkonya ile reçine siman arasındaki adezyona bağlıdır. Zayıf bir adezyon sonucunda restoratif materyalde oluşan çatlak, seramik ve reçine siman arayüzü boyunca ilerleyerek restorasyonun kırılmasına veya tamamen yerinden çıkmasına neden olabilir (Qebrawi ve ark. 2015). Tam seramik restorasyonlar ve adeziv reçine siman arasındaki başarılı bağlantı; seramik yüzeyi ile reçine arasındaki kimyasal ve mikromekanik bağlantı ile sağlanır. Tam seramik restorasyonların iç yüzeylerinin pürüzlendirilmesinin yüzey alanını arttırarak reçine esaslı materyallerin seramik yüzeyini ıslatmasını kolaylaştırdığı bildirilmiştir (Kramer ve ark. 2000; Ozcan ve ark. 1998). Y-TZP seramikler cam faz içermediklerinden dolayı, hidroflorik asit ile pürüzlendirme ve pürüzlendirilen yüzeye silan uygulama işleminin

bağlanma dayanımı üzerine olumlu bir etkisinin olmadığını belirten çalışmalar mevcuttur (Blatz ve ark. 2003; Borges ve ark. 2003).

Behr ve arkadaşları zirkonya örneklerine Al_2O_3 ile kumlama ve tribokimyasal silika kaplama işlemleri uyguladığı çalışmasında makaslama bağlanma dayanım değerinin 10 MPa'dan yüksek olmasının klinik olarak kabul edilebilir değerler olduğunu bildirmişlerdir (Behr ve ark. 2011). Çalışmamızda Vita YZ HT, Sirona inCoris TZI ve IPS e.max ZirCAD için kontrol, HF asit ve lazer grupları; Vita Suprinity için kontrol, kumlama+lazer ve lazer grupları hariç diğer grupların bağlanma dayanım değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir değerler olduğu görülmüştür.

Çalışmamızda kontrol gruplarında elde edilen bağlanma dayanım değerleri Vita YZ HT için $8,11 \pm 0,27$ MPa; Sirona inCoris TZI için $7,26 \pm 0,74$ MPa; IPS e.max ZirCAD için $8,41 \pm 0,79$ MPa, Vita Suprinity için $5,88 \pm 0,79$ MPa olarak bulunmuştur. Bu sonuçlar, tüm bloklara yüzey işlemi uygulamanın gerekliliğini ortaya koymaktadır.

Zirkonya seramik-reçine siman adezyonunu sağlayabilmek için zirkonya yüzeyine Al_2O_3 ile kumlama, tribokimyasal silika kaplama, lazer uygulama gibi çeşitli yöntemlerle pürüzlendirme yapılması amaçlanarak birçok çalışma yapılmıştır. Buna rağmen zirkonya için en uygun yüzey işlemi hakkında kesin bir bilgiye ulaşılamamıştır. Bu amaçla çalışmamızda HF asit, kumlama, kumlama+lazer, lazer ve tribokimyasal silika kaplama yüzey işlemleri Vita YZ HT, Sirona inCoris TZI, IPS e.max ZirCAD ve Vita Suprinity bloklara uygulanmıştır. HF asit uygulaması çalışmamızda bulunan Vita Suprinity blokları için önerilen yöntem olması sebebiyle yüzey işlemi gruplarına dahil edilmiştir. Böylelikle zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik, Y-TZP zirkonya ve monolitik zirkonya materyallerinin HF asit uygulaması sonrası bağlanma dayanımları da karşılaştırılmıştır.

Murthy ve arkadaşları ile Ural ve arkadaşları çalışmalarında zirkonya örneklerine uygulanan %9.6 HF asit işleminin bağlanma dayanımını kontrol grubuna göre arttırdığını fakat aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını belirtmişlerdir (Murthy ve ark. 2014). Ural ve arkadaşları, bağlanma dayanımındaki bu artışın HF asitin zirkonya yüzeyinin enerjisini değiştirerek ıslanabilirliğini arttırmasından kaynaklandığını düşünmektedirler (Ural ve ark. 2010).

Zirkonya ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik bloklara HF asit uygulaması yapılan çalışmalarda genellikle %9-10 HF asit kullanılmıştır (Casucci ve

ark. 2009; Ural ve ark. 2010; Sato ve ark. 2016; Ataol ve ark. 2018). Çalışmamızda da %9.5 HF asit kullanılmıştır.

Çalışmalarda Vita Suprinity bloklara HF asit 20 saniye süreyle uygulanmıştır (Sato ve ark. 2016; Bellan ve ark. 2017). Zirkonya seramiklere 60 saniye süreyle HF asit uygulaması yapılmıştır (Ural ve ark. 2010; Komine ve ark. 2012; Fushiki ve ark. 2015). Çalışmamızda da Vita Suprinity bloklar için 20 saniye, zirkonya bloklar için ise 60 saniye süreyle HF asit uygulanmıştır.

Çalışmamızda HF asit işlemi sonrası bağlanma dayanım değerleri Vita YZ HT için $9,28 \pm 0,56$ MPa; Sirona inCoris için TZI $8,66 \pm 0,59$ MPa; IPS e.max ZirCAD için $8,72 \pm 0,61$ MPa; Vita Suprinity için $19,37 \pm 1,16$ MPa olarak bulunmuştur. Vita YZ HT, Sirona inCoris TZI ve IPS e.max ZirCAD bloklarda HF asit uygulanan gruplarda kontrol grubuna kıyasla daha yüksek bağlanma dayanım değeri elde edilmesinin HF asitin yüzey morfolojisini değiştirmese de yüzey enerjisini değiştirerek ıslanabilirliğini arttırması ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir. Vita Suprinity bloklarda en yüksek bağlanma dayanım değeri, HF asit işleminden sonra elde edilmiştir. Çalışmamıza benzer olarak Sato ve ark. ile Ataol ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmalarda da Vita Suprinity için en yüksek bağlanma değerlerinin HF asit işlemi sonrası olduğu görülmüştür (Sato ve ark. 2016; Ataol ve ark. 2018). Aboushelib ve Sleem'in çalışmasında lityum disilikat cam seramik olan IPS e.max CAD bloklarda, HF asit işlemi kumlama işlemine göre daha yüksek bağlanma dayanım değeri oluşturmaktadır (Aboushelib ve Sleem 2014). HF asit işlemi, cam seramiklerde cam matrisi çözerek yüzey alanını arttırmakta ve böylece mikromekanik retansiyon sağlamaktadır.

Birçok çalışmada adezyonu arttırmak amacıyla Al_2O_3 partikülleri ile kumlama işlemi yapılmıştır. Al_2O_3 partikülleri bir püskürtme sistemi ucundan 2-2.5 bar hava basıncı ile 10 mm mesafeden 10-15 saniye süresince yüzeye dik şekilde püskürtülmektedir (Lung ve Matinlinna 2012; Blatz 2003).

Zirkonya esaslı seramik restorasyonların iç yüzeylerinin kumlanması ile yüzey pürüzlülüğü artmaktadır. Buna bağlı olarak bağlanma yüzeyi artmakta ve reçine simanlar, seramik yüzeyini daha iyi ıslatabilmektedir (Kern ve ark. 2009; Yang ve ark. 2008). Zhang ve arkadaşları kumlama işleminin mikroçatlak oluşumuna ve faz değişimine neden olarak olumsuz etki yarattığı sonucuna varmışlardır (Zhang ve ark. 2004). Blatz ve arkadaşları kumlama ile yüzeyden az miktarda materyal kaldırıldığını,

ısı artışının ve yüzeyde oluşan gerilimin yüksek boyutlarda olmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca oluşan çatlakların yüzeyde meydana gelen tabakayı geçemediklerinden bu uygulamanın materyalin kırılma dayanımını arttırdığını belirtmişlerdir (Blatz ve ark. 2004). Guazzato ve arkadaşları zirkonya örneklerle farklı yüzey işlemleri uyguladıkları bir çalışmada, kumlama işlemi uygulanan grubun bükülme dayanımının artmasının kumlama işleminden sonra artan monoklinik faz içeriğine bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Dönüşüme uğrayan monoklinik fazın yüzeyde oluşturduğu baskı tabakasıyla, oluşan çatlakların yapının dayanımını bozmasına engel olduğunu bildirmişlerdir (Guazzato ve ark. 2005).

Zirkonya yüzeyine kumlama işlemi uygulanan çalışmalarda 50 μm ve 110 μm Al_2O_3 partikül boyutunun oluşturduğu bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (Gomes ve ark. 2013; Phark ve ark. 2009). Bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı çalışmalarda genellikle 50 μm Al_2O_3 kumu kullanılmaktadır (Elsaka 2016; Salem ve ark. 2016; Sari ve ark. 2016; Bavbek ve ark. 2014). Çalışmamızda da 50 μm Al_2O_3 kumu kullanılmıştır.

Kumlama işlemi sırasında uygulanan basınç da adezyonu etkileyen bir faktördür. Kern ve arkadaşlarının, kumlama basıncının zirkonya yüzeyinde oluşturduğu pürüzlülüğü değerlendirdikleri çalışmalarında, kumlama basıncının 2.5 bardan, 0.5 bara düşürülmesinin yüzey pürüzlülüğünü azalttığı belirtilmiştir (Kern ve ark. 2009). Su ve arkadaşlarının çalışmasında ise 1, 2, 3, 4, 5, 6 bar basınç altında kumlama işlemi yapılmıştır ve 2 bar basınç değerinin daha uygun olabileceği görüşüne varılmıştır (Su ve ark. 2015). Salem ve arkadaşlarının 2016 yılında yaptığı çalışmada Sirona inCoris TZI monolitik zirkonya örneklerle 1.2 bar basınç altında 30 μm Al_2O_3 ve 2 bar basınç altında 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama işlemi uygulanmıştır. 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yapılan örnekler, 1.2 bar basınç altında 30 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yapılan örneklerle göre daha yüksek mikroçekme bağlanma dayanım değeri göstermiştir (Salem ve ark. 2016). Çalışmamızda yer alan bloklara üretici firmaların talimatları doğrultusunda 2 bar basınç altında 10 mm uzaklıkta ve 15 saniye olacak şekilde kumlama işlemi uygulanmıştır.

Çalışmamızda kumlama işlemi sonrası bağlanma dayanım değerleri Vita YZ HT için $16,91 \pm 0,33$ MPa; Sirona inCoris TZI için $16,76 \pm 1,11$ MPa; IPS e.max ZirCAD için $14,30 \pm 0,97$ MPa; Vita Suprinity için $11,47 \pm 0,95$ MPa olarak bulunmuştur. Kumlama

işlemi tüm bloklarda bağlanma dayanımını kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde arttırmıştır. Vita Suprinity bloklarda kumlama işleminin, HF asit işlemi kadar bağlanma dayanımını arttırmadığı görülmektedir. Bu durum, HF asitin Vita Suprinity'nin cam matrisini çözerek yüzeyde mikromekanik retansiyon oluşturması ve yüzey sertliğinin düşük olması dolayısıyla kumlama işleminin yeterince etkili olamamasıyla ilgilidir.

Zirkonya seramiklerin yüzey pürüzlendirilmesinde sıklıkla kullanılan bir diğer yüzey işlem yöntemi ise, tribokimyasal silika kaplama işlemidir. Zirkonyum esaslı seramiklerin cam faz içermemesi nedeniyle tam seramik sistemlerde kullanılan hidroflorik asitle pürüzlendirme ve silan uygulamalarının bağlanma dayanım değerlerini arttırmadığı belirtilmiştir. Bu amaçla, 30 μm Al_2O_3 partiküllerinin yüzeye 10 mm mesafeden 2.8 bar basınçla 15 saniye boyunca uygulanarak silika partiküllerinin zirkonya seramik yüzeyine gömülmesini sağlayan Cojet sistemi kullanılmaktadır. Böylelikle, artan yüzey pürüzlülüğü ile mikromekanik bağlantı sağlanırken, silan uygulaması sayesinde de kimyasal bağlantı sağlanmaktadır (Blatz ve ark. 2004; Ozcan ve ark. 2008).

Zirkonya seramik yüzeyine uygulanan tribokimyasal silika kaplama işleminin, zirkonya-reçine siman arasındaki bağlanma dayanımını arttırdığı belirtilmektedir (Borges ve ark. 2003). Bu durum üç mekanizma ile açıklanabilir. Bunlar; silika modifiye Al_2O_3 kumunun yüzeyde oluşturduğu pürüzlülemeye bağlı artan bağlanma yüzeyi, yüzeye gömülen silika partikülleri - silan - reçine simanların metakrilat grupları arasında oluşan kimyasal bağlar ve silanın yüzey enerjisini ve böylece yüzeyin ıslanabilirliğini arttırmasıdır (O'Brien 2002; Ozcan ve Vallittu 2003).

Çalışmalarda tribokimyasal silika kaplama yöntemlerinin seramik yüzeylerinde bağlanma dayanım değerlerini Al_2O_3 ile kumlama işlemine göre daha fazla arttırdığı bildirilmektedir. Gerek MDP içerikli siman ile, gerekse Bis-GMA içerikli reçine siman ile simante edilen ve Cojet uygulaması yapılan zirkonya seramik örneklerin, yalnızca Al_2O_3 ile kumlama yapıldıktan sonra simante edilen zirkonya örneklerle karşılaştırıldığında bağlanma dayanım değerlerinin anlamlı derecede yüksek bulunduğunu bildiren araştırmalar mevcuttur (Bitter ve ark. 2006; Ozcan ve Vallittu 2003; Valandro ve ark. 2006).

Çalışmamızda Cojet işlemi sonrası elde edilen bağlanma dayanım değerleri Vita YZ HT için $19,43 \pm 0,76$ MPa; Sirona inCoris TZI için $19,26 \pm 0,78$ MPa; IPS e.max ZirCAD için $17,16 \pm 1,19$ MPa; Vita Suprinity için $12,24 \pm 1,36$ MPa olarak bulunmuştur. Vita YZ HT, Sirona inCoris TZI ve IPS e.max ZirCAD bloklarda en yüksek bağlanma dayanımı Cojet işleminden sonra elde edilmiştir. Cojet işleminin kumlama işlemine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanım değeri oluşturması, Cojet işleminin kumlama işlemine göre yüzeyde daha düzenli mikroretantif alanlar oluşturmaya ve mekanik bağlantıya ek olarak kimyasal bağlantı oluşturmaya ilişkin olduğu düşünülmektedir.

Elsaka'nın monolitik zirkonya bloklara (Zenostar T, Prettau Anterior) 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama ve Cojet işlemleri uygulayıp reçine simanla olan mikroçekme bağlanma dayanımını değerlendirdiği çalışmada; çalışmamıza benzer olarak Cojet işlemi, kumlama işlemine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanım değeri göstermiştir. Bu durumun, silika partiküllerinin yüzey pürüzlülüğünü artırıp buna ek olarak simandaki adeziv monomer ile kimyasal olarak reaksiyona girmesiyle ilgili olduğu düşünülmektedir (Elsaka 2016). Bavbek ve arkadaşlarının monolitik zirkonya bloklara (Bruxzir Solid Zirconia, Prettau Zirkon) 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama işlemi ve Cojet işlemi uygulayıp reçine siman ile olan mikromakaslama bağlanma dayanım değerlerini değerlendirdiği çalışmada, çalışmamızın sonuçlarına benzer olarak Cojet işlemi sonrası elde edilen bağlanma dayanım değeri her iki monolitik zirkonya blokta da kumlama işlemi sonrası elde edilen bağlanma dayanım değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Çalışmamıza benzer olarak, farklı firmalara ait monolitik zirkonyalar arasında bağlanma dayanım değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (Bavbek ve ark. 2014). Sato ve ark.'nın Vita Suprinity blokların mikroçekme bağlanma dayanımını değerlendirdiği çalışmada, çalışmamıza benzer olarak Cojet işleminden sonra elde edilen bağlanma dayanımı, HF asit işleminden sonra elde edilen bağlanma dayanımına göre düşük bulunmuştur (Sato ve ark. 2016). Kumlama ve Cojet işlemlerinin zirkonya esaslı seramiklerde olduğu kadar Vita Suprinity bloklarda etkili olmamasının, Vita Suprinity blokların yüzey sertliğinin zirkonyaya göre düşük olmasıyla ilgili olabileceği düşünülmektedir.

Vita YZ HT ve Sirona inCoris TZI monolitik zirkonya blokların kumlama ve Cojet işlemleri sonucu elde edilen bağlanma dayanım değerleri, IPS e.max ZirCAD

blokların kumlama ve Cojet işlemi sonrası oluşan bağlanma dayanım değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bu durumun monolitik zirkonyaların geleneksel zirkonyaya göre homojen bir yapı göstermesinden ve tanecik boyutunun daha küçük olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Yüzey pürüzlendirilmesinde kullanılan diğer bir yöntem de lazer uygulamasıdır. Lazer uygulamaları diş hekimliğinde son yıllarda sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Zirkonya seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesinde Er:YAG, Nd:YAG, CO₂ lazer cihazları kullanılmaktadır. Er:YAG lazerin zirkonya yüzeyini pürüzlendirerek zirkonya ile reçine siman arasındaki bağlanma dayanımını arttırdığını gösteren çalışmalar mevcuttur. Arami ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada Er:YAG lazerin zirkonya yüzey pürüzlülüğü oluşturmak için en iyi yöntem olduğu; Nd:YAG ve CO₂ lazerin oluşturduğu fazla ısı ve mikroçatlaklardan dolayı zirkonyanın mekanik özelliklerini ve adezyonunu olumsuz etkilediği sonucuna varmışlardır (Arami ve ark. 2014). Kırmalı ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada Nd:YAG lazerin yeterli yüzey pürüzlülük oluşturamadığı, Er:YAG lazerin ise kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüzey pürüzlülüğü oluşturduğu sonucuna varılmıştır (Kırmalı ve ark. 2014). Ozdemir ve arkadaşlarının çalışmasında da zirkonya yüzeyine uygulanan Er:YAG lazerin Nd:YAG lazere göre bağlanma dayanımını daha fazla arttırdığı belirtilmiştir (Ozdemir ve ark. 2017). Bu amaçla çalışmamızda, diş hekimliği alanında en sık kullanılan sert doku lazeri olması sebebiyle ve zirkonya seramiklerin yüzey işlemlerinde kullanılan gelişmekte olan bir pürüzlendirme yöntemi olması sebebiyle Er:YAG lazer kullanılmasına karar verilmiştir.

Seramiklerin bileşimi ve mikroyapısındaki farklılıklar, seramik ve reçine siman materyali arasında etkili bir bağlantı sağlanmasında önemli bir faktördür. Ayrıca lazer yüzey işlemleri sırasında oluşan soğuma ve ısınma fazları sırasında meydana gelen ısısal değişiklikler materyale zarar veren içsel gerilimler oluşturabilirler (Cavalcanti ve ark. 2009). Bundan dolayı uygun lazer parametresi kullanmak önemlidir. Çalışmamızda Er:YAG lazer; pulsasyon enerjisi 400 mJ, güç 4 W, pulsasyon sıklığı 10 Hz, pulsasyon genişliği 100 µs parametrelerinde 15 saniye süreyle uygulanmıştır.

Çalışmamızda kumlama işlemi sonrası lazer uygulanması ile elde edilen bağlanma değerleri Vita YZ HT için 14,34±0,70 MPa; Sirona inCoris TZI için 13,50±0,94 MPa; IPS e.max ZirCAD için 14,28±0,65 MPa; Vita Suprinity için

8,55±1,16 MPa olarak bulunmuştur. Tüm bloklarda kumlama işlemi sonrası lazer uygulaması sonucu elde edilen bağlanma dayanım değeri, kumlama işlemi sonrası elde edilen bağlanma dayanım değerinden düşük bulunmuştur. Bu durumun kumlama sonrası lazer uygulamasının kumlama işleminin yüzeydeki etkinliğini azaltmasıyla ilgili olabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda lazer işlemi sonucu elde edilen bağlanma dayanım değerleri Vita YZ HT için 8,96±0,72 MPa; Sirona inCoris TZI için 8,76±0,60 MPa; IPS e.max ZirCAD için 8,67±0,75 MPa; Vita Suprinity için 9,21±0,87 MPa olarak bulunmuştur. Lazer işlemi kontrol grubuna göre daha yüksek bağlanma dayanım değeri oluşturmuştur. Lazer işleminden sonra elde edilen bağlanma dayanımlarının düşük olmasının, reçine simanın penetre olabilmesi için yeterli pürüzlülük elde edilememesi ile ilgili olduğu düşünülmektedir. Erdem ve ark., Y-TZP zirkonya (Ice Zirconia) bloklara lazer işlemi uygulayıp blokların makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Çalışmamıza benzer olarak lazer işlemi, kontrol grubuna göre bağlanma dayanım değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede arttırmamıştır. Çalışmada lazer uygulanan yüzeyin SEM görüntüsünde kabarcık benzeri yapıların ve mikroçatlakların olduğu görülmüştür. Kabarcıkların ve mikroçatlakların bulunduğu, ısı ile zarar gören zirkonya yüzeyinin bağlanmayı olumsuz etkilediği düşünülmüştür. Lazer işlemi ile elde edilen bağlanma dayanım değerlerinin çalışmamızda daha yüksek çıkmasının nedeninin çalışmamızda Er:YAG lazerin pulsasyon enerjisinin 400 mJ olarak uygulanmış olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir (Erdem ve ark. 2014). Ataol ve ark., IPS e.max ZirCAD bloklara lazer işlemi uyguladıktan sonra blokların makaslama bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Çalışmamızda bu çalışmanın aksine lazer işlemi ile daha yüksek bağlanma dayanım değerleri elde edilmiştir. Bu durumun kullanılan lazer cihazının ve uygulanan parametrelerin farklı olmasıyla ilişkili olduğu düşünülmektedir. Ataol ve arkadaşlarının çalışmasında Er,Cr:YSGG lazer; güç 3W, pulsasyon sıklığı 50 Hz, pulsasyon genişliği 140 µs olarak uygulanırken; çalışmamızda Er:YAG lazer; güç 4W, pulsasyon sıklığı 10 Hz, pulsasyon genişliği 100 µs olarak uygulanmıştır (Ataol ve ark. 2018).

Braga ve arkadaşları, makaslama ve çekme test yöntemleri ile ilgili yaptıkları derlemede çoğunlukla 3-4 mm çapında bağlantı alanlarının kullanıldığını, hazırlanan kompozit disk yüksekliklerinin ise 2-5 mm arasında değiştiğini bildirmiştir (Braga ve

ark. 2010). Çalışmamızda, 3 mm yüksekliğinde ve 4 mm çapında bağlanma yüzeyi olan kompozit diskler hazırlanmıştır.

Zirkonya restorasyonların simantasyonunda hem adeziv hem geleneksel simanlar kullanılmaktadır. Adeziv simantasyonun geleneksel simantasyona oranla marjinal sızdırmazlık ve retansiyon sağlamada daha başarılı olduğu çalışmalarla kanıtlanmıştır (Thompson ve ark. 2011). Adeziv simantasyon sonucu kırılma direncinin de belirgin olarak arttığı bildirilmiştir (Ferrari ve ark. 2006).

Zirkonya esaslı seramiklerin simantasyonunda geleneksel reçine simanlar ve self adeziv reçine simanlar kullanılmaktadır. Geleneksel reçine simanlar diş yüzeyine asit ve primer uygulaması gerektirmektedir. Self adeziv reçine simanlarla yapılan simantasyonda ise asit uygulaması ve primer uygulaması yapılmadığından klinik uygulamalar ve teknik hassasiyet azaltılmıştır (Weiser ve Behr 2015).

Çeşitli yüzey işlemi uygulamalarıyla elde edilen mekanik tutuculuk bir kenara bırakıldığında, zirkonya seramikler ile reçine siman materyali arasındaki bağlantının uzun dönemde dayanıklı olabilmesi için MDP içeren sistemler önerilmektedir (Atsu ve ark. 2006; Blatz ve ark. 2006; Kern 2005). MDP monomerinin, seramik yüzeyindeki hidroksil grubuyla reaksiyona girerek zirkonya ile kimyasal bağlantı kurduğu ve uzun karbonil bağları nedeniyle hidrolize uğramadığı düşünülmektedir (Gomes ve ark. 2013). Yapılan çalışmalarda MDP içeren self-adeziv siman ile simante edilen zirkonya örneklerin diğer siman tiplerine göre daha yüksek bağlanma dayanım değeri oluşturduğu görülmüştür (Oyagüe ve ark. 2009; Ozcan ve Bernasconi 2015; Petrauskas ve ark. 2018; Chen ve ark. 2018).

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda kimyasal, ışıkla ya da dual polimerize olan reçine simanlar kullanılmaktadır. Dual polimerize olan simanların kimyasal polimerize olan reçine simanlara göre daha fazla bağlanma dayanımı gösterdiği ve hekime yeterli çalışma zamanı sunduğu belirtilmektedir (Ernst ve ark. 2005; Ferrari ve ark. 2001). Ayrıca dual polimerize reçine siman materyallerinin, uygulanan restorasyon kalınlığı 3 mm ve daha fazla ise yetersiz polimerizasyonu önlemek amacıyla ışıkla polimerize olan reçine simanlar yerine tercih edilmesi gerektiği bildirilmiştir (Braga ve ark. 1999; Myers ve ark. 1994).

Ağız içerisindeki kimyasal, termal ve mekanik faktörler; seramik-siman materyali arasındaki adezyonu etkileyebilmektedir (Summit ve ark. 2006). Ağız

ortamının fiziksel özelliklerini taklit etmek ve seramik-siman materyali arasındaki bağlantıya etkisini test etmek amacıyla sıklıkla kullanılan suda bekletme ve termal döngü işlemi uygulamaları; seramik ve siman materyali arasındaki bağlantı bütünlüğünü değiştirebilmektedir (Kelly ve ark. 1996; Otto ve De Nisco 2002; Summit ve ark. 2006, Tholey ve ark. 2009).

Suda bekletme ve termal döngü işlemlerinin makaslama bağlanma dayanımı değerlerini istatistiksel olarak azaltmadığını savunan çalışmalar yanında, makaslama bağlanma dayanım değerlerini azalttığını gösteren birçok çalışma bulunmaktadır (Ashkanani ve ark. 2008; Lüthy ve ark. 2006; Ozcan ve Bernasconi 2015). ISO standartlarına göre termal döngü işleminin en az 5000 devir uygulanması önerilmiştir. Bu nedenle çalışmamızda; ağız ortamını taklit etmek amacıyla tüm gruplara ait örnekler 24 saat süre ile 37 °C’ de suda bekletildikten sonra, 5-55 °C (± 2 °C)’ de bekleme süresi 30 saniye, banyolar arası geçiş süresi 2 saniye olacak şekilde 5000 devir termal döngü işlemine tabi tutulmuştur.

Kullanılan materyalin ve yüzey işlemlerinin etkilerini değerlendirmek ve reçine siman ile seramik materyali arasındaki bağlanma dayanımının incelenmesi amacıyla deney örnekleri, in vitro olarak mekanik testlere tabi tutulmaktadır. Zirkonya seramikler ile adeziv reçine siman arasındaki bağlanma dayanımına, farklı yüzey işlemlerinin etkisinin incelendiği in vitro çalışmalarda; makaslama, mikromakaslama, çekme, mikroçekme test yöntemleri kullanılmaktadır. Her test yönteminin birçok avantaj ve dezavantajı bulunmaktadır (Aboushelib ve ark. 2005).

Günümüzde yaygın olarak kullanılan mikroçekme test yönteminde örnekler yaklaşık 1 mm²’lik kesitler halinde hazırlanmaktadır. Bazı araştırmacılar küçük bir alanda daha homojen bir stres dağılımı oluşturulup güvenilir sonuçlar elde edilebileceğini düşünmektedirler (Valandro ve ark. 2008). Fakat örnek hazırlamanın zor olması ve örnek hazırlama esnasında kırılgan materyallerin hasar görmesi gibi komplikasyonlarla karşılaşılabilir (Braga ve ark. 2010). Makaslama testinde ise, örnekler kolay ve hızlı bir şekilde hazırlanmaktadır (Al-Dohan ve ark. 2004). Ayrıca ağız içinde oluşan çiğneme kuvvetleri, makaslama testinde daha iyi taklit edilmektedir (Aboushelib ve ark. 2005). Seramik materyali ile reçine siman arasındaki bağlanma dayanımının değerlendirildiği birçok çalışmada makaslama dayanım testi kullanılmıştır. Çalışmamızda da bu test yöntemi kullanılmıştır.

Test yöntemlerinin uygulanması sırasında uygulanan yükleme hızının bağlanma dayanım değerleri üzerinde etkisi bulunmaktadır. Yükleme hızının 0,5-1 mm/dk arasındaki değerlerde sonuçları etkilemediğini, ancak 1 mm/dk'dan fazla olan yükleme hızlarının hatalı sonuçlara neden olduğu bildirilmiştir (Klocke ve Kahl Nieke 2005). Leevailoj ve arkadaşları tam seramiklerin dayanımını inceledikleri çalışmalarında hızı 0.5 mm/dk olarak ayarlamışlardır (Leevailoj ve ark. 1998). Çalışmamızda da seramik ile reçine siman arasındaki bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde kopmanın gerçekleştiği noktaya kadar 0,5 mm/dk hızla kuvvet uygulanmıştır.

Genel olarak bağlanma dayanımı yüksek olan gruplarda miks başarısızlık görülürken, düşük bağlanma dayanımına sahip gruplarda adeziv başarısızlık görülmektedir. Vita YZ HT, Sirona inCoris TZI, IPS e.max ZirCAD bloklar başarısızlık tipi açısından incelendiğinde kumlama, kumlama+lazer, Cojet gruplarında miks başarısızlık; kontrol, HF asit, lazer gruplarında ise adeziv başarısızlık daha fazla görülmektedir. Vita Suprinity bloklarda HF asit, kumlama ve Cojet gruplarında miks başarısızlığa; kontrol, kumlama+lazer, lazer gruplarında adeziv başarısızlığa daha çok rastlanmıştır.

SEM analizinde Vita YZ HT, Sirona inCoris TZI ve IPS e.max ZirCAD bloklarda kontrol grupları homojen bir görüntüye sahiptir. HF asit ve lazer işlemlerinin oluşturduğu yüzey görüntülerinin birbirine benzer olduğu tespit edilmiştir. Kontrol grubundan çok farklı olmamakla beraber HF asit ve lazer işleminin uygulandığı yüzeylerde mikropürüzlülükler ve mikroçizikler görülmektedir. SEM analizleri, kumlama ve Cojet işlemlerinin ise bu bloklar yüzeyindeki etkinliğinin diğer yüzey işlemlerine oranla daha fazla olduğunu göstermektedir. Kumlama ve Cojet işlemleri sonrası blok yüzeylerinde girintili çıkıntılı alanlar oluşmuştur. Cojet işlemi sonrası oluşan mikroretantif alanların, kumlama işlemine göre daha düzenli bir yapı göstermesi; Cojet işleminin oluşturduğu bağlanma dayanımının kumlama işleminin oluşturduğu bağlanma dayanımına göre daha yüksek olmasını açıklar niteliktedir. Kumlama sonrası uygulanan lazer işleminin ise, kumlama işleminin oluşturduğu girinti ve çıkıntıları azalttığı görülmektedir. Buna bağlı olarak kumlama+lazer işlemi, kumlama işlemine göre daha düşük bağlanma dayanım değeri oluşturmuştur. Vita Suprinity blokların kontrol grubu SEM incelemesinde homojen ve düz yüzey özelliklerine sahip olduğu görülmektedir. HF asit uygulaması sonrası ise düzenli mikroporozitelerin olduğu tespit edilmiştir. Kumlama, kumlama+lazer ve Cojet işleminden sonra keskin köşelere

sahip büyük mikroboşluklar görülmektedir. Bu keskin köşelerin bağlanma dayanımını olumsuz etkilediği düşünülmektedir. Lazer uygulaması sonrası incelenen SEM görüntüsünde lazer ışınlarının yüzeyde mikroçizikler ve mikropürüzlülükler oluşturduğu görülmektedir.

SONUÇLAR

1. CAD-CAM materyalleri ile reçine siman arasındaki bağlanma dayanımları arasında, kullanılan farklı blok tipi ve yüzey işlemleri açısından anlamlı bir ilişki saptanmıştır ($p<0,001$).
2. Vita YZ HT, Sirona inCoris TZI ve IPS e.max ZirCAD bloklar için en yüksek bağlanma dayanım değeri Cojet grubunda görülmüştür. Vita Suprinity için en yüksek bağlanma dayanım değeri HF asit grubunda görülmüştür.
3. Vita YZ HT, Sirona inCoris TZI ve IPS e.max ZirCAD bloklar için Cojet işlemi sonrası elde edilen bağlanma dayanım değeri, kumlama işleminden sonra elde edilen bağlanma dayanım değerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bu nedenle klinik kullanımda Cojet işlemi, kumlama işlemine tercih edilebilir.
4. Vita Suprinity blok için HF asit işlemi sonrası elde edilen bağlanma dayanım değeri, kumlama ve Cojet işlemi sonrası elde edilen bağlanma dayanım değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bu nedenle klinik kullanımda HF asit işlemi, kumlama ve Cojet işlemlerine tercih edilebilir. Ancak, Vita Suprinity'nin HF asit işlemi sonrası kırılma dayanımını inceleyen çalışmaların yapılması gerekmektedir.
5. Zirkonya içerikli seramiklere uygulanan lazer işleminin bağlanma dayanımını kontrol grubuna göre arttırdığı fakat klinik olarak kabul edilebilir bağlanma dayanım değeri oluşturamadığı görüşüne varılmıştır.
6. Monolitik zirkonya blokların (Vita YZ HT, Sirona inCoris TZI), Y-TZP zirkonya bloklara (IPS e.max ZirCAD) göre kumlama ve Cojet işlemlerinden sonra elde edilen bağlanma dayanım değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bu sonuç monolitik zirkonya restorasyonların klinik kullanımının yaygınlaşması açısından umut vericidir.

7. 2 farklı firmaya ait monolitik zirkonya blok (Vita YZ HT, Sirona inCoris TZI) arasında kumlama ve Cojet işlemlerinden sonra elde edilen bağlanma dayanım değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.
8. Zirkonya içerikli bloklara yüzey işlemleri uygulandıktan sonra yapılan SEM analizi, çalışmamızın sonucunda elde edilen bağlanma dayanım değerlerini desteklemektedir.



KAYNAKLAR

1. Ab-Ghani Z, Jaafar W, Foo SF, Ariffin Z, Mohamad D. (2015). Shear bond strength of computer-aided design and computer-aided manufacturing feldspathic and nano resin ceramics blocks cemented with three different generations of resin cement. *J Conserv Dent*. Sep-Oct;18(5):355-9. doi: 10.4103/0972-0707.164028.
2. Aboushelib MN, Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 21: 984-991.
3. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 22: 857-863.
4. Aboushelib MN, Sleem D. (2014). Microtensile bond strength of lithium disilicate ceramics to resin adhesives. *J Adhes Dent*. 2014 Dec;16(6):547-52. doi: 10.3290/j.jad.a33249.
5. Akin H, Tugut F, Akin GE, Guney U, Mutaf B. (2012). Effect of Er:YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics. *Lasers Med Sci*. Mar;27(2):333-8. doi: 10.1007/s10103-011-0883-4. Epub 2011 Jan 21.
6. Alex G. (2008). Preparing porcelain surfaces for optimal bonding. *Compend Contin Educ Dent* Jul-Aug;29(6):324-35.
7. Albakry M, Guazzato M. ve Swain MV. (2004). Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 13: 141-149.
8. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J. Prosthet Dent*. 91: 349-55.
9. Anusavice KJ, Phillips RW. Phillips'. (2003). Science of Dental Materials. 11th ed. St.Louis: W.B. Saunders 486-467, 657-704.

10. Arami S, Hasani Tabatabaei M, Namdar F, Safavi N, Chiniforush N. (2014). Shear bond strength of the repair composite resin to zirconia ceramic by different surface treatment. *J Lasers Med Sci.* Fall;5(4):171-5.
11. Ardlin BI. (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 18: 590–595.
12. Ashkanani HM, Raigrodski AJ, Flinn BD, Heindl H, Mancl LA. (2008). Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. *J Prosthet Dent.* 100: 274-284.
13. Ataol AS, Ergun G. (2018). Effects of surface treatments on repair bond strength of a new CAD/CAM ZLS glass ceramic and two different types of CAD/CAM ceramics. *J Oral Sci.* 60(2):201-211. doi: 10.2334/josnusd.17-0109.
14. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. (2006). Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent* 95: 430-6.
15. Awada, A., & Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(4), 587-593.
16. Batson ER, Cooper LF, Duquum I, Mendonca G. (2014). Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*, 112: 770- 777.
17. Baybek NC, Roulet JF, Ozcan M. (2014). Evaluation of microshear bond strength of orthodontic resin cement to monolithic zirconium oxide as a function of surface conditioning method. *J Adhes Dent.* Oct;16(5):473-80. doi: 10.3290/j.jad.a32812.
18. Baxter GD. (1994). Therapeutic Lasers; Theory and Practice. 1st ed. London: Churcill Livingstone;. p.5-20.
19. Behr M, Proff P, Kolbeck C, Langrieger S, Kunze J, Handel G, Rosentritt M. (2011). The bond strength of the resin-to-zirconia interface using different bonding concepts. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*; 4: 2-8.

20. Bellan MC, Cunha PFJSD, Tavares JG, Spohr AM, Mota EG. (2017). Microtensile bond strength of CAD/CAM materials to dentin under different adhesive strategies. *Braz Oral Res.* Dec 18;31:e109. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0109.
21. Beuer F, Schweiger J. ve Edelhoff D. (2008). Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal* 204 (9): 505-511.
22. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater* 28: 449-456.
23. Bindl A, Mörmann WH. (2003). Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *Eur J Oral Sci.* Apr;111(2):163-9.
24. Bitter K, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. (2006). In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *J Prosthet Dent* 95: 302-310.
25. Blatz MB, Sadan A, Kern M. (2003). Adhesive cementation of high-strength ceramic restorations: Clinical and laboratory guidelines. *Quintessence of Dental Technology.* 26 (3): 47-55.
26. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. (2004). 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*; 91: 356-362.
27. Borges GA, Spohr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN. (2003). Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics, *J Prosthet Dent*; 89: 479-488.
28. Braga RR, Ballester RY, Carrilho MR. (1999). Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. *J Prosthet Dent* 81(3): 285-9.
29. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater* 26(2): e38-49

30. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. (2009). Bond Strength of Resin Cements to a Zirconia Ceramic with Different Surface Treatments. *Operative Dentistry*. 34 (3): 280-287.
31. Casucci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C, Ferrari M. (2009). Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *J Dent* 37: 891–897.
32. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. (1998). Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems, *Dent Mater* 14: 394-8.
33. Cengiz T, Mısırlıgil A, Aydın M. (2004). Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji. Ankara, Güneş Kitabevi, 2004.
34. Chen L, Suh BI. Bonding of resin materials to all-ceramics: a review. (2012). *Curr Res Dent* 3: 7-17.
35. Chen L, Yang J, Wang JR, Suh BI. (2018). Physical and biological properties of a newly developed calcium silicate-based self-adhesive cement. *Am J Dent*. Apr;31(2):86-90.
36. Chevalier J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 27(4): 535-544.
37. Christel P, Meunier A, Dorlot JM, Crolet JM, Witvoet J, Sedel L, Boutin P. (1988). Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. *Ann N Y Acad Sci* 523: 234-256.
38. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 23: 45-61.
39. Coldea, A., Swain, M. V., & Thiel, N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419-426.
40. Coluzzi DJ. (2000). An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dental Clinics of North America* 44 (4): 753-765.
41. Coluzzi DJ. (2002). *Lasers and soft tissue curettage: an uptade*. *Compend Contin Educ Dent*. 23: 1104-11.

42. Coluzzi DJ. (2004). *Fundamentals of dental lasers: science and instruments*. Dent Clin North Am. 48: 751-70.
43. Coluzzi DJ. (2008). An overview of lasers in dentistry. Alpha Omegan. Sep;101(3):125-6.
44. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 98: 389–404
45. Craig RG. (1997). *Restorative Dental Materials* (10th ed), Mosby Inc. St. Louis, 172-202.
46. Çıracı S. (2006). Türkiye’de Nanoteknoloji. *Bilim ve Tek Derg Eki* 2006.
47. D’Arcangelo, C., Vanini, L., Rondoni, G. D., & De Angelis, F. (2016). Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(3), 350-355.
48. Debnath S, Wunder SL, McCool JJ, Baran GR. (2003). Silane treatment effects on glass/resin interfacial shear strengths. *Dent Mater*; 19: 441-448.
49. Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry. (2004). Separating science from hype, *Journal of the American Dental Association*; 135 (2): 204-212.
50. Della Bona A, Van Noort R. (1995). Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Rest*. 74: 1591-6.
51. Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JA. (2002). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont* 15:248–53.
52. Della Bona A, Anusavice KJ, Meczholsky JJ Jr. (2003). Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater*. 2003; 19: 693-9.
53. Della Bona, A., Corazza, P. H., & Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental materials*, 30(5), 564-569.
54. Denry IL. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* 7: 134-143.
55. Denry, I., & Kelly, J. R. (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of dental research*, 93(12), 1235-1242

56. Derand P, Derand T. (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 13: 131-135.
57. Devigus, A. ve Lombordi, G. (2004). Shading Vita In-Ceram YZ substructures influence on value and chroma Part II; 7, 379-388.
58. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 81 (2): 135-141.
59. Drummond J.L. (2003). Ceramic behavior under different environmental and loading conditions, In: Eliades G., Eliades T., Brantley W.A., Watts D.C. Dental materials in vivo: aging and related phenomena, Carol stream: *Quintessence Publ. Co. Inc.*; p.35-45.
60. Eduardo, C. D. P., Bello-Silva, M. S., Moretto, S. G., Cesar, P. F. and de Freitas, P.M. (2012). Microtensile bond strength of composite resin to glass-infiltrated alumina composite conditioned with Er,Cr:YSGG laser. *Lasers in Medical Science*, 27(1), 7–14.
61. El Zohairy AA, de Gee AJ, de Jager N, van Ruijven LJ, Feilzer AJ. (2004). The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *J Dent Res*. May;83(5):420-4.
62. Elsaka SE (2016). Influence of Surface Treatment on the Bond Strength of Resin Cements to Monolithic Zirconia. *J Adhes Dent* 18(5):387-395. doi: 10.3290/j.jad.a36517.
63. Erdem A, Akar GC, Erdem A, Kose T. (2014). Effects of different surface treatments on bond strength between resin cements and zirconia ceramics. *Oper Dent*. May-Jun;39(3): E118-27. doi: 10.2341/12-420-L. Epub 2013 Dec 3.
64. Ernst CP, Doz P, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. (2005) In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry* 93(6): 551-8.
65. Evans AG, Heuer AH. (1980). Transformation toughening in ceramics: Martensitic transformations in crack-tip stress fields. *J Am Ceram Soc*; 63, 241-248.
66. Fasbinder DJ. (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31(9), 702-4,706,708-9.

67. Fasbinder DJ. (2010). The CEREC system. *J Am Dent Assoc* 141: 3–4.
68. Fasbinder D. (2012). Using digital technology to enhance restorative dentistry. *Compend Contin Educ Dent* 33: 666–8, 670, 672.
69. Fasbinder, D. J., & Neiva, G. F. (2016). Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(1), 56-66.
70. Ferracane JL. (2011). Resin composite--state of the art. *Dent Mater.* Jan;27(1):29-38. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.020. Epub 2010 Nov 18. Review.
71. Ferrari M, Vichi A, Feilzer A. (2006). Operatif dişhekimliğinde gelismeler: güncel pratik uygulamalar. *Quintessence yayıncılık*
72. Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima M, Pilecki P, Sherriff M, Melo L, Watson TF. (2011). Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont* 20: 84-92.
73. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. (2005). Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 36: 105-113.
74. Fritzsche G. (2013). Cerec omnica and the virtual articulator a case report. *Int J Comput Dent* 16: 59–67.
75. Fushiki R, Komine F, Honda J, Kamio S, Blatz MB, Matsumura H. (2015). Long-term Bond Strength between Layering Indirect Composite Material and Zirconia Coated with Silicabased Ceramics. *J Adhes Dent.* Jun;17(3):273-81. doi: 10.3290/j.jad.a34413.
76. Gale MS, Darvell BW. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 27: 89-99.
77. Giordano R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *J Am Dent Assoc*; 137: 14–21.
78. Gokce B, Ozpinar B, Dündar M, Cömlekoglu E, Sen BH, Gungor MA. (2007). Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent.*; 32: 173-8.

79. Goldstein J, Newbury D, Joy D, Lyman C, Echlin P, Lifshin E, Sawyer L, Michael J. (2003). Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis. Third edition. USA, Springer.; 297.
80. Gomes AL, Ramos JC, Santos-del Riego S, Montero J, Albaladejo A. (2015). Thermocycling effect on microshear bond strength to zirconia ceramic using Er:YAG and tribochemical silica coating as surface conditioning. *Lasers Med Sci.* Feb;30(2):787-95. doi: 10.1007/s10103-013-1433-z. Epub 2013 Sep 7.
81. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 20: 449-456.
82. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. (2004). Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials*; 25: 5045-5052.
83. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dental Materials*; 21: 454-63.
84. Gupta TK, Lange FF, Bechtold JH. (1978). Effects of stress-induced phase-transformation on properties of polycrystalline zirconia containing metastable tetragonal phase. *J Mater Sci* 13: 1464-1470.
85. Gutknecht N, Apel C, Schafer C, Lampert F. (2001). Microleakage of composite fillings in Er,Cr:YSGG laser-prepared Class II cavities. *Lasers in Surgery and Medicine* 28 (4): 371-4.
86. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. (2000). In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res.* 79: 1385-91.
87. Heuer AH. (1982). Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. *Journal of American Ceramical Society* 65: 642-650.
88. Hickel, R. and Manhart, J. (2001). Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 3(1), 45–64.

89. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. (2002). Microleakage of composite resin restoration in cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation and etched bur cavities in primary teeth. *Journal Clinical Pediatric Dentistry* 26 (3): 263-268.
90. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res* 53: 297–303.
91. Hu, M., Weiger, R., & Fischer, J. (2016). Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dental Materials*, 32(2), 223-232.
92. Ivoclar, Research and Development Scientific Service. (2009). *Scientific Documentation*.
93. International Organization for Standardization, ISO TS 11405. (2003). *Dental Materials- Testing of adhesion to tooth structure*
94. Israel M. (1994). Use of the CO₂ laser in soft tissue and periodontal surgery. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 6: 57-64.
95. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. (2000). Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater*. Jan;16(1):41-7.
96. Kasraei S, Rezaei-Soufi L, Heidari B, Vafaei F. (2014). Bond strength of resin cement to CO₂ and Er:YAG laser-treated zirconia ceramic. *Restorative Dentistry & Endodontics*; 39(4): 296-302.
97. Kassotakis EM, Stavridakis M, Bortolotto T, Ardu S, Krejci I. (2015). Evaluation of the Effect of Different Surface Treatments on Luting CAD/CAM Composite Resin Overlay Workpieces. *J Adhes Dent*. Dec;17(6):521-8. doi: 10.3290/j.jad.a35256.
98. Kato H, Matsumura H, Atsuta M. (2000). Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *J Oral Rehabil*.; 27:103-10.
99. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 75: 18-32.

100. Kern M, Wegner SM. (1998). Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 14: 64-71.
101. Kern M. (2005). Clinical long-term survival of two-retainer and single-retainer all ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence International* 36 (2): 141–147.
102. Kern M, Barloi A, Yang B. (2009). Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res* 88(9): 817-822.
103. Kirmali O, Akin H, Kapdan A. (2014). Evaluation of the surface roughness of zirconia ceramics after different surface treatments. *Acta Odontol Scand.* Aug;72(6):432-9. doi: 10.3109/00016357.2013.853320. Epub 2013 Nov 21.
104. Klimke J, Trunec M, Krell A. (2011). Transparent Tetragonal Yttria Stabilized Zirconia Ceramics: Influence of Scattering Caused by Birefringence. *J Am Ceram Soc*;94(6):1850–1858
105. Klocke A, Kahl-Nieke B. (2005). Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing. *Dental Materials*, 21:139-144
106. Kocjan A, Pouchly V, Shen Z. (2015). Processing of zirconia nanoceramics from a coarse powder. *J Eur Ceram Soc* 35(4):1285–1295.
107. Komine F, Fushiki R, Koizuka M, Taguchi K, Kamio S, Matsumura H. (2012). Effect of surface treatment on bond strength between an indirect composite material and a zirconia framework. *J Oral Sci.* Mar;54(1):39-46.
108. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 15: 426–33.
109. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent.* ,13: 60D-76D
110. Krüger, S., Deubener, J., Ritzberger, C., & Höland, W. (2013). Nucleation Kinetics of Lithium Metasilicate in ZrO₂-Bearing Lithium Disilicate Glasses for Dental Application. *International Journal of Applied Glass Science*, 4(1), 9-19.

111. Leevailoj C, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. (1998). In vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomer and other luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80:699-707
112. Lohbauer U, Zipperle M, Rischka K, Petschelt A, Müller FA. (2008). Hydroxylation of dental zirconia surfaces: characterization and bonding potential. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 87: 461-7.
113. Lung CY, Matinlinna JP. (2012). Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater*, May;28(5):467-77.
114. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 20: 655–662.
115. Luthardt RG, Loos R, Quass S. (2005). Accuracy of intraoral data acquisition in comparison to the conventional impression. *International Journal of Computerized Dentistry*, 8(4): 283-294.
116. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CH. (2006). Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 22: 195-200.
117. Mair L, Padipatvuthikul P. (2010). Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dent Mater*. 26: 7-23.
118. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. (2011). Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 106: 145-152.
119. Matinlinna JP, Heikkinen T, Ozcan M, Lassila LV, Vallittu PK. (2006). Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dent Mater* 22: 824-31.
120. Matinlinna JP, Vallittu PK. (2007). Silan based concepts on bonding resin composite to metals. *J Contemp Dent Pract*; 8: 001-008.
121. McLaren EA, White SN. (1999). Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 11: 985-994.

122. Melo, M. A., Guedes, S. F., Xu, H. H., & Rodrigues, L. K. (2013). Nanotechnology-based restorative materials for dental caries management. *Trends in biotechnology*, 31(8), 459-467.
123. Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P. (1995). Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent*. 7: 73-80.
124. Miserandino LJ, Levy G, Miserandino CA. (1995). Laser interaction with biologic tissues. In: Miserandino LJ, Pick RM, eds. *Lasers in Dentistry*. 1st ed. Hanover Park, IL: Quintessence Publishing Co Inc; p.39-55.
125. Murthy V, Manoharan, Balaji, Livingstone D. (2014). Effect of four surface treatment methods on the shear bond strength of resin cement to zirconia ceramics- a comparative in vitro study. *J Clin Diagn Res*. Sep;8(9): ZC 65-8. doi: 10.7860/JCDR/2014/10104.4872. Epub 2014 Sep 20.
126. Müller, H. C. (2010). Registration of occlusion by buccal scan in Cerec software version 3.80. *International journal of computerized dentistry*, 13(3), 265.
127. Myers ML, Caughman WF, Rueggeberg FA. (1994). Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *J Prosthodont* 3 (3): 149-57
128. Nathanson D. (1994). CAD/CAM Ceramic inlays and onlays: using an indirect technique. *Journal of American Dental Association*, 1994; 125: 421-427.
129. O'Brien WJ. (2002). *Dental Materials and Their Selection*. 3rd ed. Chicago: Quintessence: 180-182.
130. Otto, T., De Nisco, S. (2002). [Computer-manufactured, direct ceramic restorations: a prospective, clinical 10-year study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays]. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia/SSO*, 113(2), 156-169.
131. Oyague RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. (2009). Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater*. 25: 172-9.

132. Ozcan M, Pfeiffer P, Nergiz I. (1998). A brief history and current status of metal and ceramic surface conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence International* 29 (11): 713-724.
133. Ozcan M. The use of chairside silica coating for different dental applications: A clinical report. (2002). *J Prosthet Dent* 87: 469–472.
134. Ozcan M, Valittu PK. (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of -luting cements to ceramics. *Dent Mater*, 19: 725-31.
135. Ozcan M, Nijhuis H, Valandro LF. (2008). Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater J*. 27: 99-104.
136. Ozcan M, Bernasconi M. (2015). Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent*. 17: 7-26
137. Özdemir H, Yanikoğlu N, Sağsöz N. (2017). Effect of MDP-Based silane and different surface conditioner methods on bonding of resin cements to zirconium framework. *J Prosthodont*. Jul 24. doi: 10.1111/jopr.12650.
138. Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. (2005). The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexural strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent* 93: 459-66.
139. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. (2006). In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry* 96, 154-164.
140. Paranhos MP, Burnett LH Jr, Magne P. (2011). Effect Of Nd:YAG laser and CO2 laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic. *Quintessence Int*. Jan;42(1):79-89
141. Petrauskas A, Novaes Olivieri KA, Pupo YM, Berger G, Gonçalves Betiol EÁ. (2018). Influence of different resin cements and surface treatments on microshear bond strength of zirconia-based ceramics. *J Conserv Dent*. Mar-Apr;21(2):198-204. doi: 10.4103/JCD.JCD_190_17.

142. Phark J, Duarte S, Blatz M, Sadan A. (2009). An in vitro evaluation of the longterm resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 101 (1): 29-38.
143. Piconi C, Maccauro G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial: Review. *Biomaterials* 20: 1-25.
144. Piconi C, Maccauro G, Pilloni L, Burger W, Muratori F, Richter HG. (2006). On the fracture of a zirconia ball head. *J Mater Sci Mater Med*. Mar;17(3):289-300.
145. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. (2005). The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent* 30: 382–388.
146. Poitevin A, De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. (2008). Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 10(1): 7-16.
147. Polansky R, Arnetzl G, Smetan M, Haas M, Lorenzoni M. (1999). The production of Cerec restorations from a plaster cast. *International Journal of Computerized Dentistry*; 2(1): 37-44.
148. Powers JM, Sakaguchi RL. (2003). *Craig's Restorative Dental Materials*. Twelfth edition, Mosby Elsevier Co. St louis, Baltimore, Toronto
149. Qeblawi DM, Campillo-Funollet M, Muñoz CA. (2015). In vitro shear bond strength of two self-adhesive resin cements to zirconia. *J Prosthet Dent*. Feb;113(2):122-7. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.08.006. Epub 2014 Oct 28.
150. Raigrodski AJ. (2004). Contemporary materials and Technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 92: 557-62.
151. Rosentiel, F., Land, F., & Fujimoto, J. (2006). Contemporary fixed prosthodontics, *Mosby Elsevier, St. Louis, USA*, 330-331.
152. Reich S, Hornberger H. (2002). The effect of multicoloured machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic*

Dentistry, 88: 44–49.

153. Ribeiro, J. C., Coelho, P. G., Janal, M. N., Silva, N. R., Monteiro, A. J., & Fernandes, C. A. (2011). The influence of temporary cements on dental adhesive systems for luting cementation. *Journal of dentistry*. 39(3), 255-262
154. Rinke, S., Pabel, A. K., Rödiger, M., & Ziebolz, D. (2016). Chairside Fabrication of an All-Ceramic Partial Crown Using a Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Case reports in dentistry*, 2016.
155. Robin C, Scherrer SS, Wiskott HW, de Rijk WG, Belser UC. (2002). Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocatec system. *Dent Mater* 18: 389-395.
156. Rocca, G. T., Saratti, C. M., Cattani-Lorente, M., Feilzer, A. J., Scherrer, S., & Krejci, I. (2015). The effect of a fiber reinforced cavity configuration on load bearing capacity and failure mode of endodontically treated molars restored with CAD/CAM resin composite overlay restorations. *Journal of dentistry*, 43(9), 1106-1115.
157. Rohr, N., Coldea, A., Zitzmann, N. U., & Fischer, J. (2015). Loading capacity of zirconia implant supported hybrid ceramic crowns. *Dental Materials*, 31(12), e279-e288.
158. Sahar E. Abo-Hamar, Federlin M, Hiller KA, Friedl KH, Schmalz G. (2005). Effect of temporary cements on the bond strength of ceramic luted to dentin. *Dental Materials* 21:794
159. Salem R, Naggar GE, Aboushelib M, Selim D. (2016). Microtensile Bond Strength of Resin-bonded Hightranslucency Zirconia Using Different Surface Treatments. *J Adhes Dent.*;18(3):191-6
160. Sari F, Secilmis A, Simsek I, Ozsevik S. (2016). Shear bond strength of indirect composite material to monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont.* Aug;8(4):267-74. doi: 10.4047/jap. 8.4.267. Epub 2016 Aug 18.
161. Sato H, Ban S, Nawa M, Suehiro Y, Nakanishi H. (2007). Effect of grinding, sandblasting and heat treatment on the phase transformation of zirconia surface. *Key Eng Mater* 330-332, 1263-1266.

162. Sato TP, Anami LC, Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. (2016). Effects of Surface Treatments on the Bond Strength Between Resin Cement and a New Zirconia-reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Oper Dent*. May-Jun;41(3):284-92. doi: 10.2341/14-357-L. Epub 2015 Dec 11.
163. Saygili G, Sahmali S. (2003). Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil*, 2003, 30:758-764.
164. Sciasci P, Abi-Rached FO, Adabo GL, Baldissara P, Fonseca RG. (2015). Effect of surface treatments on the shear bond strength of luting cements to Y-TZP ceramic. *J Prosthet Dent*. Mar;113(3):212-9
165. Shimada, Y., Yamaguchi, S. and Tagami, J. (2002). Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dental Materials*, 18(5), 380–388.
166. Sirona Dental Systems. (2016). *Sirona inCoris TZI Product Brochure*
167. Spohr AM, Borges GA, Junior LH, Mota EG, Oshima HM. (2008). Surface modification of In-Ceram Zirconia ceramic by Nd:YAG laser, Rocatec system, or aluminum oxide sandblasting and its bond strength to a resin cement. *Photomed Laser Surg*; 26(3): 203-8.
168. Strub JR., Rekow ED, Witkowski S. (2006). Computer aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *Journal of American Dental Association*, 137 (9): 1289-1296.
169. Su N, Yue L, Liao Y, Liu W, Zhang H, Li X, Wang H, Shen J. (2015). The effect of various sandblasting conditions on surface changes of dental zirconia and shear bond strength between zirconia core and indirect composite resin. *J Adv Prosthodont* 7: 214-23.
170. Summit JB, Robbins JW, Schwartz RS. (2006). *Fundamentals of Operative Dentistry*, 3rd Edition. Quintessence Books. Chicago.
171. Sulewski JG. (2000). Historical survey of laser dentistry. *Dent Clin North Am*. Oct;44(4):717-52.
172. Swab JJ. (1991). Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci* 26: 6706-6714.

173. Tholey MJ, Swain M, Thiel N. (2009). SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dent Mater* 25(7): 857-62.
174. Thompson J, Stoner B, Piascik J, Smith R. (2011): Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now? *Dent Mater*; 27(1): 71-82.
175. Tian T, Tsoi JK, Matinlinna JP, Burrow MF (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater*. Jul;30(7): e147-62. doi: 10.1016/j.dental.2014.01.017. Epub 2014 Mar 6.
176. Ting-shu, S., & Jian, S. (2015). Intraoral digital impression technique: a review. *Journal of Prosthodontics*, 24(4), 313-321.
177. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. (2001). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 14: 231-238.
178. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International Journal of Computerized Dentistry*, 7(1): 25-45.
179. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. (2007). Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont*, 2012, 4: 76-83.
180. Uludamar A. (2007). Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkilerinin incelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi
181. Uludamar A, Akgun S, Ozkan YK. (2011). Tam seramik restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. J Dent Fac Atatürk Uni* Cilt:21, Sayı: 2, Sayfa: 150-162
182. Ural C, Külünk T, Külünk S, Kurt M. (2010). The Effect of Laser Treatment on Bonding Between Zirconia Ceramic Surface and Resin Cement. *Acta Odontol Scand*. 68:6, 354-359, doi: 10.3109/00016357.2010.514720

183. Valandro LF, Della Bona A, Antonio Bottino M, Neisser MP. (2005). The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent*. 93: 253-9.
184. Valandro LF, Ozcan M, Bottino MC, Bottino MA, Scotti R, Bona AD. (2006). Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *J Adhes Dent* 8: 175-181.
185. Valandro LF, Ozcan M, Amaral R, Vanderlei A, Bottino MA. (2008). Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dent Mater J*; 27(6): 849—855
186. Van Noort R. (2002). Introduction To Dental Materials. (2nd ed) Mosby, St Louis, 257-278.
187. Vita Zahnfabrik. (2008). *Vita Mark II Technical and Scientific Documentation*.
188. Vita Zahnfabrik. (2013). *Vita Suprinity Product Brochure*
189. Vita Zahnfabrik. (2017). *Vita YZ HT Product Brochure*
190. Wahsh, M. M. and Ghallab, O. H. (2015). Influence of different surface treatments on microshear bond strength of repair resin composite to two CAD/CAM esthetic restorative materials. *Tanta Dental Journal*, 12(3), 178–184.
191. Watanabe H, Ishikawa I, Suzuki M, Hasegawa K. (1996). Clinical assesments of the Erbium: YAG laser for soft tissue surgery and scaling. *Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery* 14 (2): 67-75.
192. Weiser F, Behr M. (2015). Self-adhesive resin cements: a clinical review. *J Prosthodont*. Feb;24(2):100-8. doi: 10.1111/jopr.12192. Epub 2014 Jul 9. Review.
193. Weyhrauch, M., Wentaschack, S., Igiel, C., Scheller, H., & Lehmann, K. M. (2015). Influence of abutment-configuration on fracture strength of CAD/CAM-fabricated ceramic crowns. *Journal of Restorative Dentistry*, 3(3), 80.
194. White SN, Caputo AA, Vidjak FM, Seghi RR. (1994). Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater* 10: 52-58.
195. Witkowski S. (2005). CAD/CAM in Dental Technology. *Quintessence Dent Technol*;28: 169-184.

196. Xible AA, de Jesus Tavaréz RR, de Araujo CRP, Bonachela WC. (2006). Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 95: 224-229.
197. Yang B, Lange-Jansen HC, Scharnberg M, Wolfart S, Ludwig K, Adelung R, Kern M. (2008). Influence of saliva contamination on zirconia ceramic bonding. *Dent Mater* 24: 508-513.
198. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. (2006). Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res B* 77(1): 28–33.
199. Yüzbaşıoğlu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H. (2014). Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*.
200. Zaimoğlu A, Can G. (2004). Sabit Protezler. Ankara: Ank. Üni. Basımevi; Bölüm 16.
201. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. (2004). Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. Nov 15;71(2):381-6.
202. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater* 29: 1201-1208.
203. Zhi, L., Bortolotto, T., & Krejci, I. (2016). Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(2), 199-202
204. Zhu ZW, Zhang XB. (1999). Aging behavior of tetragonal zirconia polycrystal (TZP) ceramics in the temperature range of 200°C to 350°C in air. *Scripta Materialia*; 40(11), 1229-1233.
205. Zimmermann, M., Mehl, A., & Reich, S. (2012). New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *International journal of computerized dentistry*, 16(2), 173-181.
206. Zorzin J, Belli R, Wagner A, Petschelt A, Lohbauer U. (2014). Self-adhesive resin cements: adhesive performance to indirect restorative ceramics. *J Adhes Dent*. Dec;16(6):541-6. doi: 10.3290/j.jad.a33201

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

V2. ZİRKONYA İÇERİKLİ CAD-CAM blokların farklı yüzey işlemleri ile reçine simanla bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması

ORJİNALLİK RAPORU

% 6	% 2	% 1	% 4
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	% 3
2	acikerisim.selcuk.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
3	Submitted to Adnan Menderes Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
4	library.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
5	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
6	"Translucency of Ceramic Materials for CEREC CAD/CAM System : Translucency of Cerec Ceramic Materials", Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2014. Yayın	<% 1
7	Submitted to Ondokuz Mayıs Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	BİKE	Soyadı	ALTAN
Doğ.Yeri	KADIKÖY	Doğ.Tar.	31.01.1990
Uyruğu	TC	TC Kim No	
Email	altanbike@gmail.com	Tel	

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2018
Lisans	Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2014
Lise	Kadıköy Anadolu Lisesi	2009

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	Yökdil	(Diğer) Puanı
İngilizce				87,50	