



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI YÜZEY HAZIRLAMA YÖNTEMLERİNİN, CAD/CAM
BLOKLARIN TAMİR KOMPOZİTLERİNE BAĞLANMA
DİRENCİ ÜZERİNE ETKİSİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Şule SAYAN
DOKTORA TEZİ

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Elif PINAR BAKIR

DİYARBAKIR- 2018



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI YÜZEY HAZIRLAMA YÖNTEMLERİNİN, CAD/CAM
BLOKLARIN TAMİR KOMPOZİTLERİNE BAĞLANMA
DİRENCİ ÜZERİNE ETKİSİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Şule SAYAN
DOKTORA TEZİ

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Elif PINAR BAKIR

DİYARBAKIR-2018



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



ONAY

Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Doktora öğrencisi Şule SAYAN'ın hazırladığı "Farklı Yüzey Hazırlama Yöntemlerinin Cad/Cam Blokların Tamir Kompozitlerine Bağlanma Direnci Üzerine Etkisinin Karşılaştırılması" başlıklı tez Dicle Üniversitesi Lisansüstü Eğitim - Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarih: 29/11/2018

Danışman Dr. Öğr.Üyesi Elif Pınar BAKIR

Jüri Üyeleri

Jüri Başkanı Doç. Dr. Emin Caner TÜMEN

İmza

Üye Doç. Dr . Emrullah BAHŞİ

Üye Dr. Öğr.Üyesi Osman TEKİN

Üye Dr. Öğr.Üyesi Burak DAYI

Üye Dr. Öğr.Üyesi Elif Pınar BAKIR

Bu tez Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun/.../20.. tarih ve sayılı kararıyla onaylanmıştır.

...../...../.....

Prof. Dr. Hakkı Murat BİLGİN
Dicle Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü



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 olmadığını ve tezimi Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun bir şekilde hazırladığımı beyan ederim.

13/ 12/ 2018

Şule SAYAN

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması aşamasında bilgi ve deneyimini benimle paylaşan, desteğini her zaman yanımda hissettiğim değerli Hocam ve tez danışmanım sayın Dr. Öğr. Üyesi Elif Pınar BAKIR'a, doktora eğitimim boyunca mesleki katkılarından dolayı Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm Hocalarıma; asistanlığım boyunca arkadaşlıkları ve dostlukları ile her zaman yanımda olan tüm çalışma arkadaşlarıma, doğduğum andan bugüne kadar, maddi ve manevi tüm varlıklarını bizim büyümemiz, meslek sahibi olmamız, daha güzel kaliteli bir hayat sürmemiz uğruna harcayan ve ömürlerinin sonuna kadar da bu uğurda yaşayacaklarına inandığım çok kıymetli Annem ve Babam'a; ablaları olmaktan büyük gurur duyduğum, dualarını ve yardımlarını hiç eksik etmeyen, tüm iyi niyetleriyle her an yanımda olan, değerli kardeşlerime; hayatıma kattığı tüm güzelliklerle birlikte, tez çalışmamda da sevgisi, özverisi, sabrı ve güler yüzüyle bir an bile yanımdan ayrılmayan ve her daim bana destek olan hayat arkadaşım Muhammed'e; bu tez çalışmasını hazırlarken beni hiç zorlamayan canım kızım Zeynep'e; sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

Bu tez, Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından 17024 numaralı proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

BEYAN	i
TEŞEKKÜR.....	ii
KISALTMALAR ve SİMGELER LİSTESİ	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	viii
TABLolar LİSTESİ.....	ix
RESİMLER LİSTESİ.....	xi
1. ÖZET.....	1
1.1. Türkçe Özet	1
1.2. Abstract.....	3
2.GİRİŞ ve AMAÇ	5
3. GENEL BİLGİLER.....	7
3.1. Seramiğin Tarihçesi	7
3.2. Dental Seramiğin Yapısı ve Elemanları	8
3.3. Dental Seramiklerin Özellikleri	9
3.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	10
3.4.1. Dental seramiklerin üretim tekniklerine göre sınıflandırılması	10
3.4.1.1. Slip cast tekniği ile hazırlanan tam seramikler	10
3.4.1.2. Dökülebilir tam seramikler	11
3.4.1.3. Isı ve basınçla şekillendirilen tam seramik sistemler	11
3.4.1.4. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) tekniği ile hazırlanan seramikler ..	11
3.5. Dental CAD/CAM Sistemleri	11
3.5.1. CAD/CAM sistemlerinin fonksiyonel elemanları	13
3.5.2. Dental CAD/CAM sistemlerinin avantajları (72).....	15
3.5.3. Dental CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları (51)	15
3.6. Dental CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller.....	16
3.6.1. Feldspatik seramikler.....	16
3.6.2. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler	17
3.6.3. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler	18

3.6.4. Oksit seramikler	19
3.6.5. Lityum silikat ve zirkonya partikülleri ile güçlendirilmiş cam seramikler	20
3.6.6. Rezin matris seramikler	20
3.6.7. Kompozitler	21
3.6.8. Polimerler.....	21
3.6.9. Metaller	21
3.7. Rezin Bazlı Materyallerin Seramiklere Bağlantısı.....	21
3.8. Restorasyon Kırık Sebepleri.....	22
3.9. Restorasyonların Tamiri	22
3.9.1. Ağız dışı tamir sistemleri	22
3.10. Ağız İçi Tamiri Etkileyen Faktörler	23
3.11. Yüzey Hazırlama İşlemleri.....	23
3.11.1. Frezle Pürüzlendirme	24
3.11.2. Air Abrazyon (kumlama)	24
3.11.3. Asitle Pürüzlendirme.....	25
3.11.4. Lazer uygulaması	25
3.11.5. Silika kaplı alüminyumoksit tozu ile kumlama.....	26
3.11.6. Silan uygulanması.....	26
3.11.7. Metal/ seramik primer uygulanması.....	27
3.12.Kompozit Rezinler	27
3.12.1. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinler	28
3.12.2. Akıcılıklarına göre kompozit rezinler	28
3.12.3. Partikül büyüklüklerine göre kompozit rezinler	28
3.13. Kompozit Rezin - Seramik Bağlantısı.....	28
3.14. Tamir Kompozitinin Seçimi.....	28
3.15. Yaşlandırma Yöntemleri	29
3.15.1. Yapay tükrük içinde yaşlandırma.....	29
3.15.2. Mekanik siklus ile yaşlandırma.....	29
3.15.3. Termal siklus ile yaşlandırma	29
3.16. Seramik ile Rezin Arasındaki Bağlantı Direncinin Değerlendirilmesinde	
Kullanılan Testler.....	30
3.16.1. Gerilim (tensile) testi	30
3.16.2. Mikrogerilim testi	30
3.16.3. Makaslama testi.....	31
3.16.4. Mikromakaslama testi	31
3.17. Seramik Yüzeylerinin İncelenmesinde Kullanılan Mikroskopik Yöntemler....	32
3.17.1. SEM (Scanning Elektron Mikroskop).....	32
3.17.2. Stereomikroskop ile incelenmesi	32
4. GEREÇ ve YÖNTEM.....	34
4.1. Seramik Örneklerin Hazırlanması	37
4.1.1. Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok örneklerinin (IPS e-max)	
hazırlaması	37

4.1.3. Rezin nanoseramik hibrit CAD/CAM blok örneklerinin (Lava Ultimate) hazırlanması.....	41
4.1.4. Örneklerin akrile gömülmesi	42
4.1.5. Örneklerin tesviye işlemi.....	43
4.2. Örneklerle Yüzey İşlemlerinin Uygulanması.....	44
4.2.1. Fosforik Asit+ Silan+ Bond uygulanması (1. Yüzey işlemi)	44
4.2.2. HF Asit+ Silan+ Bond uygulanması (2.Yüzey işlemi)	46
4.2.4. Cojet+ Silan+ Bond uygulanması (4. Yüzey işlemi)	48
4.2.5. Kontrol grubu	49
4.2.6. Frez + Fosforik Asit uygulanması	49
4.2.7. Frez + HF Asit uygulanması.....	50
4.2.8. Frez + Kumlama uygulanması.....	50
4.2.9. Frez + Cojet uygulanması	50
4.3. Örnek Yüzeylerine Kompozit Rezin Uygulanması	50
4.4. Test Örneklerinin Yaşlandırılma İşlemi (Termal Siklus).....	52
4.5. Makaslama (Shear) Testinin Yapılması	52
4.6. Stereomikroskop İle Test Örneklerinin Kırık Yüzeylerinin İncelenmesi	53
4.7. Test Örneklerinin SEM’de İncelenmesi.....	54
4.8. Elde Edilen Sonuçların İstatistiksel Analizi.....	55
5. BULGULAR.....	57
5.1. Makaslama Testi ve İstatistiksel Analiz Bulguları.....	57
5.2. Bağlanma Direnç Testi Sonrasında Oluşan Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi 64	
5.2.1. Stereomikroskop bulguları	64
5.2.1.1. Lava Ultimate Grubu	65
5.2.1.2. Vita Enamic Grubu	67
5.2.1.3. IPS e-max CAD Grubu	70
5.2.2.2. Vita Enamic grubu	77
5.2.2.3. IPS e- CAD max grubu	81
6. TARTIŞMA	85
7. SONUÇ	97
8. KAYNAKLAR.....	98
9. ÖZGEÇMİŞ.....	113
10. ORJİNALLİK RAPORU	114

KISALTMALAR ve SİMGELER LİSTESİ

CAD-CAM	: Bilgisayar destekli tasarım-bilgisayar destekli üretim
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
ISO	: Uluslararası standartlar örgütü
S	: Silikon
Si	: Silisyum
SiC	: Silikon Karbid
SiO ₂	: Silisyum dioksit
SiO ₄	: Silisyum tetrahedrat
Al ₂ O ₃	: Aluminyum oksit
O	: Oksijen
HF	: Hidrofluorik
APF	: Asitlendirilmiş fosfat florür
BIS-GMA	: Bisfenol-A-glisidilmetakrilat
UDMA	: Urethan dimetakrilat
HEMA	: Hidroksietilmetakrilat
TEG-DMA	: Tetraetilenglikol dimetakrilat
Er- YAG	: Erbium- doped yttrium aluminum garnet
Nd-YAG	: Neodymium garnet yttrium aluminum
CO ₂	:Karbondioksit
MPa	: Megapaskal
GPa	: Gigapaskal
N	: Newton
Mm	: Milimetre
Cm	: Santimetre
Mm	: Mikrometre
MDP	: 10-Metakriloksidetil dihidrojen fosfat
MPTS	: 3- metakriloksipropil-trimetoksisilan
Dk	: Dakika

Sn	: Saniye
LED	: Light-emitting diode
Li ₂ O	: Lityum oksit
°C	: Santigrat derece
A	: Alan
Al	: Alüminyum
Mö	: Milattan önce
BaO	: Baryum Oksit
Ca	: Kalsiyum
PMMA	: Polimetil metakrilat
Na ₂ Al ₂ Si ₆ O ₁₆	: Sodyum feldspar

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Makaslama Testi Düzenegi (Della Bona ve van Noort 1995'ten uyarlanmıştır).	31
Şekil 2. Çalışma için oluşturulan grupların şematik görüntüsü	35
Şekil 3. Frez durumuna göre bağlanma direnci (Mpa).....	62
Şekil 4. Seramik çeşidine göre bağlanma direnci (Mpa)	63
Şekil 5. Yüzey işlemlerine göre bağlanma direnci(Mpa).....	64

TABLÖLER LİSTESİ

Tablo 1. Çalışmada kullanılan cihazlar.....	35
Tablo 2. Çalışmada kullanılan test materyalleri.....	36
Tablo 4. Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok kristalizasyon prosedürü ..	39
Tablo 5. Frez uygulanmayan grupta her seramik çeşidine göre bağlanma direnci bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonucu	57
Tablo 6. Frez uygulanan grupta her seramik çeşidine göre bağlanma direnci bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonucu	58
Tablo 7. Frez uygulanmayan grupta her yüzey işlemine göre bağlanma direnci bakımından seramik çeşidi arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonucu.....	58
Tablo 8. Frez uygulanan grupta her yüzey işlemine göre bağlanma direnci bakımından seramik çeşidi arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonucu.....	61
Tablo 9. Bağlanma direnci bakımından frez uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonucu.....	61
Tablo 10. Bağlanma direnci bakımından seramik çeşidi arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonucu.....	63
Tablo 11. Bağlanma direnci bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonucu.....	63
Tablo 12. Makaslama bağlanma testi sonrasında görülen kırık tipleri (Ad: Adeziv kırık, Kr: Karma tip kırık, Koh: Kohesiv kırık).....	64

RESİMLER LİSTESİ

Resim 1. Lityum disilikat cam seramik (IPS e- max) CAD/CAM blok	37
Resim 2. Minitom (Hassas kesme cihazı) ile örneklerin kesilmesi.....	38
Resim 3. Porselen Fırını	38
Resim 4. IPS e-max örneklerin fırınlama öncesi ve sonrası	39
Resim 5. Hibrit seramik (Vita Enamic) CAD/CAM blok.....	40
Resim 6. Minitom (Hassas kesme cihazı) ile örneklerin kesilmesi.....	40
Resim 7. Vita Enamic örnekler	41
Resim 8. Rezin nanoseramik (Lava Ultimate) CAD/CAM blok	41
Resim 9. Minitom (Hassas kesme cihazı) ile örneklerin kesilmesi.....	42
Resim 10. Lava Ultimate örnekler	42
Resim 11. Örneklerin akrile gömülmesi için kullanılan kalıp ve rehber	43
Resim 12. Örneklerin akril kalıplara gömülmesi	43
Resim 13. Fosforik asit uygulanması	45
Resim 14. Silan uygulanması	45
Resim 15. Bond uygulanması.....	46
Resim 16. LED cihazı	46
Resim 17. HF asit uygulanması.....	47
Resim 18. Al ₂ O ₃ kumu	47
Resim 19. Kumlama cihazı	48
Resim 20. Cojet uygulanması.....	48
Resim 21. Cojet kumu	49
Resim 22. Frez uygulanması	49
Resim 23. Kompozit rezin.....	51
Resim 24. Kompozit rezin uygulanması	51
Resim 25. Etüv cihazı.....	51
Resim 26. Termal siklus işlemi	52
Resim 27. Universal test cihazı	53

Resim 28. Universal test cihazın ucunun konumlandırılması.....	53
Resim 29. Stereomikroskop	54
Resim 30. SEM cihazı.....	55
Resim 31. Au/Pd kaplama cihazı	55
Resim 32. Lava Ultimate- Kumlama grubu stereomikroskop görüntüleri.....	65
Resim 33. Lava Ultimate- Frez+ Kumlama Grubu stereomikroskop görüntüleri	65
Resim 34. Lava Ultimate- Cojet Grubu stereomikroskop görüntüleri.....	65
Resim 35. Lava Ultimate- Frez+ Cojet Grubu stereomikroskop görüntüleri	66
Resim 36. Lava Ultimate- HF Asit Grubu stereomikroskop görüntüleri.....	66
Resim 37. Lava Ultimate- Frez+ HF Asit Grubu stereomikroskop görüntüleri	66
Resim 38. Lava Ultimate- Fosforik Asit Grubu stereomikroskop görüntüleri	66
Resim 39. Lava Ultimate- Frez+ Fosforik Asit Grubu stereomikroskop görüntüleri	66
Resim 40. Lava Ultimate- Kontrol Grubu stereomikroskop görüntüleri	67
Resim 41. Vita Enamic- Kumlama Grubu Stereomikroskop görüntüleri.....	67
Resim 42. Vita Enamic- Frez+ Kumlama Grubu Stereomikroskop görüntüleri.....	67
Resim 43. Vita Enamic- Cojet Grubu stereomikroskop görüntüleri.....	68
Resim 44. Vita Enamic- Frez+ Cojet Grubu stereomikroskop görüntüleri	68
Resim 45. Vita Enamic- HF Asit Grubu stereomikroskop görüntüsü	68
Resim 46. Vita Enamic- HF Asit Grubu stereomikroskop görüntüleri.....	68
Resim 47. Vita Enamic- Fosforik Asit Grubu stereomikroskop görüntüsü.....	69
Resim 48. Vita Enamic- Frez+ Fosforik Asit Grubu stereomikroskop görüntüleri...	69
Resim 49. Vita Enamic- Kontrol Grubu stereomikroskop görüntüleri.....	69
Resim 50. IPS e-max -Kumlama Grubu stereomikroskop görüntüleri.....	70
Resim 51. IPS e-max -Kumlama Grubu stereomikroskop görüntüleri.....	70
Resim 52. IPS e-max- Cojet Grubu stereomikroskop görüntüleri	70
Resim 53. IPS e-max- Frez+ Cojet Grubu stereomikroskop görüntüleri.....	71
Resim 54. IPS e-max- HF Asit Grubu stereomikroskop görüntüleri.....	71
Resim 55. IPS e-max- Frez+ HF Asit Grubu stereomikroskop görüntüleri.....	71
Resim 56. IPS e-max- Fosforik Asit Grubu stereomikroskop görüntüleri.....	71
Resim 57. IPS e-max- Frez+ Fosforik Asit Grubu stereomikroskop görüntüleri	72
Resim 58. IPS e-max- Kontrol Grubu stereomikroskop görüntüleri	72
Resim 59. Lava Ultimate Cojet Grubu SEM görüntüleri.....	72

Resim 60. Lava Ultimate- Frez+ Cojet Grubu SEM görüntüleri	73
Resim 61. Lava Ultimate- Fosforik Asit Grubu SEM görüntüleri	73
Resim 62. Lava Ultimate- HF Asit Grubu SEM görüntüleri	74
Resim 63. Lava Ultimate- Frez+ HF Asit Grubu SEM görüntüleri	74
Resim 64. Lava Ultimate- Kontrol Grubu SEM görüntüleri.....	76
Resim 65. Lava Ultimate- Frez Fosforik Asit Grubu SEM görünütüleri.....	76
Resim 66. Vita Enamic- Cojet Grubu SEM görüntüleri	77
Resim 67. Vita Enamic- Frez+ Cojet Grubu SEM görüntüleri	77
Resim 68. Vita Enamic- Fosforik Asit Grubu SEM görünütüleri.....	78
Resim 69. Vita Enamic- Frez+ Fosforik Asit Grubu SEM görünütüleri	78
Resim 70. Vita Enamic- HF Asit Grubu SEM görüntüleri	79
Resim 71. Vita Enamic- Frez+ HF Asit Grubu SEM görüntüleri.....	79
Resim 72. Vita Enamic- Kuşlama Grubu SEM görünütüleri	79
Resim 73. Vita Enamic- Frez+ Kuşlama grubu SEM görüntüleri.....	80
Resim 74. Vita Enamic- Kontrol Grubu SEM görüntüleri.....	80
Resim 75. IPS e-max- Cojet Grubu SEM görüntüleri.....	81
Resim 76. IPS e-max- Frez+ Cojet Grubu SEM görüntüleri	81
Resim 77. IPS e- max- Fosforik Asit Grubu SEM görüntüleri	82
Resim 78. IPS e- max- Frez+ Fosforik Asit Grubu SEM görüntüleri.....	82
Resim 79. IPS e-max- Kuşlama Grubu SEM görüntüleri.....	83
Resim 80. IPS e-max- Kontrol Grubu SEM görüntüleri	83
Resim 81. Karma kırık SEM görüntüsü	83
Resim 82. Adeziv kırık SEM görünütüsü	84
Resim 83. Koheziv kırık SEM görüntüsü	84

1. ÖZET

Farkli yüzey hazırlama yöntemlerinin, CAD/CAM blokların tamir kompozitlerine bağlanma direnci üzerine etkisinin karşılaştırılması.

Öğrencinin Adı ve Soyadı: Şule SAYAN

Danışmanı: Elif Pınar BAKIR

Anabilim Dalı: Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı

1.1. Türkçe Özet

Amaç: Bu çalışmanın amacı; 3 farklı CAD/CAM bloğun (2 farklı rezin içerikli ve 1 tane seramik içerikli) kompozit rezin ile tamiri öncesinde yapılan yüzey işlemlerinin, makaslama bağlanma direnci üzerine etkilerini değerlendirmek, frez ile pürüzlendirme işleminin diğer yüzey işlemlerine olan katkısını araştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamızda, IPS e-max CAD, Vita Enamic ve Lava Ultimate blokların her birinden 63 adet olmak üzere toplamda 189 adet 2 mm kalınlığında örnekler hazırlandı. Test materyalleri yüzey işlem tekniğine göre dokuz alt gruba (kontrol, kumlama, Cojet, HF asit, fosforik asit, frez+ kumlama, frez+ Cojet, frez+ HF asit, frez+ fosforik asit) ayrıldı. Termal siklus işlemi uygulandıktan sonra, tüm örnek yüzeylerine silan+ bond+ kompozit rezin uygulandı. Sonrasında, örnekler makaslama bağlanma direnç testine tabi tutuldu. Kırık tipleri, stereomikroskop ve SEM kullanılarak değerlendirildi. Veriler, Mann Whitney U, Kruskal Wallis ve post-hoc testler ile analiz edildi.

Bulgular: Bağlanma direnci açısından, kullanılan blok tipi ve yüzey işlemleri arasında anlamlı bir ilişki saptanmıştır ($p<0,001$). Tüm gruplar arasında en yüksek bağlanma değeri Vita Enamic HF asit, en düşük değer Lava Ultimate kontrol grubunda gözlenmiştir. Frez uygulanmasının, bağlanma direncine istatistiksel olarak anlamlı etkisi bulunmamaktadır ($p>0,05$). Seramik çeşitleri arasında bağlanma direnci bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). En yüksek değerler Vita Enamic grubunda, en düşük değerler IPS e-max seramik çeşidinde görülmüştür.

Sonuç: CAD/ CAM blokların kompozit rezin ile tamiri öncesi yapılan yüzey işlemleri bağlanma direncini arttırmaktadır. Frez uygulaması bağlanma direncini artırdı ancak istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı.

Anahtar Sözcükler: CAD/ CAM, kompozit rezin, tamir, yüzey işlemi, bağlanma direnci



Comparison of effects of different surface preparation methods on the bond strength between the CAD/CAM blocks and repair composite materials.

Student's Surname and Name: SAYAN Sule

Adviser of Thesis: BAKIR Elif Pınar

Department: Department of Restorative Dentistry

1.2. Abstract

Aim: The aim of this study was to evaluate the effect of surface treatments on the shear bond strength of resin repair composites to three different CAD/CAM blocks and investigate the contribution of roughening with bur.

Material and Method: In our work, 189 pieces of 3 different CAD- CAM blocks were used, 63 pieces in each group and with dimensions of 2 mm thickness. The tested materials were divided into nine subgroups according to the surface treatment technique (control, sandblasting, Cojet, HF acid, phosphoric acid, bur+ sandblasting, bur+ Cojet, bur+ HF acid, bur+ phosphoric acid). Silane + bond + composite resin was applied to all sample surfaces after the thermal cycle process was applied. Then specimens were subjected to universal testing machine for shear bond strength test. Failure modes were examined using a stereomicroscope and SEM. The data were analyzed with Mann Whitney U, Kruskal Wallis and post-hoc tests.

Results: In terms of bond strength, a significant relationship was found between the block type and surface treatments used ($p < 0,001$). Highest binding values were observed in HF acid samples in the Vita Enamic group and the lowest binding values were detected in control samples in the Lava Ultimate group. There is no statistically significant effect on the bonding strength of roughening with bur. ($p > 0.05$). There was a statistically significant difference in the bond strength between ceramic varieties ($p < 0.05$). The highest values were found in the Vita Enamic group and the lowest values were seen in the IPS e-max ceramic type.

Conclusion: The bond strength of composite resin to CAD-CAM materials is influenced by surface treatment. Roughening with bur increased the bond strength but no statistically significant difference was found.

Key Words: CAD/ CAM, composite resin, repair, surface treatment, bond strength



2. GİRİŞ ve AMAÇ

Restoratif diş hekimliğinin amaçlarından biri fonksiyonel ve estetik restorasyonlar sağlamaktır. Günümüzde, laminat veneerlar, inley, onleyler gibi indirek restorasyonlar için çok çeşitli seramik malzemeler ve sistemler bulunmaktadır (1-3). Tam seramik restorasyonların, üstün estetik özellikleri, okluzal kuvvetlere karşı yeterli kırılma direnci, diş ve seramik yüzeyleri arasında bağlantı direnci ve CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/üretim) kullanılarak kolaylaştırılan üretim teknikleri gibi avantajları kullanımının artmasını sağlamaktadır (3).

CAD/CAM sistemleri restoratif tedavi yaklaşımının en hızlı gelişen ve değişen alanlarından biridir. Bu sistemde kullanılan materyaller üzerine ARGE çalışmaları devam etmektedir (4). CAD/CAM tekniği için farklı seramik blokların (feldspatik seramik, cam ilaveli seramikler, zirkonya vb.) haricinde, rezin- seramik hibrit malzemeler geliştirilmiştir. Bu malzemeler seramiklerin dayanıklılık ve renk stabilitesi gibi avantajlı özellikleriyle, kompozit rezinlerin geliştirilmiş eğilme ve düşük aşındırıcılık özelliklerini birleştirir (5,6). Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), Lava Ultimate (3M-ESPE, Seefeld, Almanya) ve GC Cerasmart (GC Dental Products, Leuven, Belçika) blokları, üstün estetik görünüm sağlayan güncel CAD/CAM bloklardır (7,8).

Vita Enamic içerisinde; ağırlıkça %86 oranında feldspar seramik bulunurken, %14 oranında polimer bulunur (9). Vita Enamic CAD/CAM bloktan yapılan restorasyonunun bir yıllık klinik takibinin yapıldığı çalışmada, yapılan restorasyonun renklenmediği, bütünlüğünü ve dişeti sağlığını koruduğu belirtilmiştir (10).

Lava Ultimate; son zamanlarda 3M ESPE'nin piyasaya sürdüğü CAD / CAM bloğudur. Malzeme rezin ve seramik karışımı bir yapıdır. CAD/CAM blokları arasında RNC (rezin nano seramik) kategorisinde bulunur (11). Lava Ultimate blokları, % 20 rezin matriks içerisine gömülü % 80 nano seramik parçacıklardan oluşur (8).

IPS e-max CAD; lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilen cam seramik materyalidir ve %40 oranında lityum meta-silikat kristallerinden oluşan yarı kristalize bir bloktur.

Klinikte uygulanan indirekt restorasyonlarda lokalize kırıklar sıkça karşımıza çıkmaktadır. Bu durumda tedavi seçeneği olarak, restorasyon tamamen

değiştirilebilir veya tamir edilebilir. Restorasyonlar tamamen değiştirilmesi diş yüzeyinde travma oluşturur, maliyet artışına ve zaman kaybına yol açar. Oysaki restorasyonun lokalize şekilde tamir edilmesi, daha az maliyetli, daha az vakit alan ve daha koruyucu bir tedavidir (12).

Restorasyon kırık yüzeyi ile farklı yapıdaki hidrofobik rezin bazlı kompozit ya da rezin siman arasında güçlü mikromekanik bağlantının elde edilmesi ağız içi tamirin başarılı olabilmesi için gereklidir. Bu bağlantının kimyasal etkileşim de içermesinden dolayı, farklı türdeki materyallerin açığa çıkmış kırık yüzeyleri için uygun yüzey işlemlerinin seçimi gereklidir (13).

Yapılan yüzey işlemleri; alüminyum oksit partikülleri (A_2O_3) ile kumlama, frez , hidroflorik asit (HF) ve fosforik asit ile pürüzlendirme, silan uygulanması, tribokimyasal silika kaplanması olarak sıralanabilir (3-6).

Çalışmamızın amacı; son zamanlarda üretilmiş ve 2 adet rezin içerikli (Lava Ultimate ve Vita Enamic) ve 1 adet seramik içerikli (IPS e-max) CAD/CAM blokların, kompozit rezin ile tamir başarısını değerlendirirken uygulanan yüzey işlemlerinin etkisini ve frez uygulamasının bağlanmaya olan katkısını araştırmaktır. Bu çalışmanın klinik süreci desteklemesi ve seramik tipine uygun seçilecek yüzey işlemi konusunda klinisyeni yönlendirmesi amaçlanmaktadır.

Çalışmanın birinci hipotezi, kullanılan seramik tipinin bağlanma direnci üzerine etkisinin anlamlı olacağı yönündedir. İkincisi, uygulanan yüzey işlemlerinin bağlanma direnci olumlu yönde etkileyeceği yönündedir. Üçüncü hipotezimiz, diğer yüzey işlemleri ile birlikte frez uygulanmasının bağlanma direnci üzerine etkisinin anlamlı olacağıdır.

3. GENEL BİLGİLER

3.1. Seramiğin Tarihçesi

Seramik, Yunanca ‘keramos’ sözcüğünden türeyen topraktan yapılma anlamına gelen, insan tarafından yapısı değiştirilerek elde edilmiş ilk inorganik cam fazlı kristalin yapısında topraksı bir materyaldir (14). Seramik M.Ö. 1950’ li yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. İlk olarak seramik materyalinden, Mezopotamya ve Asur uygarlıklarında yapı işlerinde yararlanılmış, daha sonraları Anadolu uygarlıklarınca dekorasyon ve çinicilikte kullanılmış ve 16. yy’da Portekizli denizciler aracılığıyla Avrupa’ya getirilmiştir (12,13). İlk kez 1723 yılında, Pierre Fauchard tarafından seramiğin diş hekimliğinde kullanılabileceği bildirilmiştir (17).

Protetik tedavide seramikler, ilk olarak 1774 yılında Saint- Germainen-Laye çevresinde eczacılık yapan Duchateau tarafından kullanılmıştır (15). Fransız diş hekimi Chamont ve Duchateau, 1789 yılında ilk seramik diş materyali patentini almıştır (18). Tek diş seramik kuronlar İtalyan asıllı diş hekimi Fonzi tarafından, ilk defa 1808 yılında, Paris’te yapılmış, fakat opasite ve kırılma sorunları ile karşılaşılması sonucunda diş hekimliğinde kullanımı mümkün olmamıştır. Daha sonraları seramiğin geliştirilmesi ile, diş hekimliğinde farklı tipte porselenlerin kullanılması gündeme gelmiştir. Estetik beklentileri karşılamak amacıyla seramikler, diş hekimleri tarafından kullanılmaya başlanmıştır (15,19).

White ve Ash tarafından, 1850 yılında seramik, restorasyon amacıyla kullanılan bir materyal haline gelmiştir (15). Porselenin sabit protezlerde kullanılmasının öncüsü, 1886 yılında Dr. Charles Land olmuştur. Platin yaprak üstüne feldspatik porseleni işleyip inley ve kuronları geliştirmiş ve daha sonra 1889 yılında jaket kuron patentini almıştır (20). Porselenin yapısına 1950’lerde lüsit eklenerek, altın alaşımları ile genleşme katsayısı yüksek porselen arasında daha güçlü bağlantı oluşturmasını sağlamıştır (17,20). Hughes ve Mc Lean 1963 yılında, alümina seramikler üreterek tam seramik (metal desteksiz) restorasyon üretilmesinin temelini oluşturmuşlardır (21). Cam seramik sistemler 1980’lerde kullanılarak, kronlarda daha estetik sonuçlar elde edilmiştir. Bu materyallerin posterior dişlerde kullanımı sonrasında kırılma problemleriyle karşılaşılması, yeni materyallerin geliştirilmesi ihtiyacını doğurmuştur. 1985 yılında IPS Empress ile In-Ceram sistemleri, piyasaya tanıtılarak

kullanımı yaygınlaşmıştır (22).

3.2. Dental Seramiğin Yapısı ve Elemanları

Seramikler, genellikle bir veya birden fazla metal elementin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir. Büyük oksijen atomları, seramiğin matrisini meydana getirir ve küçük metal atomları aralarına yerleşir. Seramik yapısındaki moleküller arasındaki atomik bağlar, iyonik ve kovalent bağ özelliği taşır. Bu güçlü bağlar sayesinde seramik; stabilite, dayanıklılık ve kimyasal maddelere karşı direnç kazanır (23).

Seramik yapısının merkezinde silisyum (Si^{4+}) yer alır. Silisyum ile dört oksijen (O^-) atomu arasında kimyasal bağlar oluşur. Sonuçta dental seramiğin çekirdek yapısını oluşturan silisyum tetrahedrat (SiO_4) ortaya çıkar (24). Seramik; kırılganlık, sertlik ve ısıya dayanıklılık gibi fiziksel özellikleri, seramiğin amorf yapısı ile ilişkilidir. Bu amorf yapının oluşumunda silisyum iyonları önemli bir rol oynar. Seramik matriks içerisinde silisyum iyonları, düzenli olamayan şekilde dağılmıştır. Ağ şeklinde oluşan bu yapıyı, sodyum, potasyum ve lityum vb. geniş bir alkali iyonlar sarmıştır (25). Dental seramiklerin ana yapısını feldspar, kaolin ve kuartz oluşturur (21).

Feldspar ($\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) : Dental seramiklerin ana materyalidir. Gri ve pembe arasında bir renkte, kristalin ve opaktır (26,27). Potasyum alüminyum silikat ve albitin karışımından oluşur. Kuartz ve kaoline matriks olarak yardımcı olmaktadır. Seramik yapısının %70–80 ‘ini oluşturur (28). Seramiğin en düşük erime derecesine ($1000-1300^\circ\text{C}$) sahip olan kısmıdır. Pişirme sırasında erimesi ile birlikte diğer kısımları birleştirici görev yapar ve porselene şeffaflık kazandırır (29). Feldspar, geniş bir pota içinde bir cam ve lösit (KAlSi_2O_6) oluşturmak için yaklaşık olarak 1000°C ’de alkali metal karbonatları ile ısıtılır. Lösitin ısısal genleşmesi yüksektir ve miktarı seramiğin ısısal genleşme katsayısını değiştirir. Lösit, seramiğin dayanıklılığını artırır ve yüksek lösit seramikler düşük konsantrasyonda lösit içeren seramiklerden yaklaşık olarak iki kat daha dayanıklıdır (26).

Kaolin ($2\text{H}_2\text{OAl}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2$) : Alümina silikat, Çin kili olarak da adlandırılan bu yapının saf şeklidir. Çok ince yumuşak bir materyaldir ve porselene opak özellik katar (30). Isıya oldukça dayanıklıdır, erime derecesi 1800°C dir. Isıtıldığında sıvı kaybederek yapışkan özellik kazanır ve diğer maddelerin birbiri ile tutulmasını

sağlar. Bu sayede porselenin şekillendirilmesi sağlanmış olur (28). Dental seramiklerin %3-5 ini oluşturur. Bu özelliği ile dental seramik, diğer seramiklerden ayrılır (31).

Kuartz (SiO_2) : Yapısı silisyum dioksit (silika) tarafından oluşturulan ve matriks içerisinde doldurucu görevi yapan kuartz, porselende oluşabilecek büzülmeleri önleyerek bütüne stabilite sağlar. Porselenin dayanıklılığı artar, termal genleşme katsayısı kontrol altına alınır ve materyal translulens özellik kazanır Porselen içerisindeki miktarı %10 ile %30 oranı değişir. Erime derecesi 1700°C dir. (28).

Doğal diş görünümünü taklit edebilmesi için seramik toz içeriğine, metal ve metal oksit pigmentleri katılarak renklendirme işlemi yapılır. (29). Dental seramiğe ilave edilen kobalt ile oksit mavi, titanyum oksit ile sarı, demir veya nikel oksit ile kahverengi, bakır veya krom ile oksit yeşil renk elde edilir (29,32). Dental porselene bu maddeler hariç, opaklaştırıcı veya luminisans özelliğini geliştiren, cam modifiye ediciler veya akışkanlar, ara oksitler de eklenebilir (17).

3.3. Dental Seramiklerin Özellikleri

Seramikler, ağız içi kimyasal olaylardan etkilenmemesi, renk stabiliteleri, yüksek aşınmaya gösterdiği direnç, ısı iletkenliğinin az olması, biyoyumluluk ve ideal estetik özelliklerinden dolayı diş hekimleri tarafından sıklıkla kullanılan materyallerdir (33,34). Porselenlerin ısısal genleşme katsayıları ve ısı iletkenlikleri mine ve dentininkilere benzer değerlerdedir (35).

Dental seramikler yüksek estetik görünümünü; ışığı absorbe etme ve dağıtma özellikleriyle, doğal dişlerdeki translusentlik ve renk derinliğini taklit etmelerinden alırlar (36). Seramikler, genelde toksik ve alerjik reaksiyon oluşturmayan yüksek derecede okside olmuş, korozyona dayanıklı, materyallerdir (37).

Dental seramikler, diş hekimliğinde kullanılan malzemeler arasında en az plak birikimine neden olanıdır (28) Su emilimi bulunmamaktadır (19). Ancak çok güçlü asitler karşısında çözünebilirler. Çözünürlüğü yüzeylerinin polisajlı ve glazürlü olup olmamasından ve camlaşma derecelerinden etkilenmektedir (21).

Dental seramiklerin sıkışma dayanıklılıkları yaklaşık 350-550 MPa (megapaskal) arasındadır. Dental seramiklerde esneme olmadığından, gerilim yoğunlaşmalarında seramik materyalinin içinde pöröziteler ve küçük çatlaklar

görülebilmektedir. Bu durum porselenlerin klinik kullanımında büyük bir dezavantajdır (25,28).

3.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler; kompozisyonları, kullanım alanları, üretim metotları, mikro yapıları, translusens özellikleri, fırınlama ısıları ve kırılma dirençleri gibi birçok özelliklerine sınıflandırılabilirler (20).

2015 yılında yapılan güncel bir sınıflama seramikleri ve seramik benzeri restoratif materyalleri yapılarına göre 3 ana grupta sınıflandırmaktadır (39).

1) Cam-matriks seramikler

- . Feldspatik seramikler
- . Sentetik seramikler
- . Cam infiltre seramikler

2) Polikristalin seramikler

- . Alümina seramikler
- . Stabilize zirkonya seramikler
- . Zirkonya ile güçlendirilen alümina seramikler
- . Alümina ile güçlendirilen zirkonya seramikler

3) Rezin-matriks seramikler

Tam seramiklerin sınıflandırılmasında; kristal yapıları ve yapım teknikleri de esas alınabilmektedir. Kristal yapıları magnezyum alüminyum oksit, alüminyum oksit, lösit, lityum disilikat, zirkonyum oksit, lityum fosfat mika, fluorapatit olarak belirtilmiştir (29). Yapım teknikleri ise; dökülebilir tam seramik sistemler, ısı ve basınçla şekillendirilen, slip-cast tekniği uygulanan ve freze edilebilen tam seramik sistemleri olmak üzere 4 ana grupta incelenmiştir.

3.4.1. Dental seramiklerin üretim tekniklerine göre sınıflandırılması

3.4.1.1. Slip cast tekniği ile hazırlanan tam seramikler

Bu sistemde restorasyonlar, seramiğin ısıya dayanıklı day'lar üzerinde tabakalanarak şekillendirilmesiyle hazırlanır. Lamine veneer, inley ve onley yapımında kullanılabilir. Tekniğin başlıca dezavantajı, restorasyonun refraktör daydan çıkarıldıktan sonra, ek yapılması gereken durumlarda tekrar yapılan fırınlama

işlemlerinin marjinal bölgelerde yuvarlanma ve büzülmeye neden olmasıdır (40). Bu sistemin diğer dezavantajı ise; tabakalama tekniğinin kristalizasyonun kontrollü yapılmasını engellemesidir. Bunun sonucunda mikropörözelere ve homojen olmayan bir yapıya neden olmaktadır (41).

3.4.1.2. Dökülebilir tam seramikler

Tetrasilisik flormika kristalleri bulunan cam seramiklerde uygulanabilen bir yöntemdir. 1370 °C'da santifruj tekniği kullanılmasıyla refraktör die içerisinde, döküm işlemi gerçekleştirilir. Geleneksel kayıp mum tekniği ve cam döküm işlemi birlikte uygulanır.

3.4.1.3. Isı ve basınçla şekillendirilen tam seramik sistemler

Üretici firmalar uygun bir ısıtma tekniği geliştirmişlerdir. Bu teknikte, seramiklerde karşılaşılan pörözite ve homojen olmayan yapıları önlemek amacıyla, önceden hazırlanmış seramik materyalleri (ingotlar) kullanılmış (42).

Uygulama şekli olarak metal döküm tekniğine benzemektedir. Seramiğin yüksek sıcaklıkta, vakum altında, muflada hazırlanan döküm boşluğuna basınçla iletilmesi esasına dayanır (42). Bu teknikte kullanılan seramik materyalleri; lösit kristalleri yada lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş felsdpatik seramiklerdir. Bu sistem ile kullanılan seramikler; IPS e.max Press2' in yanında IPS Empress ve IPS Empress 2 dir (43).

3.4.1.4. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) tekniği ile hazırlanan seramikler

CAD (Computer aided design- bilgisayar destekli tasarım) ve CAM (Computer aided manufacturing- bilgisayar destekli üretim) anlamına gelir. Bilgisayar kontrolü ile çalışan, bilgisayarda verilerin toplandığı ve üretilecek malzemenin üç boyutlu olarak tasarlandığı, tasarımlar doğrultusunda da blokların kesilmesiyle üretimin tamamlandığı daha çok makine teknolojisinde kullanılan bir yöntemdir (44).

3.5. Dental CAD/CAM Sistemleri

Bu sistemde genel olarak; optik bir kamera, bilgisayar ve kazıma ünitesi bulunmaktadır. Ağız içi tarayıcı kullanılarak optik ölçü alınır. Restorasyonun sınırı

izici uç yardımıyla belirlenir, kaydedilir ve bloklardan yapılan kesim ile restorasyon kısa süre içerisinde tamamlanır (41). Bu sistemde kullanılan bloklara örnek olarak Cerec Blocks ve VitaMark II'nin yanında IPS e.max CAD, Vita Enamic ve Lava Ultimate verilebilir.

Teknolojinin gelişmesiyle birlikte, CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing) sistemleri, günlük hayatımızın her alanına girmiştir. Bu sistemler endüstriyel materyallerin üretiminde, iletişimde, elektronikte, uzay araştırmalarında, mobilya, uçak, otomobil üretiminde, tıp ve diş hekimliğinde birçok tedaviyi kapsayan geniş bir kullanım alanına sahiptir (45). CAD/CAM teknolojisinin, endüstride kullanımının ardından diş hekimliğinde de kullanılabileceği fıkri ilk olarak Francois Duret tarafından 1971 tarihinde ortaya atılmıştır. Daha sonraki yıllarda, dental restoratif işlemlerde CAD/CAM teknolojisinin kullanılabilirliği üzerine çalışmalar artış göstermiştir (46). CAD/CAM teknolojisiyle birlikte çalışma yöntemleri daha basit hale gelmiş, daha yeni ve daha iyi materyaller kullanılmaya başlanmıştır (45).

Diş hekimliğinde ilk CAD/CAM uygulamaları, 1970'li yıllarda Fransa'da Francois Duret, Amerika'da Bruce Altschuler, İsviçre'de Werner Mörmann ve Marco Brandestini tarafından gerçekleştirilmiştir. 1977 yılında, Arnie Young ve Bruce Altschuler, optik tarayıcılar yardımıyla ağız içi dokuların bilgisayara aktarılmasını sağlamıştır (47). 1979 yılında; Heitlinger ile Rodder, sonrasında 1980 yılında Moermann ile Brandestini CAD/CAM sistemleri üzerine araştırmalarda bulunmuşlardır. 1983 yılında, diş hekimliği alanında kullanılan ilk CAD/CAM sistemi Fransa'daki Garanciere konferansında sunulmuştur. 1985 yılında, laboratuvar işlemine ihtiyaç duyulmadan tamamen klinik ortamında hazırlanarak, şekillendirilen ilk kuron restorasyonu yapılmıştır (48). Dental CAD/CAM sistemlerini geliştiren Duret, Mörmann, Andersson isimli 3 önemli araştırmacı bulunmaktadır.

Francois Duret; CAD/CAM sisteminin kurucusu olarak kabul edilmiştir. Dental restorasyonların otomatik olarak yapımı gündeme gelmiştir. 1990-1991 yıllarında Fransa'da "Duret sistemi"nin geliştirilmesinden sonra "Sopha Bioconcept sistem" ismi ile tekrardan kullanıma sunulmuştur (49).

Werner H. Mörmann; 1988' de Cerec sistemini geliştirerek bu sistemi hasta üzerinde kullanmıştır. Cerec sistemi ile aynı gün içerisinde seramik restorasyonun yapılması mümkün hale gelmesiyle birlikte, CAD/CAM kullanımı yaygınlaşmıştır (49).

Matts Andersson; 1993' de Procera sistemini geliştirerek anti-alerjik material olan titanyumun kullanmaya başlamıştır. Titanyumun döküm işlemi zor olduğundan dolayı, titanyum altyapılarını CAD/CAM sistemini kullanarak üretmiştir. Bu sistem dünyada çapında ağ bağlantılı bir üretim merkezine sahiptir ve seramik alt yapıların üretilmesini sağlamıştır (49).

Klinikte kullanılan Cerec sisteminden sonra bu sistemin laboratuvar kullanımının olması yönünde çalışmalar devam etmiştir (50).

CAD/CAM sistemlerinin kullanılmasıyla birlikte; geleneksel ölçü yöntemlerine ihtiyaç kalmaz. Bilgisayar yazılımları kullanılarak restorasyonun tasarımı yapılır, hasta başında restorasyon üretilir. Bu sistem kullanılarak daha kaliteli ve estetik restorasyonların üretilmesi hedeflenir (51).

CAD; optik tarayıcılar aracılığıyla veriler toplandıktan sonra dijital ortama aktarılması ve restorasyonun tasarlanmasını ifade eder. Bunun sonucunda, dijital ortamda üç boyutlu model elde edilir. CAM; optik tarayıcılarla elde edilen verilerin kullanılması ile üretimin yapılması anlamına gelir (52). Klinikte hazırlanacak çeşitli restorasyonların yapımı için; Cerec, Procera ile Cercon ve Cicero gibi farklı CAD/CAM sistemleri geliştirilmiştir. Cerec sistemleri hem klinik hem de laboratuvar da kullanılabilir. Laboratuvar da kullanılan CAD/CAM sistemlerinden bazıları DCS, Precident ile Cerec InLab, Lava ve Procera'dır (53).

3.5.1. CAD/CAM sistemlerinin fonksiyonel elemanları

Dental CAD/CAM sistemleri, üç ana fonksiyonel elemandan meydana gelir:

1. Tarayıcı (Scanner)

Prepare edilmiş dişler, oklüzyondaki dişler ve komşu dişler ya intraoral ya da alınan ölçülerden elde edilen model üzerinden ekstraoral olarak taranır (48,54). Restorasyon yapılacak diş veya model yüzeyi bilgisayara üç boyutlu olarak yüzey tarayıcılarıyla aktarılır (55). Diş hekimliğinde 3 tip tarayıcı (mekanik, lazer uçlu ve

optik tarayıcılar) bulunmaktadır. Mekanik tip tarayıcılar; pin, küre yada iğne ucu şeklindedir ve modeli mekanik olarak tarar. Lazer tarayıcılar, mesafe ölçerek daha kısa sürede ölçüm yapabilmesine rağmen difüzyon sebebiyle görüntü hassasiyeti azalabilir. Optik tarayıcılar, beyaz veya renkli ışık yada lazer projeksiyon kullanılarak dijital olarak tarama işlemini gerçekleştirir (56,57).

2. Yazılım (Software)

Tarayıcı ile elde edilen veriler yazılım sayesinde, bilgisayar ortamına aktarıldıktan sonra noktacıklardan oluşan sanal modele dönüştürülür. Ekrandaki sanal model üzerinde restorasyonun 3 boyutlu tasarımı ve planlaması yapılır. Daha sonra, CAD yazılımı kullanılarak, sanal olarak hazırlanan modeli CAM ünitesine yönlendirilir (58).

3. Üretim ünitesi (CAM)

Restorasyonu oluşturmak için özel bloklar kullanılır. İşlem, materyal blokların bilgisayar kontrolünde frezelenmesi şeklinde oluşturulur. Üretilen restorasyonlarda, gerekli görülürse düzeltme, final cilalama, renklendirme ve veneerleme işlemi dış teknisyeni tarafından manuel olarak yapılır (48,54,59).

CAD/CAM sistemleri, yapısını oluşturan tarayıcı, tasarım ve üretim ünitelerinin konumlarına bağlı olarak farklı üretim şekillerine sahiptir:

a) Laboratuarda üretim: Hekim tarafından alınan preparasyon alanının ve kapanış modelinin ölçüsü, dijital veya konvansiyonel olarak laboratuvara iletilir. Dijital ölçü iletilmiş ise; CAD/CAM üretim aşamaları laboratuarda tamamlanır. Konvansiyonel ölçü iletilmiş ise alçı model, laboratuvar tipi CAD/CAM tarayıcısı tarafından taranarak dijital model elde edilir. Bu model üzerinde oluşturulacak restorasyon tasarlanır ve CAM ünitesi ile frezelenerek elde edilir (60). CEREC inLab (Sirona, GmbH, Bensheim, Almanya) ile Everest (KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya) sistemleri bu gruba örnektir.

b) Üretim merkezlerinde yapılan üretim: Elde edilen alçı modelin, laboratuvarda taranmasını takiben elde edilen veriler internet üzerinden üretim merkezlerine iletilir. Hazırlanan restorasyon laboratuvara geri gönderilir. Procera ve Lava sistemleri bu üretim şekline örnek gösterilebilir (61).

c) Klinikte üretim: CAD/CAM sisteminin tüm elemanları klinikte bulunur. Ağız içi tarayıcılarla elde edilen dijital model üzerinde tasarım yapılır sonrasında frezeleme ünitesinde restorasyonun üretimi sağlanır. Üretilen restorasyon tek seansta hastaya uygulanabilir. Cerec sistemi (Sirona, GmbH, Bensheim, Almanya) ile E4D (D4D Technologies, Richardson, Texas) bu üretim şekline örnek olarak gösterilebilir (60).

Çeşitli üretim teknikleri bulunmaktadır:

- a) Katı bloktan aşındırılma yöntemi (eksiltme)
- b) Ekleme yöntemi
- c) Kombine sistemler

3.5.2. Dental CAD/CAM sistemlerinin avantajları (72)

1. Geleneksel ölçü işlemlerini ortadan kaldırır.
2. Laboratuvar işlemlerine ihtiyaç olmadığı için üretim süresini kısaltır.
3. Hata oranı azalır.
- 4.İndirekt restorasyonların hazırlanması esnasında olacak muhtemel çapraz kontaminasyonları engeller.
5. Seramik materyallerin eritme ve kaynaştırma işlemleri azalır.
6. Tedavilerin tek seansta bitirilebilmesi, hasta ve hekime zaman kazandırır.
7. Geçici kron hazırlamaya ihtiyaç duyulmaz. Bu faktörün elimine edilmesinden dolayı ekonomik kazanç sağlanır.
8. Altyapı ve restorasyonların CAD yazılımları ile tasarlanması teknisyenlerin iş yüklerini hafifletir.
9. Geliştirilmiş materyaller kullanılabilir.

3.5.3. Dental CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları (51)

1. CAD/CAM ile hazırlanan restorasyonların maliyeti daha yüksektir. Kullanılan cihazlar oldukça pahalıdır. Maliyetinin yüksek olması, yatırım ve idame ücreti, kullanıcı sayısını kısıtlamaktadır.
2. CAD/CAM kullanıcılarının, eğitim için zaman ve para ayırmaları gerekmektedir.

3. Tek renkli (monokromatik) blokların kullanılması sonucunda ideal estetiğe ulaşılması güçtür. Dişin bölgelerine uyumlu olarak farklı renkler içeren (polikromatik) blokların kullanımının yaygınlaşmasıyla bu sorun ortadan kalkmaktadır.

4. Derin subgingival marjinlerin dişlerin bilgisayar ortamına aktarılması esnasında problemler yaşanabilmektedir. Çözüm olarak iyi bir dişeti retraksiyonu gereklidir.

3.6. Dental CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM sistemlerinin yaygın bir şekilde kullanılması ve restorasyonlardan istenilen yüksek estetik ve fonksiyonel beklentiler, üretici firmaları bu beklentileri karşılayacak, farklı özelliklere sahip materyaller geliştirmeye yöndermiştir. Kullanılacak blok materyalleri restorasyon tipine, restorasyonun intraoral konumuna, hasta beklentisine, sosyal ve ekonomik durumu ile hekimin tercihine göre farklılık göstermektedir. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan çeşitli materyaller aşağıda sıralanmıştır (66).

3.6.1. Feldspatik seramikler

Dental uygulamalarda CAD/CAM sistemleriyle birlikte kullanılan ilk blok Feldspatik porselen esaslı bloklardır (67). Ana yapısını silika (silisyum dioksit) ve feldspar oluşturur. Yüksek cam içeriğinden dolayı, ışık geçirgenliği ve doğal diş taklit edebilme gibi üstün estetik özelliklere sahiptir. (68).

Feldspatik bloklar doğal feldspar içerir ve bu yönüyle diğer seramikler ile karşılaştırıldığında saflık derecesi ve erime sıcaklığı yüksektir. Cam matriks içinde %30 oranda ve homojen bir şekilde dağılmış, 3-4 µm (mikrometre) boyutlarında ince grenli felspar partikülleri bulunmaktadır. İnce grenli homojen yapısı ve endüstriyel sinterlenmiş olması sayesinde parlatılabilirliği çok iyidir. Polisajı yapıldığında bu materyalin direnci 130 MPa kadardır. Ancak glaze yapıldığında bu 160 MPa'ya kadar çıkabilir. Konvansiyonel feldspatik porselenlerden daha fazla dirence sahiptir (69).

Feldspatik seramiklere adeziv siman uygulanmalıdır, cam içerikleri sayesinde simantasyon öncesinde hidroflorik asitle (HF) asitleme yapılabilir (70).

Feldspatik seramik bloklar; monokromatik, dikromatik, polikromatik olmak üzere farklı renk seçenekleri sunar. Monokromatik blokların tek renk olması estetik açıdan bir dezavantajdır (66). Dikromatik bloklar; dentin tabakası ve etrafında translusent mine tabakasından oluşur. Polikromatik bloklar; farklı renk doygunluğuna ve ışık geçirgenlik değerlerine sahip oldukları için doğal diş dokusunu taklit edebilmektedir (70). Vitablocks Mark 2 (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), Vita Triluxe Bloc (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), ile Vitablocks Esthetic Line (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) ve IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent) bu bloklara örnek olarak verilebilir.

3.6.2. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler

Cam seramik restorasyonların kullanım endikasyonlarını artırmak amacıyla yüksek dayanım ve kırılma direncine sahip materyallerin geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur (71). Lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$), tam seramik restorasyonlarda, alt yapıyı güçlendirmek amacıyla kullanılan dolduruculardan birisidir. Lityum disilikatın mikroyapısına bakıldığında, değişik yönlerde dağılmış ve birbirine sıkıca kenetlenmiş çok küçük kristallerin olduğu görülür. Bu kristaller, materyal içinde çatlakların yayılmasını engeller ve sonucunda materyalin dayanıklılığını artırır (24). Kimyasal kompozisyonuna, %57-80 oranda kuartz, %11- 19 oranda lityum oksit ve %0-5 oranda alüminyum oksit eklenmesiyle bükülme dayanıklılığı 320-450 MPa'a kadar çıkmaktadır (72). Elastisite modülü 90-95 GPa (gigapaskal) aralığındadır (73).

2006 yılında lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar piyasaya sunulmuştur. Lityum disilikatla güçlendirilmiş CAD/CAM cam seramikleri, üretim sürecinde kısmi olarak kristalize edilmektedir. Kısmi kristalize bloklardaki temel kristal faz lityum metasilikattır (Li_2SiO_3) ve seramik bu fazda ilave renklendiricilerden dolayı mavi renkte görülür. Kısmi kristalizasyonun ile; blokların daha kolay ve hızlı freze edilebilmesini sağlamak, freze işlemi sırasında seramiğe yeterli direnci kazandırmak amaçlanır. Materyalin bu aşamadaki direnci 130-150 Mpa' dır (74).

Frezeleme işleminden sonra ikinci bir ısıtıl işlem sonucunda, metasilikat faz tamamen eriyip dağılır. Kristalizasyon süresince, seramik lityum metasilikat kristal fazdan lityum disilikata dönüşür. Yaklaşık 840-850 °C de bir porselen fırında ısıtıl

işlem uygulanır ve yaklaşık 25 dk. içerisinde kristalizasyon tamamlanır (75). Bunun sonucunda kırılma direnci 360-400 MPa' çıkar ve blok rengi mavi renkten asıl seçilen renk tonuna geçiş gösterir. Cam seramik bu aşamada yaklaşık %70 hacimde, boyutları yaklaşık 1,5 µm olan lityum disilikat kristalleri içerir (76).

Lityum disilikat kristalinin yapı içerisindeki oranının fazla olması ve ışık geçirgenliğinin daha az olması nedeniyle bu tip seramikler sadece altyapı materyali olarak tercih edilmektedir. Üst yapı olarak ise feldspatik seramikler ile birlikte kullanılmak üzere geliştirilmiştir (42).

3.6.3. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler

Diş hekimliğinde kullanılan seramiklere ilave edilen ilk doldurucu olarak bilinmektedir (24). Lösit, %68 kuartz ve %18 alüminyum oksit içerir, potasyum alümina silikat yapıdaki bir mineraldir. Bu seramiklerin üretiminde ısıyla presleme işlemleri sonucunda porözitede azalma görülmektedir (72,77). Feldspatik camlarla karşılaştırıldığında lösit ile güçlendirilmiş seramikler, daha yüksek termal genişleme katsayısı ve büzölmeye sahiptir. Lösit, %17-25 oranda eklendiğinde fırınlama esnasında metal alaşımlarla ısısal olarak daha uyumlu seramikler elde edilir (78). Ivoclar firması tarafından 1991 yılında piyasaya sunulmuş olan IPS Empress sistemi sıcak presleme tekniği ile üretilen, diş hekimlerinin estetik beklentilerini karşılayabilen, biyouyumlu, metal altyapısız inley-onley, kuron restorasyonların yapılmasına olanak tanır (37). Silikat cam matris hacminin % 30–40 ünü lösit kristal fazı oluşturur ve büyüklüğü 1–5 µm'dur (17). Materyal doğal diş ile kıyaslandığında; benzer estetik, geçirgenlik ve aşındırma özellikleri gösterir. Bükölmeye karşı gösterdiği direnç 160 MPa 'dır (37). Elastisite modülleri ise 65-70 GPa civarındadır (73).

Lösit ile kuvvetlendirilmiş cam seramik tabletler ısı ve basınç altında şekillendirildikten sonra kayıp mum tekniği kullanılarak restorasyon tamamlanır (79).

CAD/CAM sistemlerinin kullanımının yaygınlaşmasıyla, lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerin de bu teknikle üretilmesi gündeme gelmiştir. Bu amaçla Ivoclar Vivadent firması tarafından CEREC InLAB sisteminde kullanılmak amacıyla IPS Empress CAD blokları piyasaya sunulmuştur.

CAD/CAM teknolojisinde cam seramik kullanımı, tek üyeli restorasyonlarla sınırlı kalmıştır. Bu nedenle üretici firmalar cam seramiklerin kullanım alanlarını genişletmek için yapısını güçlendirmeye çalışmışlardır (56).

3.6.4. Oksit seramikler

a. Cam infiltre oksit seramikler

Kristal esaslı olan bu seramikler, digger seramiklere göre daha az cam içeriğine sahiptir. Kristal içerikleri hacimce ortalama %85 oranındadır. Cam esaslı seramiklerle kıyaslandığında, kristaller birbiri ile temas halindedir ve fiziksel ve mekanik özellikleri çok daha üstündür (68). Bu blokların ana yapısını oluşturan alumina veya alumina zirkonya karışımının kristalleri arasındaki boşluklara, cam infiltre edilmesi ile pöröz yapının giderilmesi amaçlanır. Böylece, yapının bütünlüğü sağlanmaya çalışılır.

Cam infiltre seramik kronların iç yüzeyleri; ya 2,5 barı geçmeyen basınç altında 30-50 μm Al_2O_3 ile kumlanır ya da tribokimyasal silika kaplı tanecikler ile kumlanır. Bağlantı kuvvetini arttırmak için MDP (10-Metakriloksidesil dihidrojen fosfat) içeren adeziv iç yüzeye uygulanabilir (80). Bu bloklara örnek olarak, In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina ile In-Ceram Zirkonia.

b. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramiklerin içeriğinde cam bulunmaz ve sadece kristal faz vardır. İçerisindeki kristaller düzenli yapı gösterdiği için cam içeren seramiklere göre daha yüksek kırılma direncine sahiptir (78). Polikristalin seramiklerin simantasyonunda genellikle geleneksel simanlar kullanılır. Geleneksel simanların yetersiz olduğu düşünülen durumlarda adeziv simantasyon yapılabilir. Kronların iç yüzeyleri; ya 2,5 barı geçmeyen basınç altında 30-50 μm Al_2O_3 ile ya da tribokimyasal silika kaplı tanecikler ile kumlanır. Bağlantı kuvvetini arttırmak için MDP içeren adeziv, seramik iç yüzeyine uygulanabilir (80). Polikristalin seramiklere örnek olarak, CAD/CAM sistemlerde kullanılan alüminyum oksit ve zirkonyum oksit seramik bloklar verilebilir.

3.6.5. Lityum silikat ve zirkonya partikülleri ile güçlendirilmiş cam seramikler

Cam seramiğin optik özellikleri ve zirkonyanın olumlu mekanik özellikleri birleştirilerek elde edilen bir materyaldir (Suprinity, Vita Zahnfabrik, Germany, Celtra Duo, Dentsply, U.S.).

3.6.6. Rezin matriks seramikler

Rezn matriks seramikler, seramik ve kompozitlerin fiziksel ve estetik özelliklerini birleştirmek amacıyla üretilmiş bir materyaldir (Enamic, Vita Zahnfabrik, Germany ve Lava Ultimate, 3M ESPE, Germany). Bu materyallerin sinterlenmiş matriks yapılarının arasında kalan boşluklar polimer materyali ile doldurulmuştur. Materyallerin hacimce %75'i seramik yapıdan meydana gelir. Polimer ağı, yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilattan (PMMA) oluşmaktadır. Polimer ağ yapısı sayesinde, seramik materyalinde sık karşılaşılan çatlak ilerlemesi sorunu azaltılmıştır (81).

Rezin içerikli seramikler ile geleneksel kompozit rezinlerden elde edilen restorasyonlar kıyaslandığında, aşınmaya karşı daha yüksek dirence ve daha iyi marjinal uyuma sahip olduğu görülmüştür. Dental seramikler ile rezinlerden elde edilen restorasyonlar kıyaslandığında ise, daha düşük elastiklik modulusuna sahip olduğundan dolayı çiğneme kuvvetlerini daha iyi absorbe edebildikleri görülmüştür. Rezin içerikli seramikler, seramiklerle kıyaslandığında yapıldığı bölgedeki karşıt doğal diş veya restorasyonlarda daha az aşınmaya neden olabileceği düşünülmektedir (82).

Rezin matriks seramikler, seramikle kıyaslandığında; daha kolay üretilebilir ve tamir edilebilir. Ayrıca materyal daha az sert olduğundan dolayı daha kolay işlenebilir. Rezin matriks seramik materyalleri üretilirken yüksek ısıda polimerize edilmektedir. Bundan dolayı kazıma işlemi sonrasında herhangi bir fırınlama ve glaze işlemine gereksinim duyulmaz (83).

Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Germany) bloklar rezin ve seramik materyallerinin olumlu özelliklerinin birleştirilmesinden elde edilir ve nanoseramik rezin bloklar olarak isimlendirilir. Bu bloklar; 20 µm büyüklüğünde silika nanomerler ve 4-11 µm büyüklüğünde zirkonya nanomerler içermektedir. Rezin ve seramik yapının bir arada kullanılması materyale, kırılma, aşınma dayanıklılığı,

esneklik ve estetik gibi olumlu özellikler katmaktadır. Lava Ultimate bloklar tam sinterize oldukları için ekstra ısı işlem gerektirmezler (11).

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Germany) bloklar ağırlıkça %86 oranında feldspar seramik ve %14 oranında polimer içerir (9). Mevcut diğer restoratif materyallerle sertlik, esneme direnci ve elastik modülü açısından karşılaştırıldığında, doğal dişe daha yakın değerler gösterdiği sonucuna varılmıştır (5).

3.6.7. Kompozitler

CAD/CAM sistemi için üretilmiş kompozit bloklar; inley, onley, tam kron ve laminate restorasyonlarının üretiminde tercih edilebilirler (Paradigm MZ 100, 3M ESPE, Germany). Karşı çenedeki dişlerde daha az aşınmaya neden olduğu ve çiğneme kuvvetlerini daha iyi absorbe edebildikleri için bruksizmlili hastalarda rahatlıkla kullanılabilirler (71).

3.6.8. Polimerler

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan akrilik reçine esaslı bloklardır. Döküme girebilen altyapı modelajları ve cerrahi plaklar hazırlanmasında kullanılırlar (84)

3.6.9. Metaller

Metallerden üretilmiş bu bloklar, CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere hazırlanmıştır. Endüstriyel olarak üretilen bu bloklar daha az pöröziteye sahip oldukları için daha dayanıklıdır. Geleneksel yöntemler kullanılarak üretilen metal destekli restorasyonlarda görülen dökümden kaynaklı büzülmeler ve uyumsuzlukları gidermek amacıyla üretilmiştir (85).

3.7. Rezin Bazlı Materyallerin Seramiklere Bağlantısı

Bağlantı, temas halinde olan iki yüzey arasındaki moleküler ya da atomik etkileşimdir. Farklı iki materyalin molekülleri ya da atomları arasında oluşan arayüz kuvveti ile oluşur. Bağlanma; mekanik, kimyasal veya bu iki mekanizmanın kombinasyonu ile oluşabilmektedir (86). Kimyasal bağlanmalar, kovalent bağlantılar ve hidrojen bağlantılar veya Van der Waals etkileşimler ile oluşan polar bağlantılar tarafından oluşturulurken. Mekanik bağlantı ise; bir bağlayıcının pürüzlendirilmiş bir aderent yüzeye mekanik kilitlenmeler ile bağlanmasıdır.

Rezin bazlı kompozitlerin protetik seramiklere bağlanabilme özelliği nedeni ile tam seramik kron ve köprülerin retansiyonlarını, kırılma dirençlerini ve uzun dönem kullanım oranlarını artırır ve seramiklerin tamirinde kolaylıkla kullanılabilir (24).

3.8. Restorasyon Kırık Sebepleri

Bilgisayar destekli restorasyonlarda en çok; çatlak, porselenden ufak parçaların kopması (chipping) ve veneer porselen materyalinin kırılması gibi komplikasyonlarla karşılaşılır. Posterior restorasyonlarda bu komplikasyonlar, daha fazla görülmektedir (12).

Restorasyon kırık sebepleri arasında parafonksiyonel alışkanlıklar, alt yapının bükülme yorgunluğu, uygun olmayan diş preparasyonu, travma, okluzal uyumsuzluk, adeziv bağlantı kaybı, üretim sırasında oluşan rezidüel stress, porselen bünyesindeki pörözite sayılabilir. Öncelikli sebepler arasında; faz geçişi, termal ekspansiyon katsayısındaki uyumsuzluk, termal iletkenlik durumu, altyapı tasarımı veya veneerleme tekniği sayılabilir (13).

3.9. Restorasyonların Tamiri

Lokal kırıklar, indirek restorasyonlarda sık karşılaşılan başarısızlıklardan biridir (12). Böyle bir durumda restorasyon ya tamamen yenilenmeli ya da tamir edilmelidir. Tamir sistemlerinin amacı; tamir materyalleri kullanarak restorasyonuna fonksiyon ve estetik sağlamaktır (87).

Sabit protetik restorasyonda 2 türlü tamir işleminden söz edilebilir. Bunlardan birincisi laboratuvar koşullarında yapılan ağız dışı porselen tamiri, diğeri ise ağız içerisinde yapılan porselen tamiridir. Kırık restorasyonların, ağız içi yada ağız dışı tamirinden hangisinin tercih edileceği, bu tamir tekniklerinin birbirlerine göre avantaj ve dezavantajlarının değerlendirilmesi sonucunda belirlenmelidir.

3.9.1. Ağız dışı tamir sistemleri

Restorasyonun ağızdan çıkarıldıktan sonra, laboratuvarında teknisyen tarafından tekrardan veneerlendikten sonra fırınlaması işlemi ağız dışı tamir olarak isimlendirilir. Ağız dışı tamir işlemi, indirekt tamir tekniği olup, klinik ve laboratuvarında geçirilen süreci içerir. Bu teknikte restorasyon ile birebir renk uyumunun yakalanması ve hekimin hasta başında geçireceği klinik süreyi de azaltması önemli bir avantajdır (88). Bunun aksine; restorasyonun yerinden

çıkarılması sırasında, dişte kırık veya çatlak oluşumu, restorasyonun tekrar fırına girmesi ile oluşabilecek distorsiyon gibi pek çok dezavantajı bulunmaktadır (87).

3.9.2. Ağız içi tamir sistemleri

Seramik restorasyonun tamirinin ağız içerisinde gerçekleştirilmesidir. Ağız içi tamir işlemi ile; restorasyonun yenilenmesine gerek kalmaz ve kullanılmaya devam edilebilir. Böylelikle para ve zamandan kazanç sağlanır, kırık alanında oluşan düzensiz yüzeyler ortadan kaldırılarak bölgeye mikroorganizma birikimi önlenabilir (87).

Kırılmış seramik restorasyonların tamirinde farklı yöntemler uygulanabilir. Bu yöntemler arasında birinci yöntem; seramiğin kırık kısmının kompozit rezin yapılar ile tamir edilmesi tercih edilebilir. Bu yöntemin en büyük avantajı; tedavinin daha kısa sürede ve daha kolay sonuçlandırılması, düşük maliyetinin olmasıdır. Ancak; kompozit rezinlerin porselenler kadar renk stabilitesi gösterememesi ve bağlantı dirençlerinin zamanla azalması en büyük dezavantajlarıdır (88).

İkinci yöntem; kırık seramik yapının elde mevcut olduğu durumlarda, kırık parçanın rezin siman kullanılarak kırık alanına uygulanmasıdır. Üçüncü yöntem ise; yeni bir veneer tabakası hazırlandıktan sonra kırık alanına adeziv olarak bağlanmasıdır.

3.10. Ağız İçi Tamiri Etkileyen Faktörler

Bağlayıcı ajanın yüzeyi ıslatabilme kapasitesi ve yüzeyin serbest yüzey enerjisi seramik ve rezin materyal arasındaki bağlanma direncini etkilemektedir. Bu bağlantının kalitesi ve dayanıklılığı ile seramik restorasyonların tamir başarısı arasında doğrudan ilişki vardır (89). Seramiklere uygulanan yüzey işlemleri ile yüzeyin ıslanabilirliği ve serbest yüzey enerjisini değiştirilir. Mekanik pürüzlendirme işlemi sonucunda oluşturulan yüzey düzensizliklerine bağlayıcı rezinin penetre olması ve kimyasal bağlanma ile kombine uygulanması, seramik-kompozit rezin arayüzünde sağlamlığı arttırmaktadır (90).

3.11. Yüzey Hazırlama İşlemleri

Dişhekimliğinde restorasyon materyallerine mekanik veya kimyasal çeşitli yüzey işlemleri uygulanarak yüzeylerinde bağlantıyı artırmaya çalışılır. Mekanik

yüzey işlemlerine frez, asit yada lazer ile pürüzlendirme, kumlama, silika bazlı Al_2O_3 ile kumlama; kimyasal yüzey işlemlerine ise silan ve metal primer gibi yüzey ajanlarının uygulanması örnek olarak gösterilebilir (87). Yüzey işlemleri uygulandığında; yüzey alanı artar, yüzey gerilimi azalır ve ince yapılı yüzey pürüzlülüğü sağlanır. Bunun sonucunda rezin ile seramik arasında mekanik yada kimyasal bağlantı sağlanır (91).

Restorasyon kırık yüzeyi ile farklı yapıdaki hidrofobik rezin bazlı kompozit ya da rezin siman arasında güçlü mikromekanik bağlantının elde edilmesi ağız içi tamirin başarılı olabilmesi için gereklidir. Bu bağlantının kimyasal etkileşim de içermesinden dolayı, farklı türdeki materyallerin açığa çıkmış kırık yüzeyleri için uygun yüzey işlemlerinin seçimi gereklidir (13).

3.11.1. Frezle Pürüzlendirme

Yeşil (150 μm) veya siyah (200 μm) bandlı elmas frezler kullanılarak porselen ve metalin frezle pürüzlendirilmesi sağlanır (92). Frez ile pürüzlendirme işleminin amacı desteği kalmamış porselen yapıyı ve smear tabakasını uzaklaştırıp, kompozit rezinin bağlanması için retantif alan oluşturmaktır (93).

Pürüzlendirme esnasında ince yada kalın frez kullanımı, çatlak oluşumunu ve seramik boyunca yayılmasına neden olup başarısızlıkla sonuçlanabilir (94).

3.11.2. Air Abrasyon (kumlama)

Porselen materyallerin yüzey işlemleri için yaygın olarak 25- 250 μm büyüklüğü arasında Alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri kullanılmaktadır. Kumlama işlemi, laboratuvar ortamında veya hasta başında intraoral olarak yapılabilmektedir (95). Alüminyum oksit ile kumlama işlemi uygulanması, restorasyon yüzeyinde pürüzlülük oluşturarak mikromekanik retansiyon sağlar, bağlanma yüzey alanını zsisistemlerinin bağlantı direncini artırmış olur (96).

Alüminyum oksit ile kumlama işleminin en önemli dezavantajı, restorasyonda meydana gelebilecek yüzey hasarıdır ve bu durum olası uzun dönem performansını etkileyebilir. Alüminyum oksit partiküllerinin yüzeye çarpmasıyla, yüzeyde ufak yüzey düzensizlikler oluşmaktadır. Bu durum materyali kısa dönemde olumsuz etkilemez ancak yüzey düzensizliklerinin olduğu alanlar, ilerleyen dönemde

genellikle kırıkların başlangıç noktasını oluşturmaktadır (97).

Restorasyonun alüminyum oksit partikülleri ile kumlanması sırasında, hasar görmemiş yüzeylerinin korunması zor olduğu için cam seramik (silikat materyaller) yüzeylerinde asitle pürüzlendirme işleminin kullanılması önerilmektedir. Oksit seramik ve metal yüzeyleri için asitle pürüzlendirme yeterli pürüzlülük oluşturamadığı için hava abrazyonu önemlidir (98).

3.11.3. Asitle Pürüzlendirme

Restorasyonların direkt veya indirekt tamir işlemlerinde asitle pürüzlendirme işlemi yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir (99). Asit ile pürüzlendirme işlemi uygulanmasıyla, seramik yüzey alanı ve ıslanabilirliği artmaktadır. Bunun sonucunda rezinin seramik yüzeyine bağlantı potansiyeli artar (89). Asitle pürüzlendirilme işleminde HF asit, Fosforik asit veya Asitlendirilmiş fosfat florür (APF) jel kullanılabilir. Bu jeller içerisinde HF asit, fosforik asitten daha kuvvetli olup, porselen pürüzlendirilmesinde en sık kullanılan ajandır (96). Fosforik asitin seramik yüzeyine uygulanması, mikrostrüktürel seviyede değişikliğe neden olmaz. Sadece kontamine olmuş yüzeyin temizlenebilmesine yardımcı olmaktadır (100).

Kırık seramik yüzeyinin tamir öncesinde, % 2.5 -10 'luk HF asit ile 60 sn asitlenmesi (Porcelain Etchant, %9.5 vs.) klinikte kolaylıkla uygulanabilir bir yöntemdir. Asitle pürüzlendirme işlemi sonrasında porselenin cam matriksi çözülür, kristalin yapı açığa çıkar, mikro andırkatların oluşmasıyla birlikte yüzey pürüzlülüğü oluşur (101). Asitle uygulanması ile doymuş (sature) olmayan oksijen bağları oluşturulmaktadır. Bu bağlar silan için bağlanma alanı olarak görev yapmaktadır. Silika bazlı porselenlerin yüzey pürüzlendirilmesinde HF asit kullanılabilir (42). Hacim olarak %15 den az silika içeriğine sahip olan metal veya oksit seramik materyallerin yüzey pürüzlendirilmesinde HF asit kullanılamaz (99).

3.11.4. Lazer uygulaması

Lazerler dar frekans aralığında ışık üreten cihazlardır. Işığı oluşturan aktif elemente göre isim alırlar ve etki ederler (102). Diş hekimliğinde, farklı dalga boylarına ve farklı kullanım alanlarına sahip lazerler kullanılmaktadır (103).

Seramik yüzeylerinde yüzey pürüzlülüğü sağlayıp bağlantı direncini artırmak amacıyla, Erbium-doped yttrium aluminum garnet (Er-YAG), karbon dioksit (CO₂) ile Neodymium garnet yttrium aluminum (Nd: YAG) lazerler kullanılmaktadır (104).

3.11.5. Silika kaplı alüminyumoksit tozu ile kumlama

Silika kaplama (silika kaplı alüminyum oksit partikülleri ile kumlama, tribokimyasal kaplama) seramik yüzeyine silika ile modifiye edilmiş 30 µm'lik Al₂O₃ partikülleri uygun bir basınçla uygulanır ve mikromekanik retansiyon sağlanır. Tribokimyasal silika kaplama işlemi ile seramiğin silika içeriği artar ve silan bağlayıcı ajanın reaksiyona girebilmesi için çok sayıda yapı açığa çıkar. Silan uygulanması ile seramik- kompozit arasında kovalent bağların oluştuğu bildirilmiştir (101).

Tribokimyasal silika; Rocatec Plus (3M ESPE, Seefeld, Germany) ile laboratuvar ortamında, Cojet sistemi (3M ESPE, Seefeld, Germany) ile de klinik ortamında metal porselen ve tam porselen restorasyon kırıklarının tamir işlemlerinde, yüzeye silika kaplamak için kullanılan bir sistemlerdir (105).

Alüminyum, alüminyum/zirkonyum ya da zirkonyum seramikler, yüksek kristal içeriğine sahip olduğundan dolayı asitle pürüzlendirme dayanıklı yapılarına etki edemeyeceği için silika kaplama işlemi önerilmektedir. Bu nedenle silika kaplama işlemi; düşük silika içeriğine sahip asite dirençli seramiklerde endikedir (106). Blum ve diğerleri yaptıkları bir çalışmada silika kaplama işleminin yüksek silika içeriğine sahip olan lösitle güçlendirilmiş seramiklerde kullanıldığında bağlanma direncini artırdığını bildirilmişlerdir (107).

3.11.6. Silan uygulanması

Diş hekimliğinde kullanılan organo-silanlar genel anlamda silan olarak adlandırılırlar. Çift yönlü reaktivite gösteren silan bağlayıcı ajanlar, silikon (Si) atomu ya da atomları içeren bifonksiyonel organik yapılardır. Silanların organik fonksiyonel kısmı organik matriksle reaksiyona girer, alkali grupları ise inorganik maddelerle reaksiyona girer (108).

Silan; silikon (Si), hidrokarbon zinciri (R), organofonksiyonel (Y) ve hidrolize

olabilen gruplardan (X3) oluşur. Bu X3 grubunun hidrolize olmasıyla silanol grupları ortaya çıkar. Silanol grupları da seramik yüzeyindeki silanol gruplarıyla birleşerek siloksan bağlarını (Si-O-Si) oluşturur. Bu sayede, rezin-porselen arasında kimyasal bağlanma oluşur (Rezin-Y-Silan-X-Seramik) (109).

Klinik dişhekimliğinde kullanılan silan içerisindeki 3-metakriloksipropil-trimetoksisilan (MPTS) (110), organik (kompozit) ile inorganik (seramik) yapı arasında dual kovalent bağlanma (hidrofobiksiloksan bağlanma) sağlamaktadır (107,111).

Silanlar, porselen kırıklarının kompozitle tamirinde, rutin olarak kullanılır. Silan ajanları rezin kompozitlerin camı yapısının ıslanılabilirliğini arttırmayı sağlarken aynı zamanda rezin kompozit ve porselen arasındaki fiziksel, kimyasal ve mekanik bağlanmayı güçlendirir (112).

3.11.7. Metal/ seramik primer uygulanması

Metal primer, metal ve rezin arasındaki bağlanmayı kuvvetlendirmek için kullanılan bir ajandır. İçerisinde bulunan fonksiyonel monomerler, hem rezine hem de metale bağlanabilir. Metal destekli seramik restorasyonlarda metal, soy metal yada soy olmayan metaller kullanılır. Metal primerler, kullanılan metal tipine göre farklı etkileşir. Klinisyen tarafından metal tipine uygun metal primerin seçilmesi gerekir (113).

Ürün içerisinde bulunan bifonksiyonel fosfat monomerler (10-metakriloyloksidesil dihidrojen fosfat- MDP veya 4- metakriloksietil trimelitat anhidrit) sayesinde bir uçları ile metal oksit veya oksit seramik yüzeyine, diğer uçları ile ise rezin materyale bağlanarak aralarında direk kimyasal bağlantı oluşmaktadır (83,114).

3.12.Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler porselen restorasyonların tamirinde kullanılmaktadır. Tamirin başarısı, tamir materyali ve restorasyon arasındaki bağlantının direncine bağlıdır. Materyallerin ısıl genleşme katsayıları ve polimerizasyon büzölmeleri birbiriyle uyumlu olmalıdır. Kompozit rezinlerin tipleri de porselene yapışma direncinde

etkilidir. Büyük partiküllü kompozit rezinlerin veya hibrit tipi rezinlerin bağlanma direnci, mikrofil kompozit rezinlerin bağlanma kuvvetinden daha büyüktür (115).

3.12.1. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinler

Kendi kendine kimyasal yolla polimerize olan kompozitler (Chemical-cured)

Kimyasal ve ışık aktivasyonu yolu ile polimerize olan kompozitler (Dual-cured)

3.12.2. Akıcılıklarına göre kompozit rezinler

Akışkan kompozitler (Flowable)

Kondanse edilebilen kompozitler (Condensable-Packable)

3.12.3. Partikül büyüklüklerine göre kompozit rezinler

Kompozit rezinlerin partikül büyüklüklerine göre; megafil, makrofil, midifil, minifil, mikrofil, hibrit, nanofil olarak sınıflandırılır.

3.13. Kompozit Resin - Seramik Bağlantısı

Bağlantı direnci, adeziv-adherent (bağlanılan yüzey) ara yüzeyinde veya yakınındaki birim alanda bağlantıyı bozarak başarısızlığa neden olan minimum kuvvet değeridir. Bu nedenle bağlantı direnç testleri aynı zamanda ayrılma testleri olarak da adlandırılabilir. Bağlantı kuvveti bağlantı sahasının genişliğine, sahanın tamamının kontrolüne bağlıdır. Bağlantı kuvvetinin hesaplanabilmesi için de alanın boyutlarının bilinmesi gerekmektedir. Aynı ürünün bağlantı kuvvetinin belirlenmesinde kullanılan farklı metotlar veya modifikasyonlar sonuçları değiştirebilir (116).

Tamir edilen yada adeziv olarak simante edilen bir seramik restorasyonun klinik başarısı; seramik ve rezin arasındaki bağlantının güçlü ve devamlı olmasına bağlıdır. Bağlantı kalitesi ise farklı yüzey işlemleri uygulanması ile geliştirilmiş, mikro mekanik ve/veya kimyasal bağlanma ile ilişkilidir (117).

3.14. Tamir Kompozitinin Seçimi

Kompozit rezinler, seramik restorasyonların kırıklarının tamirinde sıklıkla kullanılmaktadır. Tamiri yapılan yüzeyin bağlantı direnci, restorasyonun başarısını ve ömrünü belirlemektedir (118). İdeal tamir kompoziti; düşük polimerizasyon büzülmesi ve minimal termal ekspansiyon katsayısına sahip olmalıdır. Renk seçeneği

olmalı, restorasyon ile iyi bir renk uyumu göstermelidir. Yapılan çalışmalarda kompozit rezin tipi, içeriği yada partikül büyüklüğü seramik ile olan bağlanma direncine etki ettiği bildirilmiştir (87,119). Makro dolduruculu, hibrit ya da mikro dolduruculu formda kompozit rezinler tamir için kullanılabilir (114).

3.15. Yaşlandırma Yöntemleri

Dental materyaller ağız içindeki fonksiyon halindeyken çeşitli streslere maruz kalmaktadırlar (87). Seramik-kompozit bağlantısı ağız ortamındaki mekanik, termal ve kimyasal faktörlerden etkilenir. Materyalin klinik kullanımındaki başarısını öngörebilmek için, bu etkilerin laboratuvar ortamında taklit edilmesi gereklidir (114). Yaşlandırma işlemi için birçok yöntem tercih edilebilmektedir.

3.15.1. Yapay tükrük içinde yaşlandırma

Örneklerin yapay tükrük içerisinde farklı ısı ve sürelerde bekletilmesi ile yapay olarak yaşlandırılması prosedürüdür (107).

3.15.2. Mekanik siklus ile yaşlandırma

Çiğneme simülatörü gibi cihazlar kullanılarak, ağız içerisinde meydana gelen stresleri mekanik yollarla taklit edilmesi prensibine dayanır. Bu yöntem ile benzer dikey ve lateral hareketlere maruz bırakılarak yaşlandırma işlemi uygulanmaktadır (1).

3.15.3. Termal siklus ile yaşlandırma

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller, ağız içi ısı ve pH değişikliklerinden etkilenmektedirler. Örneğin içilen buzlu bir suyun sıcaklığı 0°C'ye yakınken, sıcak bir çay ya da çorbanın sıcaklığı 60°C'ye kadar yükselebilir. (120). Bu nedenle in vitro deneyler ile in vivo çalışmaların birbiriyle benzerlik gösterebilmesi için ağız içindeki ısı değişikliklerinin taklit edilmesi gerekir. Bu amaç doğrultusunda, restorasyonları in vitro şartlarda test eden termal siklus devirlendirme yöntemi kullanılır (121).

Termosiklus uygulaması, seramik ve kompozit bağlantı bölgesine su difüzyonunu hızlandırmaktadır. Isısal değişim, farklı termal genleşme katsayıları nedeniyle iki materyal arasında stres oluşturmaktadır. Sıklıkla 5-55 °C olmakla

birlikte farklı ısısal değişim parametreleri ile yaşlandırma işlemidir (87). İn vivo ısı değişimleri siklus sayısı, suya daldırma süresi ve su banyoları arası transfer süresi gibi birçok değişken ile taklit edilmektedir (122).

3.16. Seramik ile Rezin Arasındaki Bağlantı Direncinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Testler

Diş hekimliği pratiğinde, bağlantı direnç testleri birebir klinik performansı yansıtmasa bile pratikte hangi adeziv sistemin kullanılacağına karar vermek için kullanılabilir. Laboratuvar testleriyle, bağlantı yüzeyleri mekanik olarak test edilir, yüzey değişkenleri belirlenir ve uygulama prosedürlerinin anlaşılması sağlanır (114).

Rezin bazlı materyal- seramik bağlantı direncinin değerlendirilmesi için, gerilim (tensile), mikrogerilim (microtensile), makaslama (shear) ve mikromakaslama (microshear) gibi birçok bağlanma testi yöntemi önerilmektedir Konvansiyonel makaslama ve gerilim testleri, yöntem ve örnekleri daha az ekipmanla ve daha kolay hazırlanabildiği için daha çok tercih edilmektedir (123).

3.16.1. Gerilim (tensile) testi

Gerilim testlerinde bağlanma arayüzüne dik yönde kuvvet uygulayarak bağlantı kırılmaya çalışılmaktadır (124). Geleneksel gerilim testlerinde karşılaşılan en büyük problemler; örnek sabitlenmesinin zor olması ve bağlantı arayüzünde heterojen stres oluşumudur (125). Heterojen stres oluşumu, koheziv kırık oluşumuna neden olmaktadır. Bu sonuç, materyaller arasındaki direnç değerlerinin ölçülmesinde hatalara neden olabilmektedir (126).

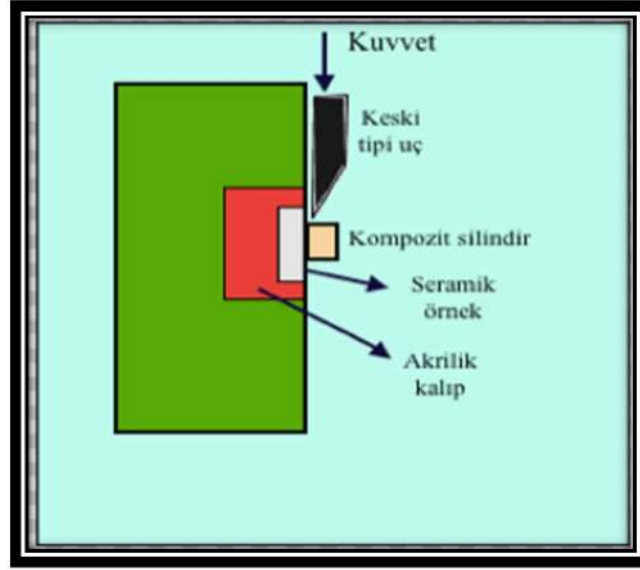
3.16.2. Mikrogerilim testi

Mikro gerilim bağlanma testinde; test edilmek istenen numuneden 1mm² lik yüzey alanında hazırlanan mikro barların iki ucundan yapıştırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar 1mm/dak hızla çekilmesine dayanan bir gerilim testidir. Bu testte bağlantı direnci kaydedilir. Uygulanan maksimum kuvvetin, mikro barların yüzey alanına bölünmesi ile birim alana düşen gerilim direnci elde edilmektedir (127).

Mikrogerilim testleri, gerilim testleriyle kıyaslandığında, örnekler daha kolay sabitlenir, bağlantı arayüzünde homojen stres dağılımı sağlanabilir, bağlantı dirençlerinin değerlendirilmesi ve kıyaslanması daha hassas olur (128).

3.16.3. Makaslama testi

Makaslama testleri, in vitro test yöntemi olup, iki farklı yapı arasındaki bağlanma yüzeyine paralel yönde 0.75 ± 0.3 mm/dk hızla kuvvet uygulanır (124). Birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetinin bağlantı sağlanan yüzey alanına bölünmesi sonucunda elde edilmektedir .



Şekil 1. Makaslama Testi Düzenegi (Della Bona ve van Noort 1995'ten uyarlanmıştır).

Makaslama testi mikro gerilim testi ile kıyaslandığında; örnek hazırlanması ve test protokolü kolaydır. Aynı zamanda hızlı sonuç veren bir yöntemdir (129). Birçok avantajının yanı sıra, makaslama bağlanma direnç testleri bağlanma yüzeylerinde homojen olmayan stres dağılımlarının oluşturması sonucunda koheziv kırıklara neden olması gibi dezavantajları vardır. Bu durum, sonuçların yanlış yorumlanmasına, tahmin edilenden daha düşük değerlerin elde edilmesine böylelikle materyallerin hatalı bir şekilde sıralanması ile sonuçlanabilmektedir (125).

3.16.4. Mikromakaslama testi

Geleneksel makaslama testi ile kıyaslandığında, mikromakaslama testinde materyalin daha küçük bir alanında bağlanma direncinin ölçülmesi sağlanır. ‘‘Mikrobağlanma’’ ya da ‘‘mikromakaslama’’ olarak adlandırılan bu testte aynı örnek üzerinde çoklu ölçümler yapılabilme imkanı vardır (129,130). Büyük

örneklerdeki boşlukların ve stres yaratan faktörlerin olumsuz etkilerini ortadan kaldıracak amacıyla geliştirilmiştir (131).

3.17. Seramik Yüzeylerinin İncelenmesinde Kullanılan Mikroskopik Yöntemler

Günümüzde teknolojinin hızlı bir şekilde gelişmesiyle birlikte, araştırmacıların mikrometreler ve hatta daha küçük ölçümlerde çalışmalar ve incelemeler yapabilmeleri ve daha doğru şekilde sonuçlar ortaya koyabilmeleri mümkün ve gerekli hale gelmiştir (132). Bu amaçla; SEM ve stereomikroskop' tan faydalanılabilir.

3.17.1. SEM (Scanning Elektron Mikroskop)

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), sıvı olmayan, iletken olan yada olmayan katı örneklerin mikro düzeyde değerlendirmesi için kullanılan mikroskopik inceleme tekniğidir. SEM elektron-optik denen bir sistemle çalışır ve yüzeyleri tararken elektron kaynağı kullanır.

SEM, bir elektron demetini kullanarak numunelerin yüzeyini taraması prensibi ile çalışır. Numuneler, belirli bir teknik ile hazırlandıktan sonra tarama aşamasına geçilir. Taranacak numunelerin, öncelikle kakodilat buffer solüsyonu kullanılarak, %2,5 lik gluteraldehit içerisinde sabitlenmesi gerekir. Daha sonra zamanla miktarı arttırılan etanol solüsyonu içerisinde su kaybetmesi sağlanır (kimyasal kurutma). Son aşamada ise, numunelerin alüminyum kalıplara yerleştirilmesi ve sonrasında altın kaplama işlemine geçilir (128).

Altın kaplama işlemi sonrasında numuneler, gittikçe artan elektron demetleri ile detaylı bir şekilde taranır. Elektronlar, incelenecek alanın bir bölgesine çarptıktan sonra sekonder elektronlar olarak da adlandırılan elektronların yayılmasına neden olur. Saçılan elektronlar, özel dedektörler tarafından yakalanır. Bu sekonder elektronlar elektrik akımına çevirilerek büyür. Elde edilen sinyalin katot tüpüne gönderilmesi işlemi ile son bulur. Oluşan görüntü bilgisayar ekranına kayıt edilir (133).

3.17.2. Stereomikroskop ile incelenmesi

Seramik yüzeylerinin incelenmesinde kullanılan bir diğer mikroskopik yöntem stereomikroskoplardır. Stereomikroskoplar, insanın iki göz ile gördüğü

görüntüleri birleştirip 3 boyutlu görüntüyü algılaması gibi, 2 farklı optik yol ile mikroyapıda perspektif görüş sağlar.

Greenough ve Ortak Ana Hedef tipi (Common Main Objective–CMO) olmak üzere 2 tipi vardır. Greenough tipinde; iki adet açılı optik yol ile görüntü elde edilirken, Ortak Ana Hedef tipinde (Common Main Objective–CMO) ise aynı hedefe odaklanan iki farklı perspektifte optik kanal vardır. Her iki tip de elektronik ya da bilgisayarlı bir ekipman gerektirmeden 3 boyutlu görüntü sağlayabilir. Kullanım avantajları sebebiyle materyallerin yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır (134).

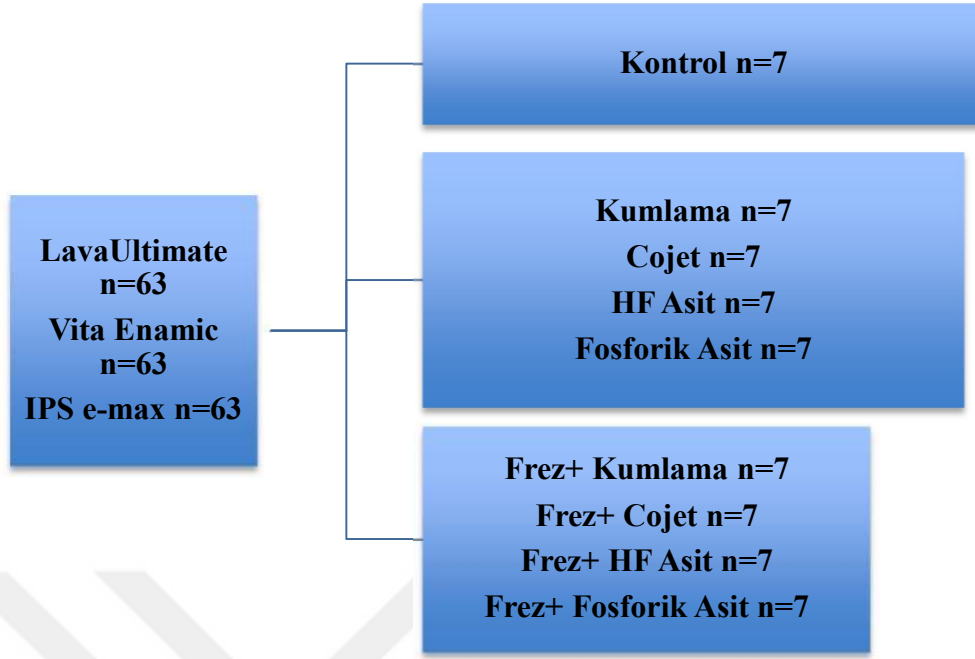


4. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tezde, rezin ilaveli iki farklı CAD/CAM blok materyali (Lava ultimate, Vita Enamic) ile seramik CAD/CAM blok materyalinde (IPS e-max) oluşabilecek kırıklar tamir kompozitleriyle onarılırken uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, kompozit rezin ile CAD/CAM blok arasındaki makaslama bağlanma direnci üzerine etkisi yaşlandırma işlemi sonrasında değerlendirildi. Erciyes Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında ve Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde yapılan bu çalışma aşağıdaki sıralama ile gerçekleştirilmiştir:

Çalışma basamakları:

1. Örneklerin hazırlanması
2. Örneklerin akrilik rezine gömülmesi
3. Örneklerin tesviyesi
4. Örnekler yüzey işlemlerinin uygulanması
5. Örneklerin yüzeylerine kompozit rezin uygulanması
6. Örneklerin yaşlandırılması
7. Makaslama (shear) testinin yapılması
8. Tüm örneklerin stereomikroskop ile incelenmesi
9. Örneklerin taramalı elektron mikroskopunda (SEM) incelenmesi
10. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi şeklinde gerçekleştirildi.



Şekil 2. Çalışma için oluşturulan grupların şematik görüntüsü

Tablo 1. Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihaz	Üretici Firma
Hassas Kesme Cihazı (Minitom)	Struers, Struers Inc., ABD
Porselen Fırını	Multimat, Dentsply, İngiltere
Kumlama Cihazı	Macro Cab, Danville Engineering , Inc. , ABD
Cojet Cihazı	Cojet, 3M ESPE, ABD
Işık Cihazı	Woodpecker, Guilin Woodpecker Medical Instrument Co., Ltd, Çin
Etüv Cihazı	Mikrotest MST 55, Ostim Ankara
Termalsiklus Cihazı	SD Mechatronik Thermocycler, Julabo GmbH, FT 200, Seelbach, Almanya
Universal Test Cihazı (instron)	Lloyd Instruments, Leicester, İngiltere
Stereomikroskop	Leica MZ 12; Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Almanya
Altın-palladyum Kaplama Ünitesi	Sputter Coater SC7620, Polaron, VG Microtech, İngiltere
SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu)	Zeiss Gemini 500, ABD

Tablo 2. Çalışmada kullanılan test materyalleri

Materyal	Materyal İçeriği	Lot No	Üretici Firma
Ultradent Porcelain Etch	%9'luk hidroflorik asit	BDMZW	Ultradent Products Inc, ABD
Panora 200 Etching	%37 fosforik asit	18025	Imicryl
Cojet Kumu	30 µm'lik Al ₂ O ₃	644521	3M ESPE
Clearfil Ceramic Primer Plus	3-Metakriloksipropil-trimetoksisilan 10-MDP, Etanol	6K0027	Kuraray Noritake Dental Inc, Sakazu, Kurashiki, Okayama, Japonya
Clearfil S³ Bond	10-Metakriloioksidodesil dihidrojen fosfat (MDP) Bisfenol A diglisidil metakrilat (Bis-GMA) 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) Hidroforik dimetakrilat dl-kamforinon Etil alkol, Su, Silanlanmış koloidal silika	230015	Kuraray Noritake Dental Inc, Sakazu, Kurashiki, Okayama, Japonya
Filtek Z250 Kompozit	BIS-GMA, UDMA, BIS-EMA, zirkonya / silika doldurucular	N879677	3M ESPE, Seefeld, Almanya
Korox	50 µm	1417162 0912	Bego, Bremen, Almanya

Tablo2.(devam) Çalışmada kullanılan test materyalleri

IPS e.max CAD Blok	Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok ¹¹⁾ (SiO ₂ %57-80, Li ₂ O %11-19, K ₂ O %0-13, P ₂ O ₅ %0-11, ZrO ₂ %0-8, ZnO %0-8, diğerleri ve renklendirici oksitler %0- 12)	V33396	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein
Lava Ultimate CAD Blok	Resin kompozit blok, BisGMA/TEGDMA, Ağırlıkça %80 nano- seramik;	Nano-seramik blok, N652686	3M, St. Paul, USA VITA, Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
Vita Enamic	Hibrit Seramik, UDMA, TEGDMA, Ağırlıkça %86 feldspar seramik, ağırlıkça %14 polimer, 58-63% SiO ₂ , 20- 23% Al ₂ O ₃ , 9-11% Na ₂ O, 4-6% K ₂ O, 0.5-2% B ₂ O ₃ , <1% Zr ₂ O and CaO	54210	VITA, Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya

4.1. Seramik Örneklerin Hazırlanması

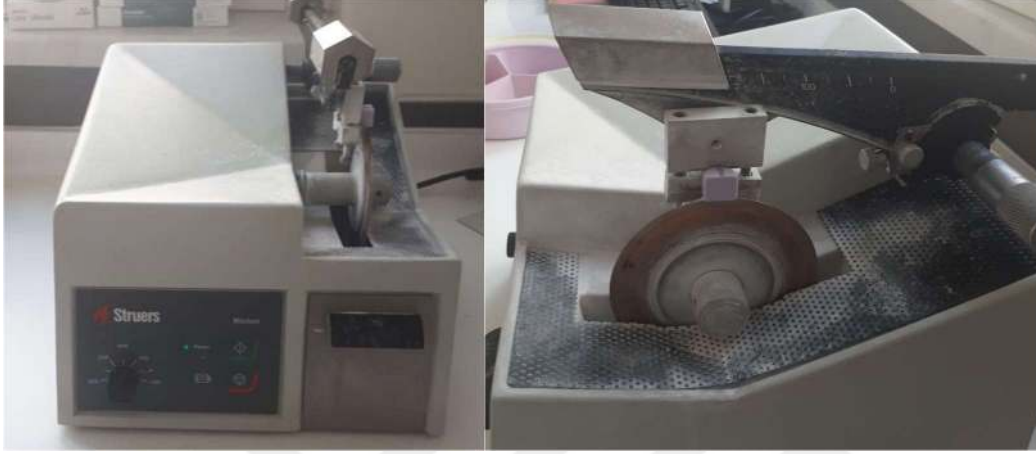
4.1.1. Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok örneklerinin (IPS e-max) hazırlaması

Bu çalışmada kullanılan lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok test örnekleri IPS e.max CAD LT A2 C14 kodlu bloklardan (Resim 1) üretildi.



Resim 1. Lityum disilikat cam seramik (IPS e-max) CAD/CAM blok

Test örnekleri, lityum disilikat cam seramik (12x14x18 mm) CAD/CAM bloğunun yüzeyinden hassas kesme cihazı (Struers, USA) (Resim 2) ile elmas kesici disk kullanılarak 200 rpm (devir/dakika) hızla 2 mm kalınlığında kesim yapılarak 12x14x2 mm boyutlarında 63 adet örnek hazırlandı.

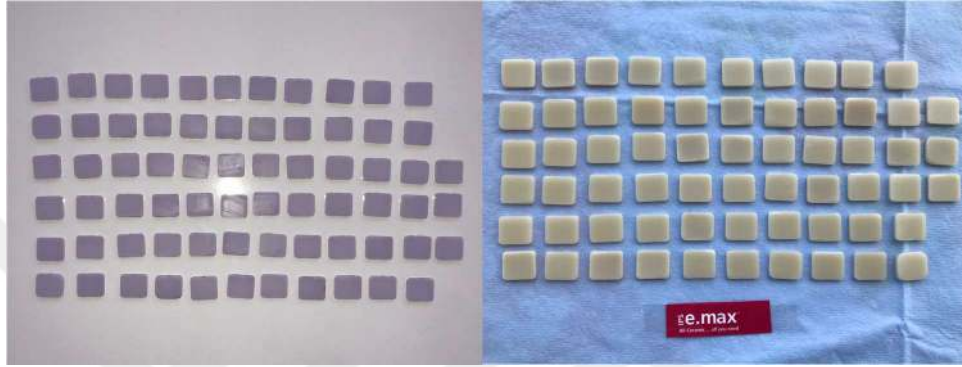
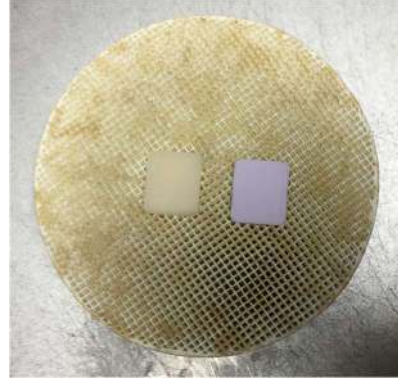


Resim 2. Minitom (Hassas kesme cihazı) ile örneklerin kesilmesi

Örneklerin kenarlarındaki çapaklar kırmızı bantlı seramik bitim frezi ile düzeltildikten sonra distile su ile temizlendi. Bloklar porselen fırınında (Resim 3) üretici firmanın önerileri doğrultusunda Tablo.4’ de gösterilen değerler kullanılarak kristalize edildi.



Resim 3. Porselen Fırını



Resim 4. IPS e-max örneklerin fırınlama öncesi ve sonrası

Tablo 3. Lityum disilikat cam seramik CAD/CAM blok kristalizasyon prosedürü

Hazırlık ısısı (°C)	403
Ön kurutma süresi (dk)	6:00
Porselen fırını ısısının bir dakikadaki ısı yükselme derecesi (°C)	90
Fırınlama derecesi (°C)	820
Fırınlama derecesinde bekleme süresi (dk)	0,10
Porselen fırını ısısının bir dakikadaki ısı yükselme derecesi (°C)	30
Fırınlama derecesi (°C)	850
Fırınlama derecesinde bekleme süresi (dk)	7:00
Vakum başlangıcı ^{1,2}	¹ 550- ² 1022
Vakum bitimi (°C)	¹ 820- ² 1508
Soğutma (°C)	700

4.1.2. Hibrit seramik CAD/CAM blok örneklerinin (Vita Enamic) hazırlanması

Bu çalışmada kullanılan hibrit seramik CAD/CAM blok test örnekleri, Vita Enamic CAD bloklar, 2M2-T EM-14 kodlu bloklar (Resim5) kullanılarak üretildi.



Resim 5. Hibrit seramik (Vita Enamic) CAD/CAM blok

Test örnekleri, hibrit seramik (12x14x18 mm) CAD/CAM bloğunun yüzeyinden minitom cihazı (Resim 6) ile elmas kesici disk kullanılarak kesildi. 200 rpm (devir/dakika) hızla 2 mm kalınlığında kesim yapılarak 12x14x2 mm boyutlarında 63 adet örnek hazırlandı.



Resim 6. Minitom (Hassas kesme cihazı) ile örneklerin kesilmesi



Resim 7. Vita Enamic örnekler

Örneklerin kenarlarındaki çapaklar kırmızı bantlı seramik bitim frezi ile düzeltildikten sonra distile su ile temizlendi.

4.1.3. Rezin nanoseramik hibrit CAD/CAM blok örneklerinin (Lava Ultimate) hazırlanması

Bu çalışmada kullanılan rezin nanoseramik hibrit CAD/CAM blok test örnekleri, Lava Ultimate A2 LT 14L kodlu bloklardan (Resim 8) üretilmiştir.

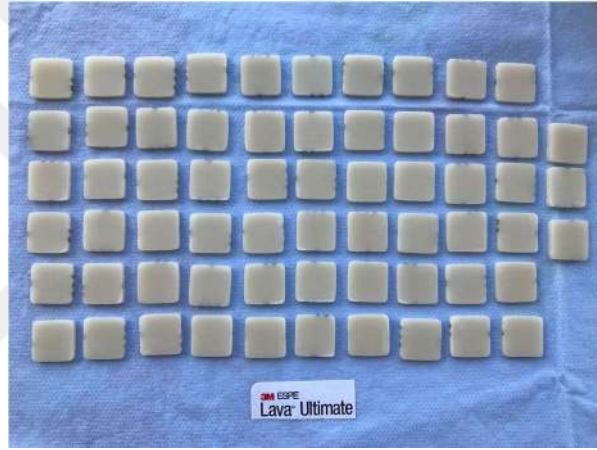


Resim 8. Rezin nanoseramik (Lava Ultimate) CAD/CAM blok

Test örnekleri, lityum disilikat cam seramik (14x14x18 mm) CAD/CAM bloğunun yüzeyinden hassas kesme cihazı (Resim 9) ile elmas kesici disk kullanılarak kesildi. 200 rpm (devir/dakika) hızla 2 mm kalınlığında kesim yapılarak 14x14x2mm boyutlarında dikdörtgenler prizması elde edildi. Elde edilen bloktan 2 mm'lik yatay kesitler alınarak 12x14x2 mm boyutlarında 63 adet test örneği hazırlandı.



Resim 9. Minitom (Hassas kesme cihazı) ile örneklerin kesilmesi

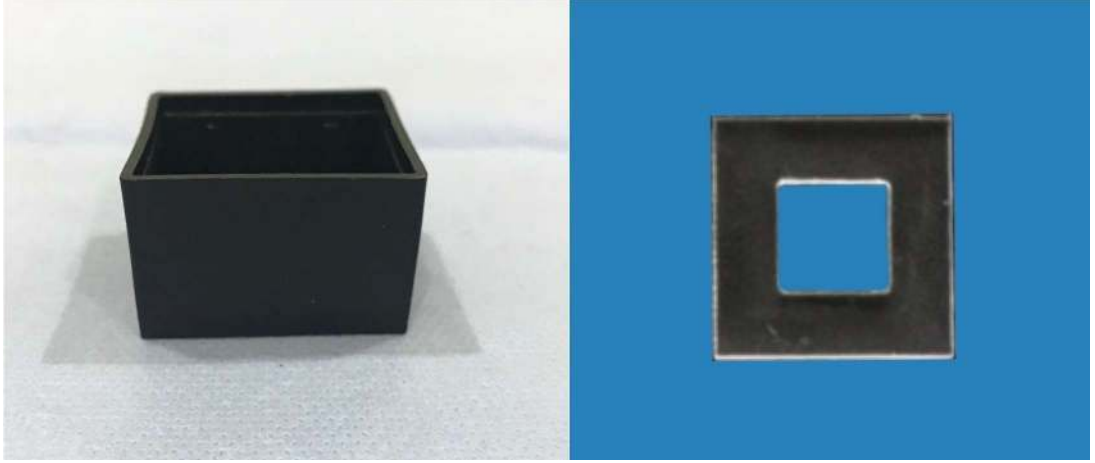


Resim 10. Lava Ultimate örnekler

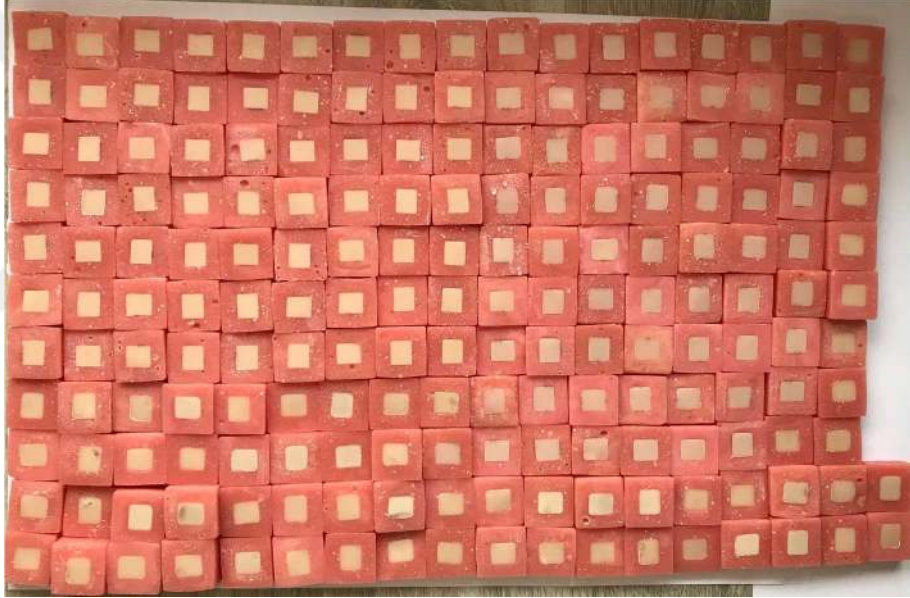
Örneklerin kenarlarındaki çapaklar kırmızı bantlı seramik bitim frezi ile düzeltildikten sonra distile su ile temizlendi.

4.1.4. Örneklerin akrile gömülmesi

Hazırlanan kesitlerden elde edilen örnekler, daha önceden hazırladığımız rehber (Resim 11) kullanılarak, 3x3x2 cm ebatlarındaki plastik kalıpların tam ortasına yerleştirildi. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin üretici firmanın önerdiği oranlarda karıştırılarak kalıbın içine dolduruldu. Örnekler, yüzey işlemlerinin yapılacağı yüzeyler açıkta kalacak şekilde otopolimerizan akrilik rezine gömüldü. Sertleşen akrilik rezin kalıptan çıkarıldı.



Resim 11. Örneklerin akrile gömülmesi için kullanılan kalıp ve rehber



Resim 12. Örneklerin akril kalıplara gömülmesi

4.1.5. Örneklerin tesviye işlemi

Örneklere yüzey işlemleri uygulaması öncesinde yüzey standardizasyonunun sağlanması amacıyla tesviye yapıldı. Tesviye işlemi, her örnekte sırasıyla 600, 800 ve 1200 grit silikon karbit zımparalar (English Abrasives Ltd., Londra, İngiltere) kullanılarak yapıldı. Tesviye sonrasında örnekler distile su içerisinde 10 dk bekletildi ve hava spreyi kullanılarak kurutuldu.

4.2. Örneklere Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Hazırlanan 3 ana gruptaki (Lava Ultimate, IPS e- max, Vita Enamic) 63' er örnek, uygulanacak yüzey işlemine göre 9 alt gruba ayrıldı.

1. Fosforik Asit Grubu n=7
2. HF Asit Grubu n=7
3. Kumlama Grubu n=7
4. Cojet Grubu n=7
5. Kontrol Grubu n= 7
6. Frez + Fosforik Asit Grubu n=7
7. Frez+ HF Asit Grubu n=7
8. Frez + Kumlama Grubu n=7
9. Frez + Cojet Grubu n=7

4.2.1. Fosforik Asit+ Silan+ Bond uygulanması (1. Yüzey işlemi)

Örnek yüzeylerinin asitlenmesi için jel formunda %37 'lik fosforik asit (panora 200, IMICRYL) kullanıldı. Fosforik asit jeli uygulaması öncesinde ufak bir parça asit örneği, enjektör ucu yardımıyla karıştırma kabı içerisine enjekte edilerek jelin homojen bir şekilde akıp akmadığı ve enjektörden akış hızı kontrol edildi. Fosforik asit, örnek yüzeyine eşit şekilde 20 sn süre ile uygulandı (Resim 13). Örnek yüzeyi su spreyi ile 10 sn süre ile yıkandı ve kurutuldu. Buzlu cam görüntüsü görülemediyse uygulama tekrarlandı. Asit uygulaması sonrasında örnekler, distile su ile yıkandı ve hava ile kurutuldu.



Resim 13. Fosforik asit uygulanması

Silan olarak, Clearfil Ceramic Primer Plus (Resim 14) örneklerin yüzeyine uygun uç ile uygulandı. 60 sn buharlaşmanın oluşması için beklendi. 60 sn sonucunda buharlaşma tam sağlanamadıysa yağsız hava ile örneklerin yüzeyi kurutuldu.



Resim 14. Silan uygulanması

Örneklerin yüzeyine bond uygulaması için Clearfil S³ Bond kullanıldı (Resim 15). Uygulamadan önce hazırlama kabına gerekli miktarda bond hazırlandı. Bond uygulama fırçası kullanılarak tüm örnek yüzeyine 20 sn süre ile masaj yapılarak uygulandı. 5 sn boyunca tüm örnek yüzeyine hafif hava uygulanarak bondun yayılması ve içerisindeki çözücülerin uzaklaştırılması sağlandı. Üretici firma önerileri doğrultusunda her yönde 800 - 1000 mW/cm² enerji yoğunluğu ve 10sn süre ile LED ışık cihazı (Resim 16) kullanılarak polimerize edildi.



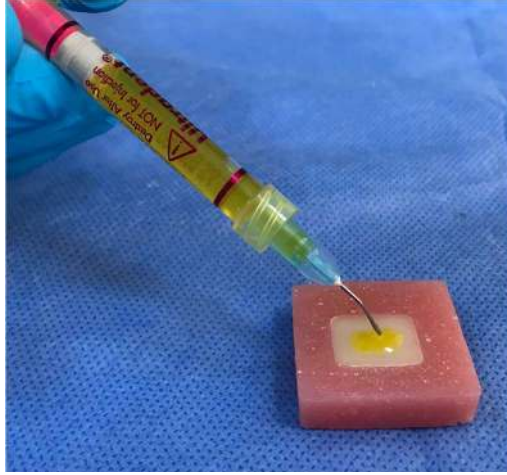
Resim 15. Bond uygulanması



Resim 16. LED cihazı

4.2.2. HF Asit+ Silan+ Bond uygulanması (2.Yüzey işlemi)

Örnek yüzeylerinin asitlenmesi için jel formunda %9' luk hidroflorik asit kullanıldı. Hidroflorik asit jeli uygulaması öncesinde ufak bir parça asit örneği enjektör ucu yardımıyla karıştırma kabı içerisine alınarak jelin homojen bir şekilde akıp akmadığı ve enjektörden akış hızı kontrol edildi. Hidroflorik asit, örnek yüzeyine eşit şekilde 90 sn süre ile uygulandı (Resim 17). Örnek yüzeyi su spreyi ile 20 sn süre ile yıkandı ve kurutuldu. Örneklerin yüzeyinde buzlu cam görüntüsü görülemediyse uygulama tekrarlandı. Asit uygulaması sonrasında örnekler distile su ile yıkandı ve kurutuldu.



Resim 17. HF asit uygulanması

Asit uygulanmasından sonra örnek yüzeylerine silan ve bond uygulandı.

4.2.3. Kumlama+ Silan+ Bond uygulanması (3.Yüzey işlemi)

Örnekler, 50 μm Al_2O_3 kumu (Resim 18) ile kumlama cihazı (Resim 19) kullanılarak 90° açıyla, 2,8 bar basınç altında, 10 mm mesafeden, 10 sn süreyle kumlandı. Kumlama yapılan örnekler distile su içerisinde 5 dk temizlendi. Kumlama işleminden sonra örnek yüzeylerine, silan ve bond uygulandı.



Resim 18. Al_2O_3 kumu



Resim 19. Kumlama cihazı

4.2.4. Cojet+ Silan+ Bond uygulanması (4. Yüzey işlemi)

Hazırlanan CAD/CAM blok yüzeylerinin CoJet sistemi ile silika kaplanmasında (Resim 20) 30 μm büyüklüğündeki Si_2O kum tanecikleri (3M™ ESPE™ CoJet™ Silicate Ceramic Surface Treatment System, ABD) (Resim 21) , 2.3 bar'lık basınç altında, seramik yüzeyine dik olarak, 10 mm uzaklıktan 15 saniye süreyle uygulandı. Daha sonra örnek yüzeyleri distile su ile temizlendikten sonra, silan ve bond uygulandı.



Resim 20. Cojet uygulanması



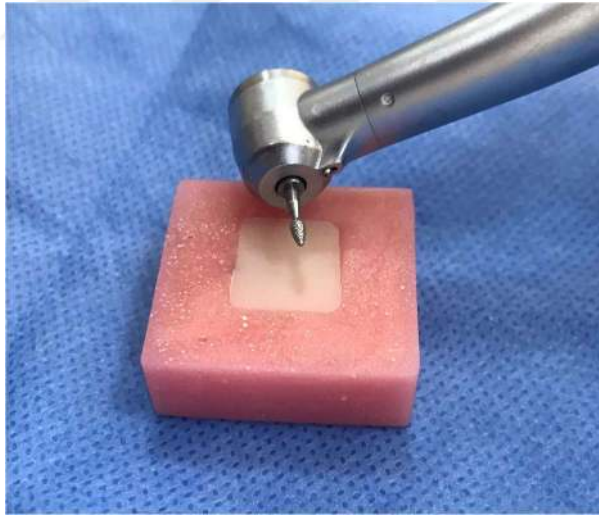
Resim 21. Cojet kumu

4.2.5. Kontrol grubu

Distile su ile temizlenen örnek yüzeylerine silan ve bond, uygulandı.

4.2.6. Frez + Fosforik Asit uygulanması

Örnek yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde yeşil (150 µm) kuşak labut frez kullanımı tercih edildi (Resim 22). Frez ile pürüzlendirilme işlemi sonrasında fosforik asit, silan ve bond uygulandı.



Resim 22. Frez uygulanması

4.2.7. Frez + HF Asit uygulanması

Örnek yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde yeşil (150 µm) kuşak labut frez kullanımı tercih edildi. Frez ile pürüzlendirilme işlemi sonrasında HF asit, silan ve bond uygulandı.

4.2.8. Frez + Kumlama uygulanması

Örnek yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde yeşil (150 µm) kuşak labut frez kullanımı tercih edildi. Frez ile pürüzlendirilme işlemi sonrasında Al₂O₃ ile kumlama işlemi yapıldıktan sonra, silan ve bond uygulandı.

4.2.9. Frez + Cojet uygulanması

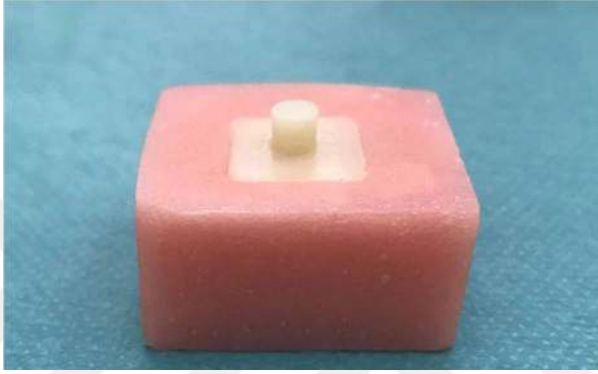
Örnek yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde yeşil (150 µm) kuşak labut frez kullanımı tercih edildi. Frez ile pürüzlendirilme işlemi sonrasında Cojet, silan ve bond uygulandı.

4.3. Örnek Yüzeylerine Kompozit Rezin Uygulanması

Yüzey uygulamalarını takiben iç çapı 5 mm, yüksekliği 5 mm olan plastik bir tüp kullanılarak tabakalama tekniği ile kompozit rezin (Resim 23) (Filtek Z250, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) bağlandı ve LED ışık cihazı kullanılarak polimerize edildi. Plastik tüpün uzaklaştırılmasını takiben bağlanma işlemi dört farklı açıdan 60 sn polimerizasyon sağlanarak tamamlandı (Resim 24). Kompozit bağlantısı yapılan örnekler etüv cihazında (Resim 25), 37⁰ C distile suda 24 saat boyunca bekletildi.



Resim 23. Kompozit rezin



Resim 24. Kompozit rezin uygulanması



Resim 25. Etüv cihazı

4.4. Test Örneklerinin Yaşlandırılma İşlemi (Termal Siklus)

Termal siklus işlemi ve örneklerin bağlanma dirençlerinin ölçülmesi Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Test örneklerine kompozit uygulandıktan sonra, 5 °C - 55 °C'de, dalma süresi 40 sn, transfer süresi 6 sn olacak şekilde 1 000 siklus termosiklus işlemine (Resim 26) tabi tutuldu. Termal döngü işleminin tamamlanmasından sonra, örnekler etüvde 37 °C'deki distile suda 24 saat bekletildi.



Resim 26. Termal siklus işlemi

4.5. Makaslama (Shear) Testinin Yapılması

Örneklerin bağlanma dirençlerinin ölçülmesi, makaslama testinin kullanılması ile gerçekleştirilmiştir.

Bıçak sırtı şeklinde sonlanan metal uç kompozit-seramik birleşim arayüzüne paralel olarak yerleştirildi (Resim 28). Ardından universal test cihazında (Instron, Lyoyd Instruments, İngiltere) (Resim 27) bağlanma arayüzüne dakikada 0,5 mm hızla ayırma kuvveti uygulandı. Kompozit örneğin seramik yüzeyinden ayrıldığı andaki kuvvet değeri “N” biriminde elde edildikten sonra kopma alanındaki yüzey alanı olan “19,625 mm²”ye bölünerek “MPa”a çevrildi ve bu değerler bağlanma direnç değerleri olarak kaydedildi

$$S = \frac{F}{A}$$

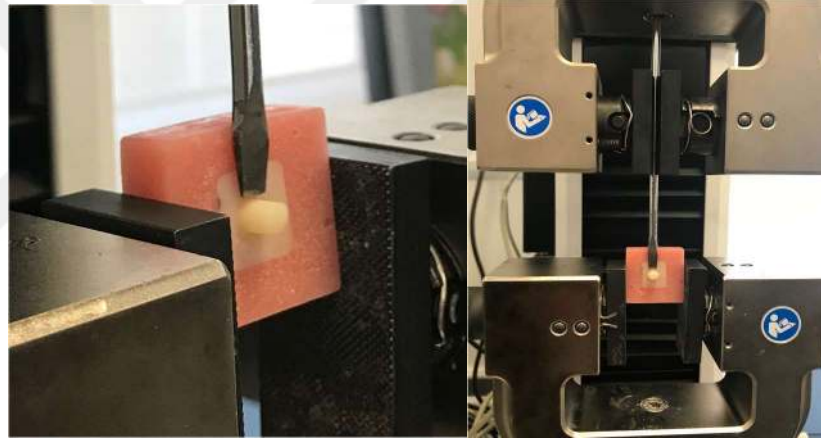
S= Makaslama (shear) bağlanma direnci (MPa)

F = Kırılma noktasındaki kuvvet (N)

A = Bağlanma noktasındaki yüzey alanı (mm²)



Resim 27. Universal test cihazı



Resim 28. Universal test cihazın ucunun konumlandırılması

4.6. Stereomikroskop İle Test Örneklerinin Kırık Yüzeylerinin İncelenmesi

Tüm örnekler kırık modunun belirlenmesi için x10' luk büyütmede stereomikroskopta (Resim 29) aynı uygulayıcı tarafından ikişer kez incelenerek kırık tipleri adeziv, koheziv ve karma olarak gruplandırıldı. Kompozit/seramik arayüzünde kırılma gerçekleşmesi adeziv kırık olarak, kompozit tabakası yada seramik içerisinde kırılma gerçekleşmesi koheziv kırık olarak, adeziv ve koheziv kırık karışımı bir kırık oluşması ise karma kırık olarak sınıflandırıldı. Teste tabi tutulmadan kopma oluşan örnekler ise, prematür kırık olarak sınıflandırıldı.



Resim 29. Stereomikroskop

4.7. Test Örneklerinin SEM’de İncelenmesi

SEM incelemesi yapılacak örnekler, Polaron SC 7620 Mini Sputter Coater cihazına (Resim 31) yerleştirildi. Örnekler bu cihaz yardımıyla 15 sn yaklaşık 45 Angstrom (cihaz saniyede yaklaşık 3 Angstrom kaplama yapmaktadır) kalınlığında Au/Pd (%80 Au, %20 Pd) ile kaplandı. Kaplanan Örnekler çift taraflı bant yardımıyla numune tutuculara yapıştırıldı. Daha sonra Zeiss Gemini 500 cihazında (Resim 30) vakum altında x200, x500, x1000, x2000 büyütmelerde görüntüleri alındı.



Resim 30. SEM cihazı



Resim 31. Au/Pd kaplama cihazı

4.8. Elde Edilen Sonuçların İstatistiksel Analizi

Bu çalışmada elde edilen veriler IBM SPSS Statistics Version 22 paket programı ile analiz edilmiştir.

Değişkenlerin normal dağılımdan gelme durumları araştırılırken birim sayıları nedeniyle Shapiro Wilk's' den yararlanılmıştır.

Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup; $p < 0,05$ olması durumunda değişkenlerin normal dağılımıdan gelmediği, $p > 0,05$ olması durumunda ise değişkenlerin normal dağılımıdan geldikleri belirtilmiştir.

Gruplar arasındaki farklılıklar incelenirken değişkenlerin normal dağılımıdan gelmemesi nedeniyle Mann Whitney U ve Kruskal Wallis-H Testlerinden yararlanılmıştır.

Kruskal Wallis-H Testinde anlamlı farklılıkların görölmesi durumunda Post-Hoc Çoklu Karşılaştırma Testi ile aralarında farklılık olan gruplar belirlenmiştir.

Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup; $p < 0,05$ olması durumunda anlamlı bir farklılığın olduğu, $p > 0,05$ olması durumunda ise anlamlı bir farklılığın olmadığı belirtilmiştir.

5. BULGULAR

5.1. Makaslama Testi ve İstatistiksel Analiz Bulguları

Tablo 4. Frez uygulanmayan grupta her seramik çeşidine göre bağlanma direnci bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonucu

F	IPS e-max		Bağlanma direnci (Mpa)					Kruskal Wallis H Testi			
			n	Mea n	Media n	Min	Max	ss	Sıra Ort.	H	p
=	IPS e-max	Cojet	7	5,39	5,22	3,81	7,78	1,37	13,71	26,033	0,001
		HF asit	7	9,21	8,89	7,63	12,73	1,71	25		
		Fosforik asit	7	12,85	13,78	9,42	14,64	2	31,43		
		Kumlama	7	3,44	2,49	1,36	6,75	2,1	7,43		
		Kontrol	7	5,1	4,91	2,47	8,46	1,9	12,43		
		Toplam	35	7,2	6,23	1,36	14,64	3,85	4-2 4-3 5-3 1-3		
	Lava Ultimate	Cojet	7	10,21	11,55	3,56	17,82	5,79	22	14,915	0,005
		HF asit	6*	12,87	12,71	9,68	17,09	2,38	24,83		
		Fosforik asit	7	7,08	3,93	2,2	13,65	4,94	14		
		Kumlama	7	8,75	6,01	4,09	15,96	5,06	21,14		
		Kontrol	7	3,41	3,5	2,54	3,87	0,44	6,57		
		Toplam	34	8,33	5,51	2,2	17,82	5,11	5-1 5-2		
	Vita Enamic	Cojet	7	12,94	12,87	9,36	18,27	3,01	11,57	17,012	0,002
		HF asit	7	16,47	15,72	13,01	18,84	2,28	24,71		
		Fosforik asit	7	11,99	11,63	10,39	15,05	1,86	8		
		Kumlama	7	17	17,31	13,29	19,95	2,11	26,14		
		Kontrol	7	15,41	15,1	14,57	16,83	0,96	19,57		
		Toplam	35	14,76	15,02	9,36	19,95	2,84	3-2 3-4		

(* Prematüre kırık olan gruplar) (Lava Ultimate- HF asit grubunda termal siklus işlemi sonrasında premature kırık gözlenmiştir.)

Frez uygulanmayan gruplarda IPS e-max seramik grubunda bağlanma direnç kuvveti bakımından yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Frez uygulanmayan IPS e-max seramik grubunda Kumlama yüzey işleminin bağlanma direnç kuvveti, HF asit ve fosforik asit yüzey işlemlerine göre; Cojet ve kontrol grubunun bağlanma direnç kuvveti ise fosforik asit yüzey işlemine göre anlamlı derecede düşüktür.

Frez uygulanmayan Lava Ultimate seramik grubunda bağlanma direnç kuvveti bakımından yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Frez uygulanmayan Lava Ultimate seramik grubunda Kontrol grubunun bağlanma direnç kuvveti Cojet ve HF asit yüzey işlemine göre anlamlı derecede düşüktür.

Frez uygulanmayan Vita Enamic seramik grubunda bağlanma direnç kuvveti bakımından yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Frez uygulanmayan Vita Enamic seramik grubunda fosforik asit grubunun bağlanma direnç kuvveti HF asit ve kumlama yüzey işlemine göre anlamlı derecede düşüktür.

Tablo 5. Frez uygulanan grupta her seramik çeşidine göre bağlanma direnci bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonucu

F	IPS e-max		Bağlanma direnci (Mpa)					Kruskal Wallis H Testi			
			n	Mea n	Media n	Min	Max	ss	Sıra Ort.	H	p
+	Cojet		7	2,42	1,94	1,09	3,96	1,2 2	8,43	16,79 7	0,00 1
		HF asit	7	10,95	10,54	8,4	16,2 5	2,6	23		
		Fosforik asit	6*	3,77	3,28	3,11	5,18	0,8 7	13,67		
		Kumlama	6*	2,44	1,81	1,08	5,16	1,5 6	8,17		
		Toplam	2 6	5,03	3,38	1,08	16,2 5	4,0 4	4-2 1-2		
	Lava Ultimate	Cojet	7	13,89	14,67	9,41	16,3 7	2,4	17,29	14,96 8	0,00 2
		HF asit	7	15,52	15,93	10,3 9	21,9 9	4,2 5	19,29		
		Fosforik asit	7	5,74	5,75	4,41	7,54	1,1 9	4,29		
		Kumlama	6*	12,99	12,18	6,44	20,5 3	4,6 1	15,33		
		Toplam	2 7	12	11,89	4,41	21,9 9	5	3-1 3-2		
	Vita Enamic	Cojet	6*	18,26	18,1	14,4 8	21,2 7	2,2 6	22,17	10,07 6	0,01 8
		HF asit	7	13,87	13,91	12,1 7	15,9 1	1,4 4	8,29		
		Fosforik asit	7	15	15,61	11,8 4	16,9 5	1,8 6	13,29		
		Kumlama	7	15,27	14,62	13,8 3	18,1 5	1,7 5	13,43		
		Toplam	2 7	15,5	14,74	11,8 4	21,2 7	2,3 5	2-1		

(* premature kırık olan gruplar)

Frez uygulanan IPS e-max seramik grubunda bağlanma direnç kuvveti bakımından yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık

bulunmaktadır ($p<0,05$). Frez uygulanan IPS e-max seramik grubunda Cojet ve Kumlama yüzey işleminin bağlanma direnç kuvveti HF asit yüzey işlemlerine göre anlamlı derecede düşüktür.

Frez uygulanan Lava Ultimate seramik grubunda bağlanma direnç kuvveti bakımından yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Frez uygulanan Lava Ultimate seramik grubunda fosforik asit grubunun bağlanma direnç kuvveti Cojet ve HF asit yüzey işlemine göre anlamlı derecede düşüktür.

Frez uygulanan Vita Enamic seramik grubunda bağlanma direnç kuvveti bakımından yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Frez uygulanan Vita Enamic seramik grubunda HF asit grubunun bağlanma direnç kuvveti Cojet yüzey işlemine göre anlamlı derecede düşüktür.

Tablo 6. Frez uygulanmayan grupta her yüzey işlemine göre bağlanma direnci bakımından seramik çeşidi arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonucu

		Bağlanma direnci (Mpa)						Kruskal Wallis H Testi	
		n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	H p
F- Cojet	IPS E-max	7	5,39	5,22	3,81	7,78	1,37	6,14	7,688 0,021
	Lava Ultimate	7	10,21	11,55	3,56	17,82	5,79	11,57	
	Vita Enamic	7	12,94	12,87	9,36	18,27	3,01	15,29	
	Toplam	21	9,51	9,36	3,56	18,27	4,85	1-3	
HF asit	IPS e-max	7	9,21	8,89	7,63	12,73	1,71	4,57	14,059 0,001
	Lava Ultimate	6	12,87	12,71	9,68	17,09	2,38	10,5	
	Vita Enamic	7	16,47	15,72	13,01	18,84	2,28	16,43	
	Toplam	20	12,85	12,72	7,63	18,84	3,71	1-3	
Fosforik asit	IPS e-max	7	12,85	13,78	9,42	14,64	2	14,43	5,351 0,069
	Lava Ultimate	7	7,08	3,93	2,2	13,65	4,94	6,86	
	Vita Enamic	7	11,99	11,63	10,39	15,05	1,86	11,71	
	Toplam	21	10,64	11,63	2,2	15,05	4,04		
Kumlama	IPS e-max	7	3,44	2,49	1,36	6,75	2,1	5,14	14,382 0,001
	Lava Ultimate	7	8,75	6,01	4,09	15,96	5,06	10,21	
	Vita Enamic	7	17	17,31	13,29	19,95	2,11	17,64	
	Toplam	21	9,73	6,75	1,36	19,95	6,56	1-3	
Kontrol	IPS e-max	7	5,1	4,91	2,47	8,46	1,9	10	15,636 0,001
	Lava Ultimate	7	3,41	3,5	2,54	3,87	0,44	5	
	Vita Enamic	7	15,41	15,1	14,57	16,83	0,96	18	
	Toplam	21	7,98	4,91	2,47	16,83	5,56	2-3 1-3	

Frez uygulanmayan Cojet yüzey işlemi grubunda bağlanma direnç kuvveti bakımından seramik çeşidi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Frez uygulanmayan Cojet yüzey işlemi grubunda IPS e-max

seramik çeşidinin bağlanma direnç kuvveti Vita enamic seramik çeşidine göre anlamlı derecede düşüktür.

Frez uygulanmayan HF asit yüzey işlemleri grubunda bağlanma direnç kuvveti bakımından seramik çeşidi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Frez uygulanmayan HF asit yüzey işlemleri grubunda IPS e-max seramik çeşidinin bağlanma direnç kuvveti Vita enamic seramik çeşidine göre anlamlı derecede düşüktür.

Frez uygulanmayan Fosforik asit yüzey işlemleri grubunda bağlanma direnç kuvveti bakımından seramik çeşidi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Frez uygulanmayan Kumlama yüzey işlemleri grubunda bağlanma direnç kuvveti bakımından seramik çeşidi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Frez uygulanmayan Kumlama yüzey işlemleri grubunda IPS e-max seramik çeşidinin bağlanma direnç kuvveti Vita enamic seramik çeşidine göre anlamlı derecede düşüktür.

Frez olmayanlarda Kontrol yüzey işlemleri grubunda bağlanma direnç kuvveti bakımından seramik çeşidi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Frez uygulanmayan Kontrol yüzey işlemleri grubunda IPS e-max ve Lava Ultimate seramik çeşidinin bağlanma direnç kuvveti Vita enamic seramik çeşidine göre anlamlı derecede düşüktür.

Tablo 7. Frez uygulanan grupta her yüzey işlemine göre bağlanma direnci bakımından seramik çeşidi arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonucu

			Bağlanma direnci (Mpa)						Kruskal Wallis H Testi		
			n	Mea n	Media n	Min	Max	ss	Sıra Ort.	H	p
F +	Cojet	IPS e-max	7	2,42	1,94	1,09	3,96	1,2 2	4	15,28 7	0,00 1
		Lava Ultimate	7	13,89	14,67	9,41	16,3 7	2,4	11,71		
		Vita Enamic	6	18,26	18,1	14,4 8	21,2 7	2,2 6	16,67		
		Toplam	2 0	11,18	14,58	1,09	21,2 7	7,1		1-2 1-3	
	HF asit	IPS e-max	7	10,95	10,54	8,4	16,2 5	2,6	6,29	6,286	0,04 3
		Lava Ultimate	7	15,52	15,93	10,3 9	21,9 9	4,2 5	14,14		
		Vita Enamic	7	13,87	13,91	12,1 7	15,9 1	1,4 4	12,57		
		Toplam	2 1	13,45	13,08	8,4	21,9 9	3,4 4		1-2	
	Fosforik asit	IPS e-max	6	3,77	3,28	3,11	5,18	0,8 7	4,17	15,56 7	0,00 1
		Lava Ultimate	7	5,74	5,75	4,41	7,54	1,1 9	9,43		
		Vita Enamic	7	15	15,61	11,8 4	16,9 5	1,8 6	17		
		Toplam	2 0	8,39	5,75	3,11	16,9 5	5,2 1		1-3 2-3	
	Kumlama	IPS E-max	6	2,44	1,81	1,08	5,16	1,5 6	3,5	12,49 2	0,00 2
		Lava Ultimate	6	12,99	12,18	6,44	20,5 3	4,6 1	11,5		
		Vita Enamic	7	15,27	14,62	13,8 3	18,1 5	1,7 5	14,29		
		Toplam	1 9	10,5	12,59	1,08	20,5 3	6,3 4		1-2 1-3	

Frez uygulanan Cojet yüzey işlemi grubunda bağlanma direnç kuvveti bakımından seramik çeşidi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Frez uygulanan Cojet yüzey işlemi grubunda IPS E-max seramik çeşidinin bağlanma direnç kuvveti Lava Ultimate ve vita enamic seramik çeşidine göre anlamlı derecede düşüktür.

Frez uygulanan HF asit yüzey işlemi grubunda bağlanma direnç kuvveti bakımından seramik çeşidi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Frez uygulanan HF asit yüzey işlemi grubunda IPS e-max seramik çeşidinin bağlanma direnç kuvveti Lava Ultimate seramik çeşidine göre anlamlı derecede düşüktür.

Frez uygulanan Fosforik asit yüzey işlemi grubunda bağlanma direnç kuvveti bakımından seramik çeşidi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık

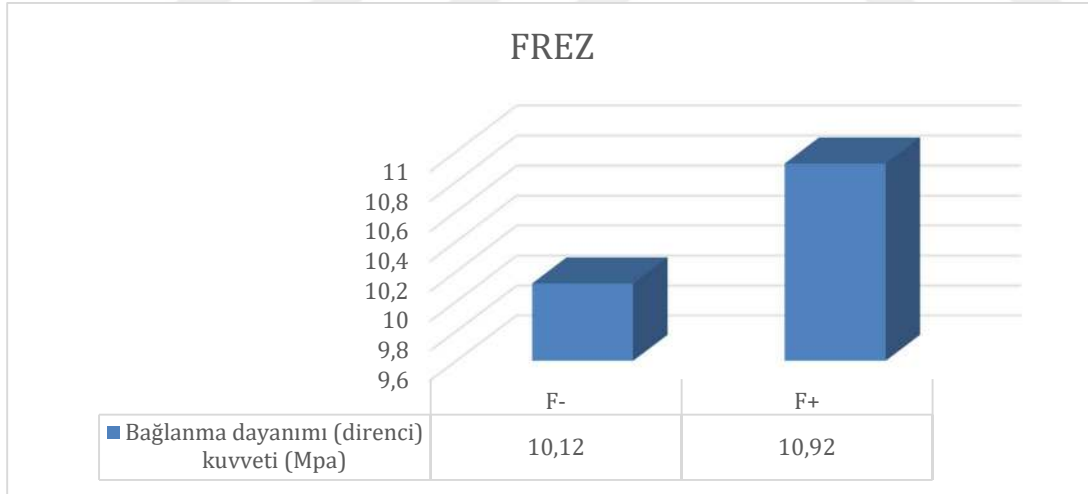
bulunmaktadır ($p<0,05$). Frez uygulanan Fosforik asit yüzey işlemi grubunda IPS e-max ve Lava Ultimate seramik çeşidinin bağlanma direnç kuvveti Vita Enamic seramik çeşidine göre anlamlı derecede düşüktür.

Frez uygulanan Kumlama yüzey işlemi grubunda bağlanma direnç kuvveti bakımından seramik çeşidi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Frez uygulanan Kumlama yüzey işlemi grubunda IPS e-max seramik çeşidinin bağlanma direnç kuvveti Lava Ultimate ve vita enamic seramik çeşidine göre anlamlı derecede düşüktür.

Tablo 8. Bağlanma direnci bakımından frez uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonucu

		Bağlanma direnci (Mpa)					Mann Whitney U Testi			
		n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	z	p
Frez	F-	104	10,12	10,72	1,36	19,95	5,22	89,25	-0,944	0,345
	F+	80	10,92	12,03	1,08	21,99	5,85	96,73		
	Toplam	184	10,46	11,59	1,08	21,99	5,5			

Bağlanma direnç kuvveti bakımından frez durumu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

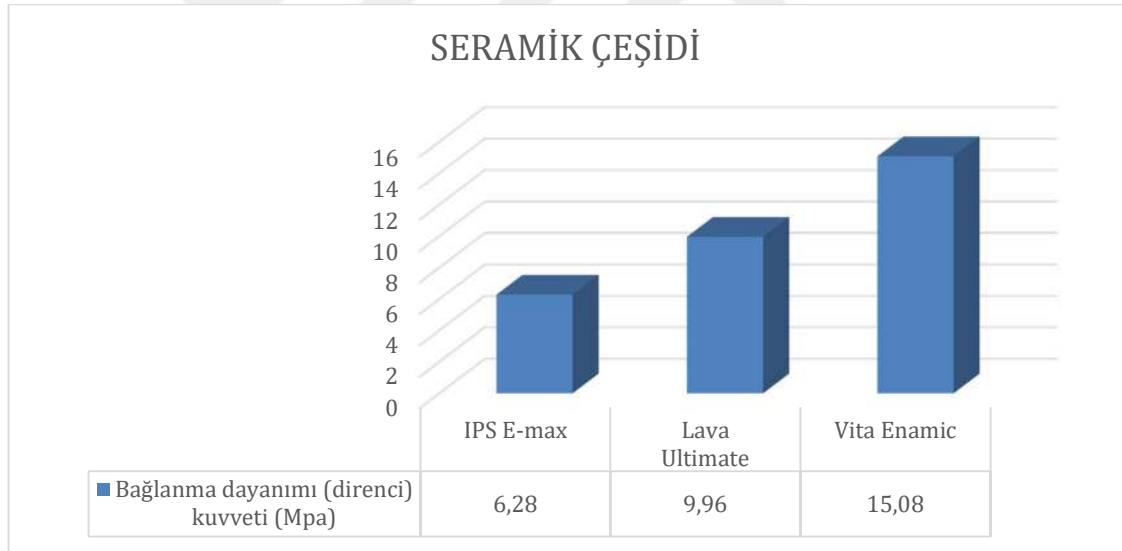


Şekil 3. Frez durumuna göre bağlanma direnci (Mpa)

Tablo 9. Bağlanma direnci bakımından seramik çeşidi arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonucu

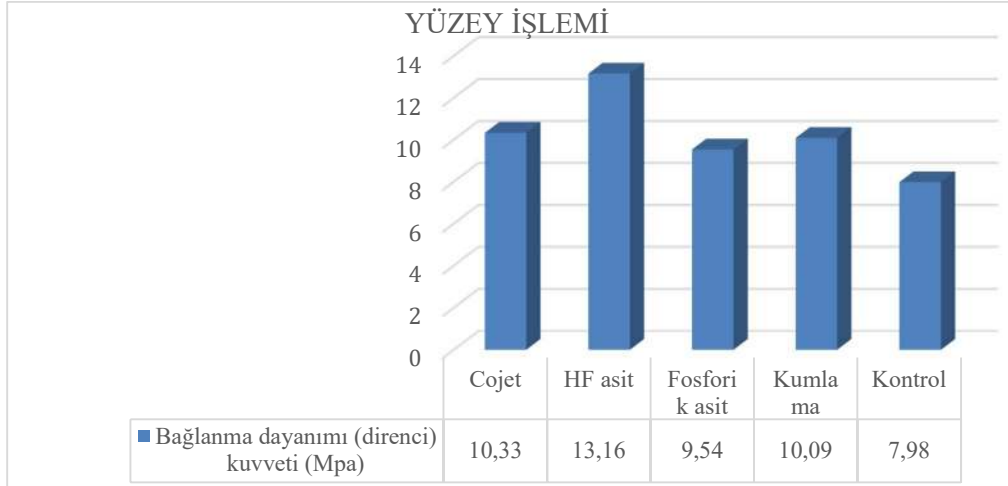
Seramik çeşidi		Bağlanma direnci (Mpa)						Kruskal Wallis H Testi		
		n	Mea n	Media n	Min n	Max	ss	Sıra Ort.	H	p
Seramik çeşidi	IPS E-max	61	6,28	5,18	1,08	16,25	4,05	51,79	80,342	0,001
	Lava Ultimate	61	9,96	10,68	2,2	21,99	5,34	87,52		
	Vita Enamic	62	15,08	14,96	9,36	21,27	2,64	137,45		
	Toplam	184	10,46	11,59	1,08	21,99	5,5		1-2 1-3 2-3	

Bağlanma direnç kuvveti bakımından seramik çeşidi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). IPS e-max seramik çeşidinin bağlanma direnci kuvveti Lava Ultimate ve Vita enamic seramik çeşidine göre; Lava Ultimate seramik çeşidinin bağlanma direnci kuvveti ise Vita enamic seramik çeşidine göre anlamlı derecede düşüktür.

**Şekil 4.** Seramik çeşidine göre bağlanma direnci (Mpa)**Tablo 10.** Bağlanma direnci bakımından yüzey işlemleri arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonucu

Yüzey işlemi		Bağlanma direnci (Mpa)						Kruskal Wallis H Testi		
		n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	H	p
Yüzey işlemi	Cojet	41	10,33	10,83	1,09	21,27	6,04	92,26	12,532	0,014
	HF asit	41	13,16	12,73	7,63	21,99	3,54	115,73		
	Fosforik asit	41	9,54	10,59	2,2	16,95	4,73	82,72		
	Kumlama	40	10,09	12,18	1,08	20,53	6,38	89,98		
	Kontrol	21	7,98	4,91	2,47	16,83	5,56	71,52		
	Toplam	184	10,46	11,59	1,08	21,99	5,5		5-2	

Bağlanma direnç kuvveti bakımından yüzey işlemi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Kontrol yüzey işleminin bağlanma direnç kuvveti HF asit yüzey işlemine göre anlamlı derecede düşüktür.



Şekil 5. Yüzey işlemlerine göre bağlanma direnci(Mpa)

5.2. Bağlanma Direnç Testi Sonrasında Oluşan Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Stereomikroskopta x10 luk büyütme altında yapılan inceleme sonucunda , seramik- kompozit ara yüzündeki kırık tipleri belirlenmiştir.

Tablo 11. Makaslama bağlanma testi sonrasında görülen kırık tipleri (Ad: Adeziv kırık, Kr: Karma tip kırık, Koh: Kohesiv kırık)

Yüzey işlemleri	Kumlama	Frez + Kumlama	Cojet	Frez + Cojet	HF Asit	Frez + HF Asit	Fosforik Asit	Frez + Fosforik Asit	Kontrol
Lava Ultimate	%85,7 Kr (6/7) %14,3 Ad (1/7)	%83,8 Kr (5/6) %16,2 Ad (1/6)	%57,1 Kr (4/7) %42,9Ad (3/7)	%100 Kr (7/7)	%66,6 Kr (4/6) %33,4Ad (2/6)	%100 Koh (7/7)	%28,6 Ad (2/7) %71,4Kr (5/7)	%57,1Ad (4/7) %42,9 Kr (3/7)	%100Ad (7/7)
Vita Enamic	%85,7 Kr (6/7) %14,3 Koh (1/7)	%57,1 Kr (4/7) %42,9 Koh (3/7)	%85,7 Kr (6/7) %14,3Koh (1/7)	%50 Kr (3/6) %50 Koh (3/6)	%100 Kr (7/7)	%57,1 Kr (4/7) %42,9 Ad(3/7)	%100 Kr (7/7)	%71,4 Kr (5/7) %28,6 Koh (2/7)	%28,6 Kr (2/7) %71,4Koh (5/7)
IPS e-max	%14,3 Kr (1/7) %85,7 Ad (6/7)	%100 Ad (6/6)	%14,3 Kr (1/7) %85,7 Ad (6/7)	%14,3 Kr (1/7) %85,7 Ad (6/7)	%28,6 Kr (2/7) %71,4Ad (5/7)	%14,3 Kr (1/7) %85,7 Ad (6/7)	%42,9 Kr (3/7) %57,1 Ad (4/7)	%100 Ad (6/6)	%100 Ad(7/7)

(* işaretli olan gruplarda 1 er örnek termalsiklus sırasında prematür tipte kırık görüldü.)

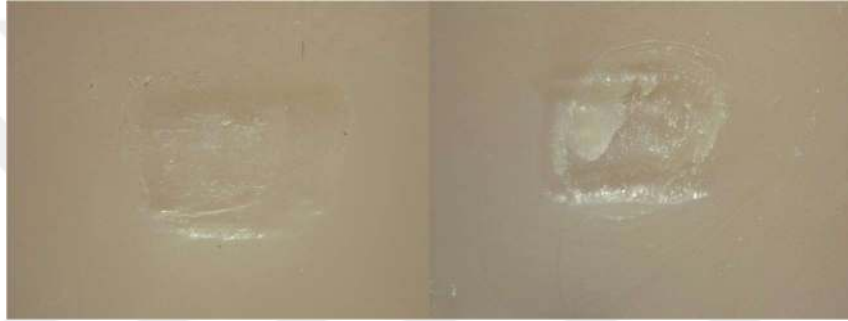
5.2.1. Stereomikroskop bulguları

Stereomikroskopta x10 luk büyütme altında yapılan inceleme sonucunda , seramik- kompozit ara yüzündeki kırık tipleri belirlenmiştir.

5.2.1.1. Lava Ultimate Grubu



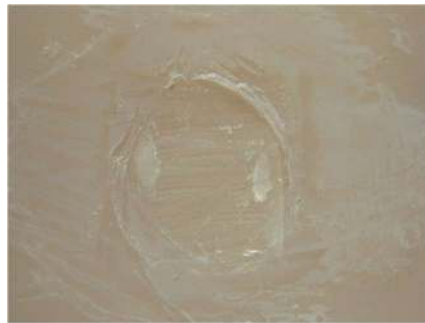
Resim 32. Lava Ultimate- Kumlama grubu stereomikroskop görüntüleri



Resim 33. Lava Ultimate- Frez+ Kumlama Grubu stereomikroskop görüntüleri

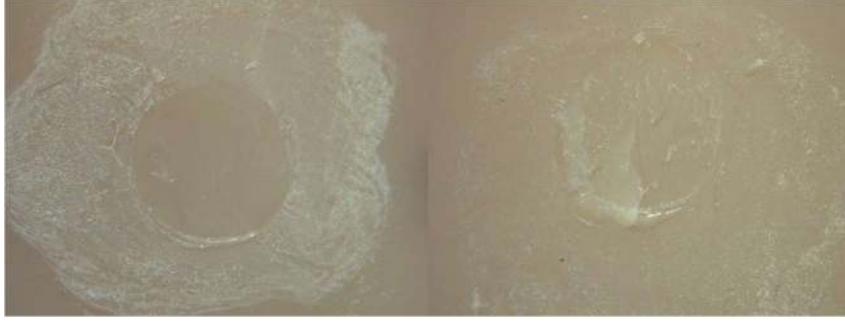


Resim 34. Lava Ultimate- Cojet Grubu stereomikroskop görüntüleri



Karma Kırık

Resim 35. Lava Ultimate- Frez+ Cojet Grubu stereomikroskop görüntüleri



Adeziv Kırık

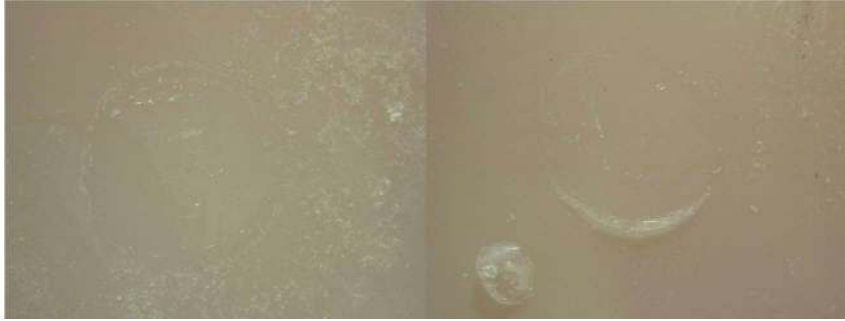
Karma Kırık

Resim 36. Lava Ultimate- HF Asit Grubu stereomikroskop görüntüleri



Koheziv Kırık

Resim 37. Lava Ultimate- Frez+ HF Asit Grubu stereomikroskop görüntüleri



Adeziv Kırık

Karma Kırık

Resim 38. Lava Ultimate- Fosforik Asit Grubu stereomikroskop görüntüleri



Adeziv Kırık

Karma Kırık

Resim 39. Lava Ultimate- Frez+ Fosforik Asit Grubu stereomikroskop görüntüleri



Adeziv Kırık

Resim 40. Lava Ultimate- Kontrol Grubu stereomikroskop görüntüleri

5.2.1.2. Vita Enamic Grubu



Karma Kırık

Koheziv Kırık

Resim 41. Vita Enamic- Kumlama Grubu Stereomikroskop görüntüleri



Karma Kırık

Koheziv Kırık

Resim 42. Vita Enamic- Frez+ Kumlama Grubu Stereomikroskop görüntüleri



Karma Kırık

Koheziv Kırık

Resim 43. Vita Enamic- Cojet Grubu stereomikroskop görüntüleri



Karma Kırık

Koheziv Kırık

Resim 44. Vita Enamic- Frez+ Cojet Grubu stereomikroskop görüntüleri



Karma Kırık

Resim 45. Vita Enamic- HF Asit Grubu stereomikroskop görüntüsü



Adeziv Kırık

Karma Kırık

Resim 46. Vita Enamic- HF Asit Grubu stereomikroskop görüntüleri



Karma Kırık

Resim 47. Vita Enamic- Fosforik Asit Grubu stereomikroskop görüntüsü



Karma Kırık

Koheziv Kırık

Resim 48. Vita Enamic- Frez+ Fosforik Asit Grubu stereomikroskop görüntüleri

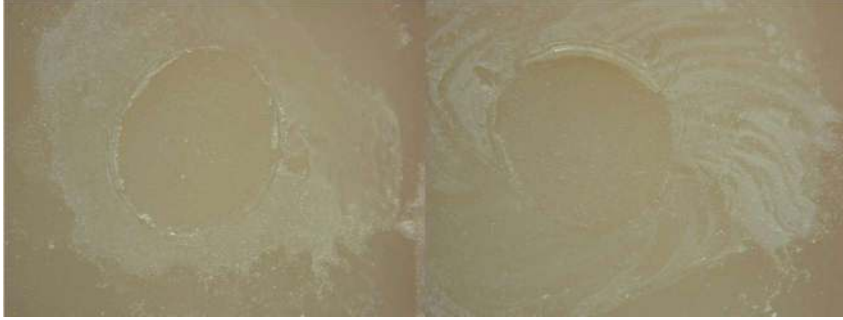


Karma Kırık

Koheziv Kırık

Resim 49. Vita Enamic- Kontrol Grubu stereomikroskop görüntüleri

5.2.1.3. IPS e-max CAD Grubu



Adeziv Kırık

Karma Kırık

Resim 50. IPS e-max CAD -Kumlama Grubu stereomikroskop görüntüleri



Adeziv Kırık

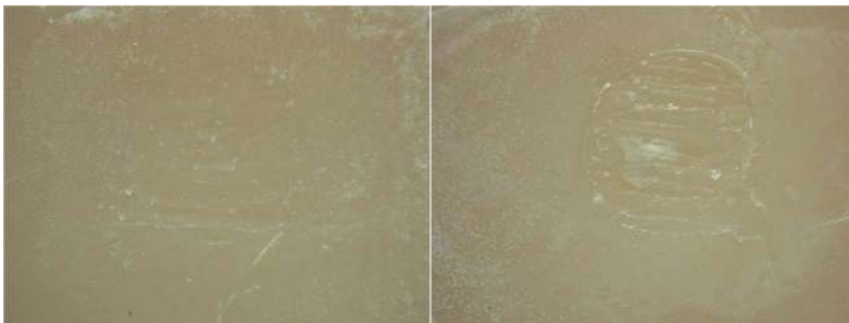
Resim 51. IPS e-max CAD-Kumlama Grubu stereomikroskop görüntüleri



Adeziv Kırık

Karma Kırık

Resim 52. IPS e-max CAD- Cojet Grubu stereomikroskop görüntüleri



Adeziv Kırık

Karma Kırık

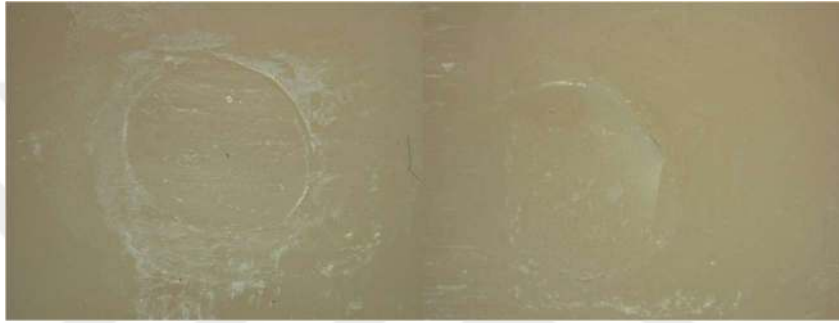
Resim 53. IPS e-max- Frez+ Cojet Grubu stereomikroskop görüntüleri



Adeziv Kırık

Karma Kırık

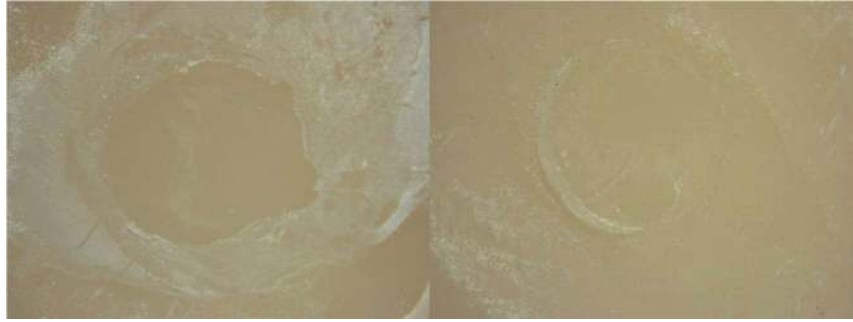
Resim 54. IPS e-max- HF Asit Grubu stereomikroskop görüntüleri



Adeziv Kırık

Karma Kırık

Resim 55. IPS e-max CAD- Frez+ HF Asit Grubu stereomikroskop görüntüleri



Adeziv Kırık

Karma Kırık

Resim 56. IPS e-max CAD- Fosforik Asit Grubu stereomikroskop görüntüleri



Adeziv Kırık

Resim 57. IPS e-max CAD- Frez+ Fosforik Asit Grubu stereomikroskop görüntüleri

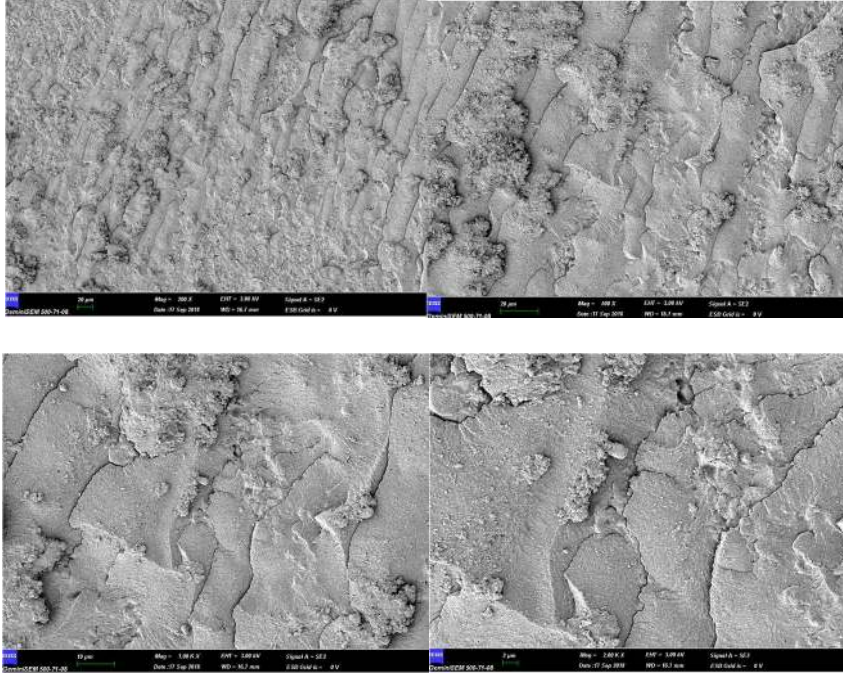


Adeziv Kırık

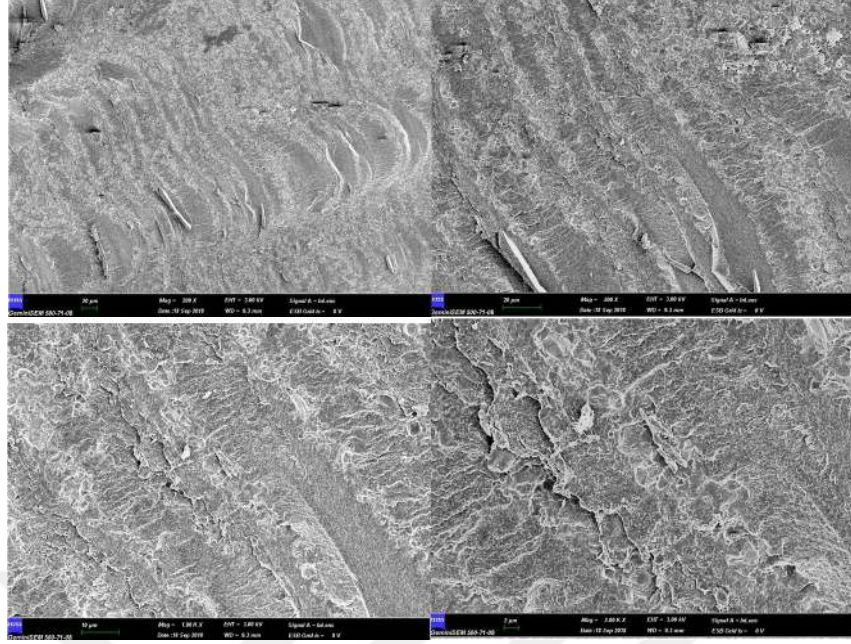
Resim 58. IPS e-max CAD- Kontrol Grubu stereomikroskop görüntüleri

5.2.2. SEM bulguları (x200, x500, x1000, x2000' lik büyütme ile incelendi)

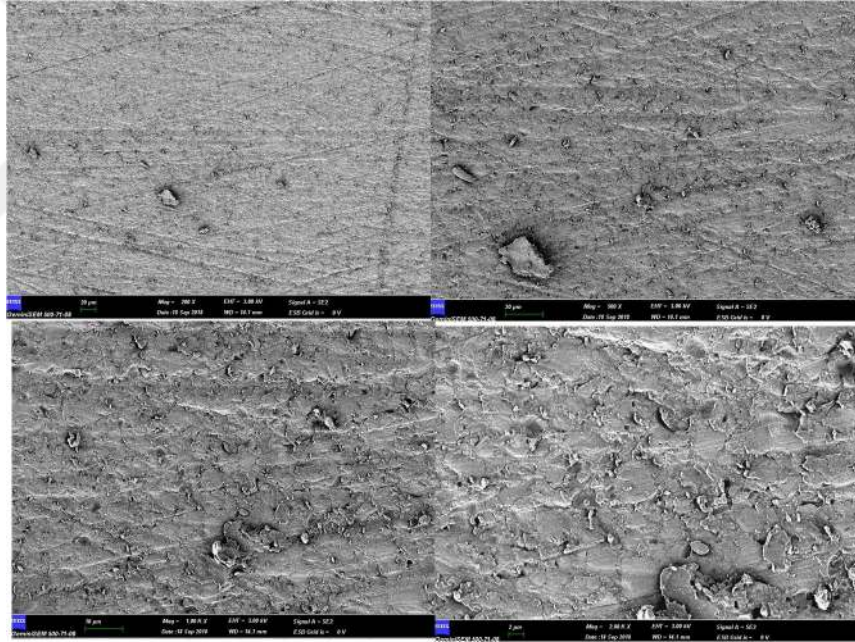
5.2.2.1. Lava Ultimate grubu



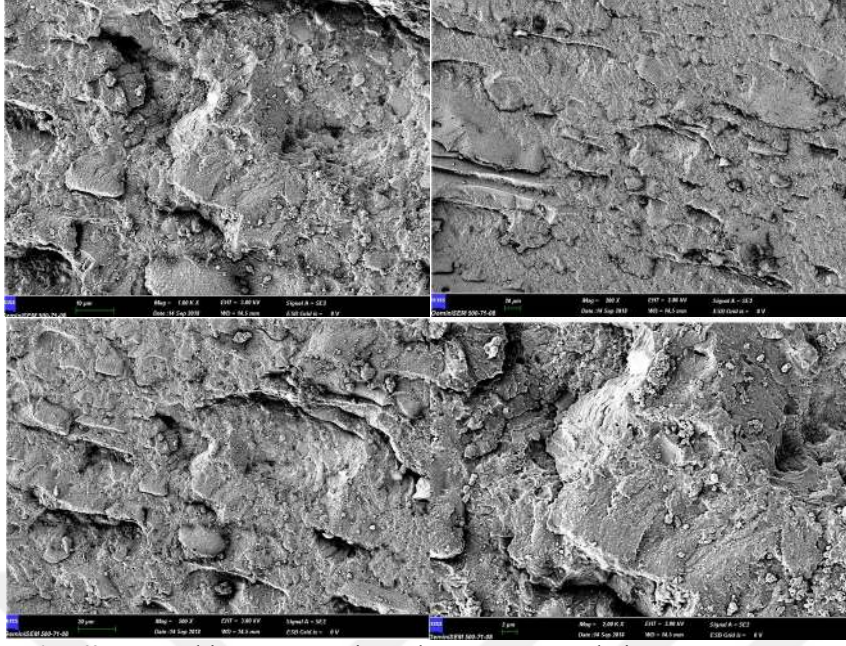
Resim 59. Lava Ultimate Cojet Grubu SEM görüntüleri



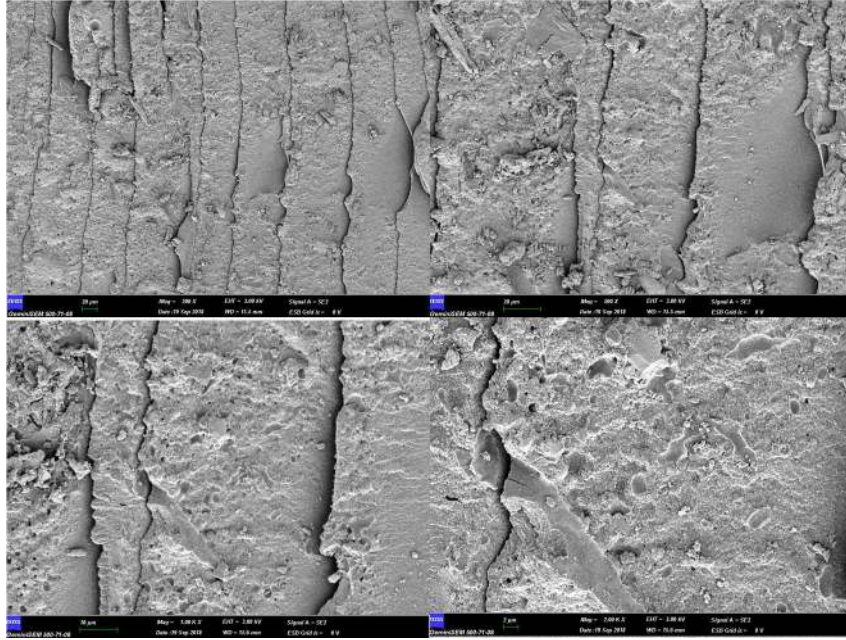
Resim 60. Lava Ultimate- Frez+ Cojet Grubu SEM görüntüleri



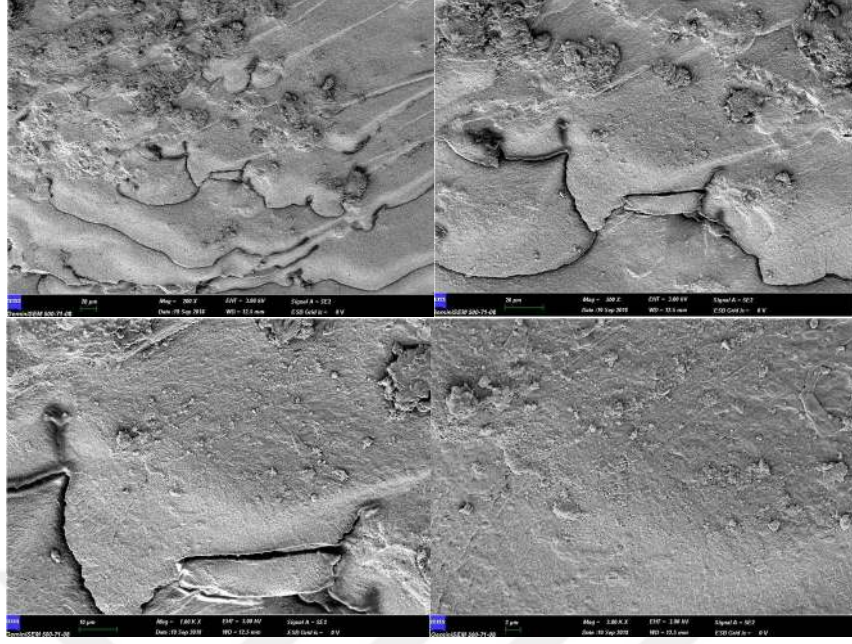
Resim 61. Lava Ultimate- Fosforik Asit Grubu SEM görüntüleri



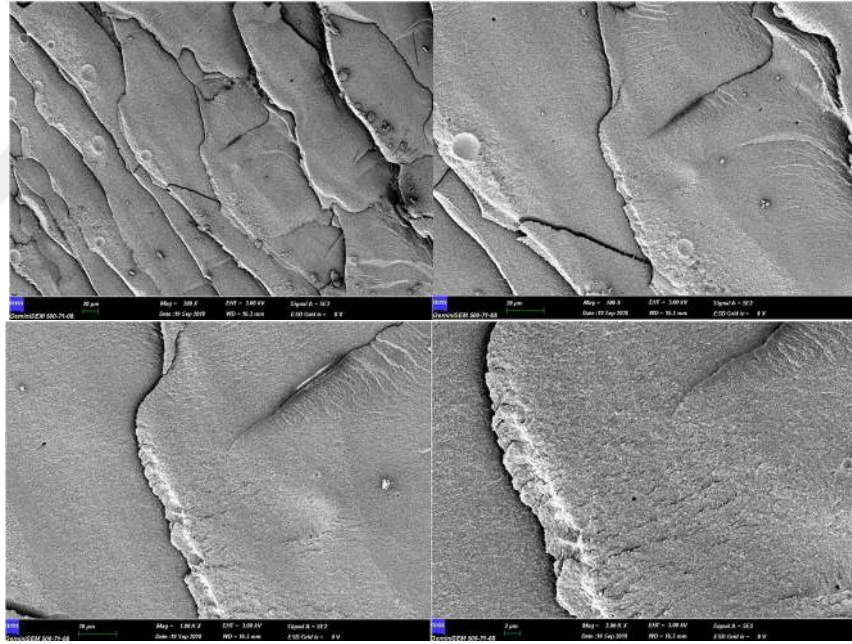
Resim 62. Lava Ultimate- HF Asit Grubu SEM görüntüleri



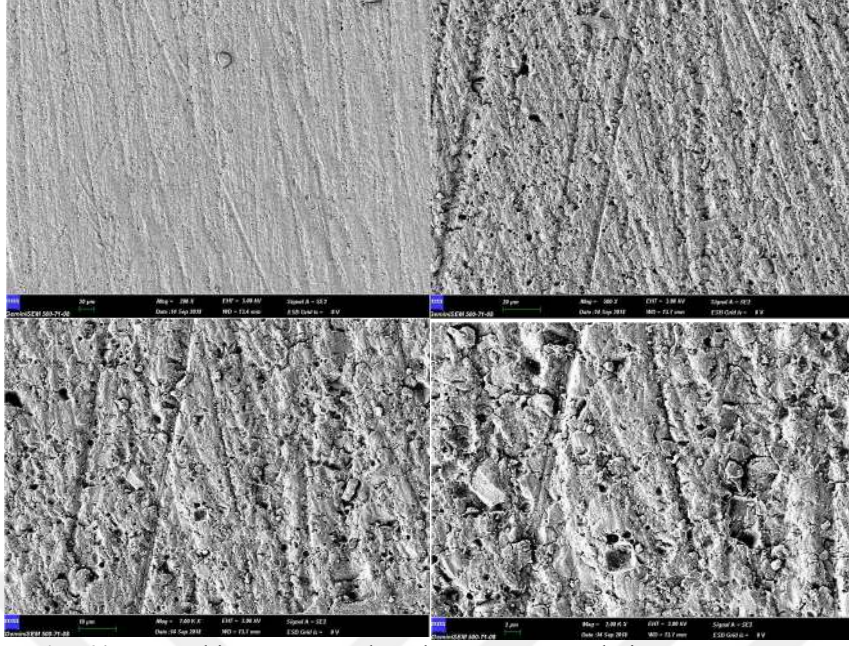
Resim 63. Lava Ultimate- Frez+ HF Asit Grubu SEM görüntüleri



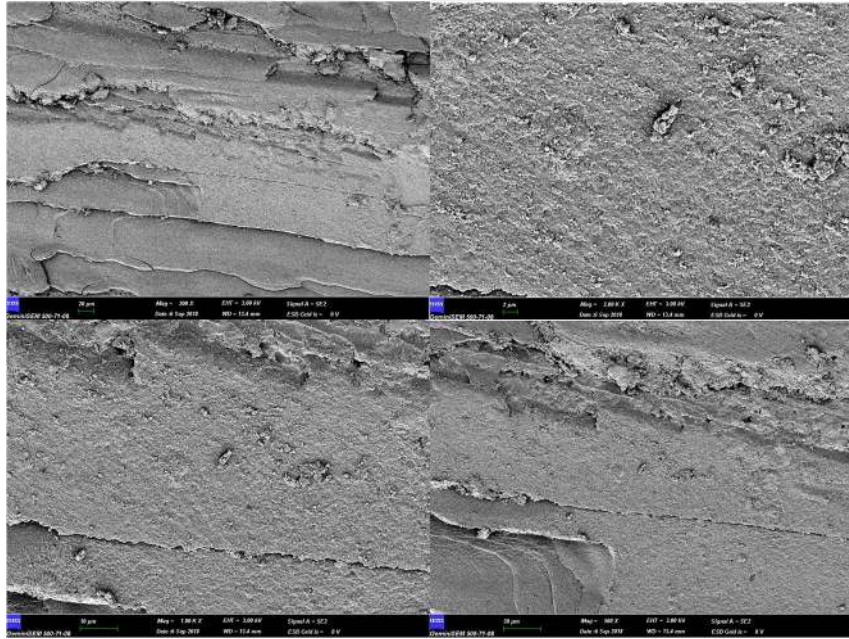
Şekil 6. Lava Ultimate- Kumlama Grubu SEM görüntüleri



Şekil 7. Lava Ultimate- Frez+ Kumlama Grubu SEM görüntüleri

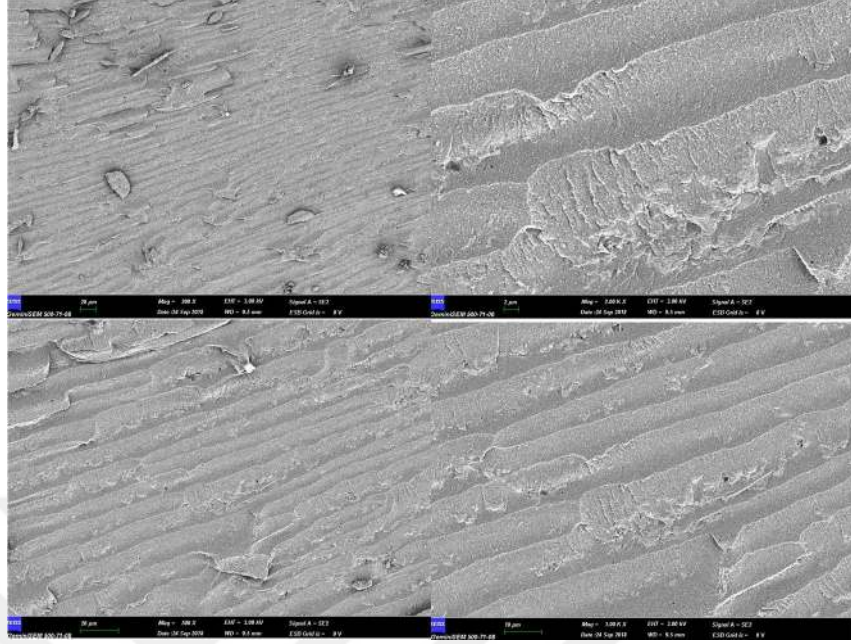


Resim 64. Lava Ultimate- Kontrol Grubu SEM görüntüleri

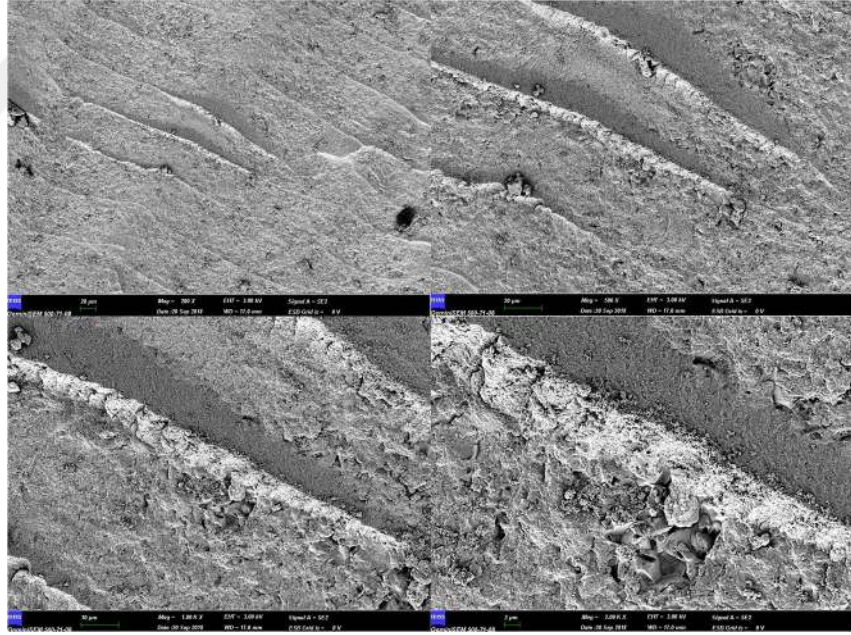


Resim 65. Lava Ultimate- Frez Fosforik Asit Grubu SEM görünütüleri

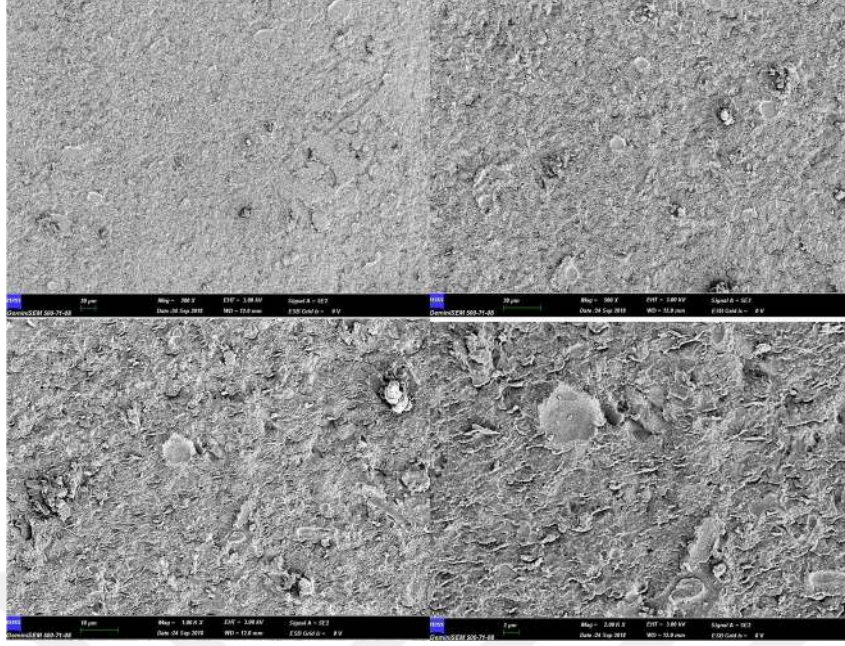
5.2.2.2. Vita Enamic grubu



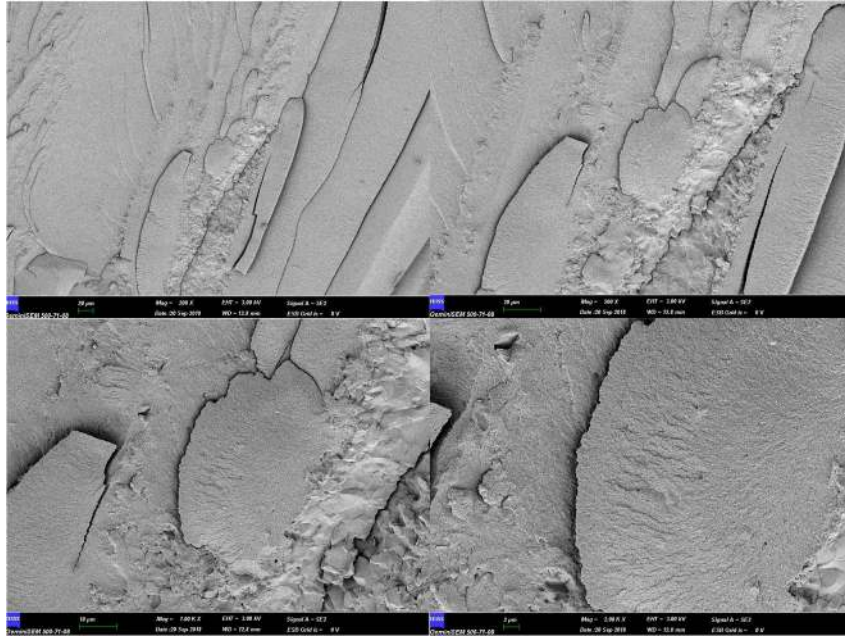
Resim 66. Vita Enamic- Cojet Grubu SEM görüntüleri



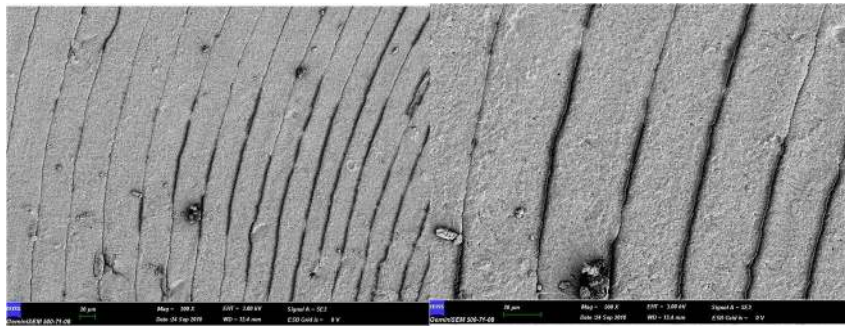
Resim 67. Vita Enamic- Frez+ Cojet Grubu SEM görüntüleri

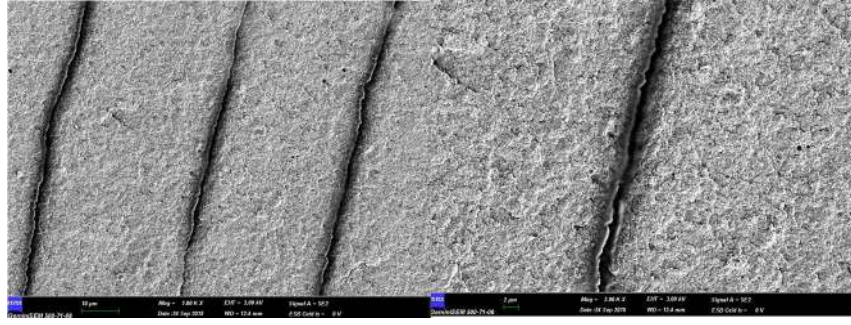


Resim 68. Vita Enamic- Fosforik Asit Grubu SEM görüntüleri

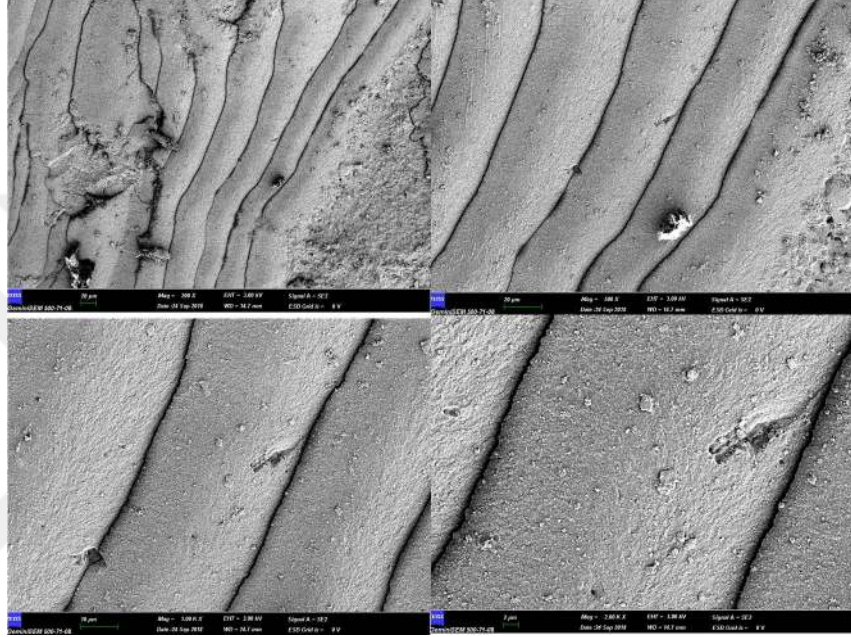


Resim 69. Vita Enamic- Frez+ Fosforik Asit Grubu SEM görüntüleri

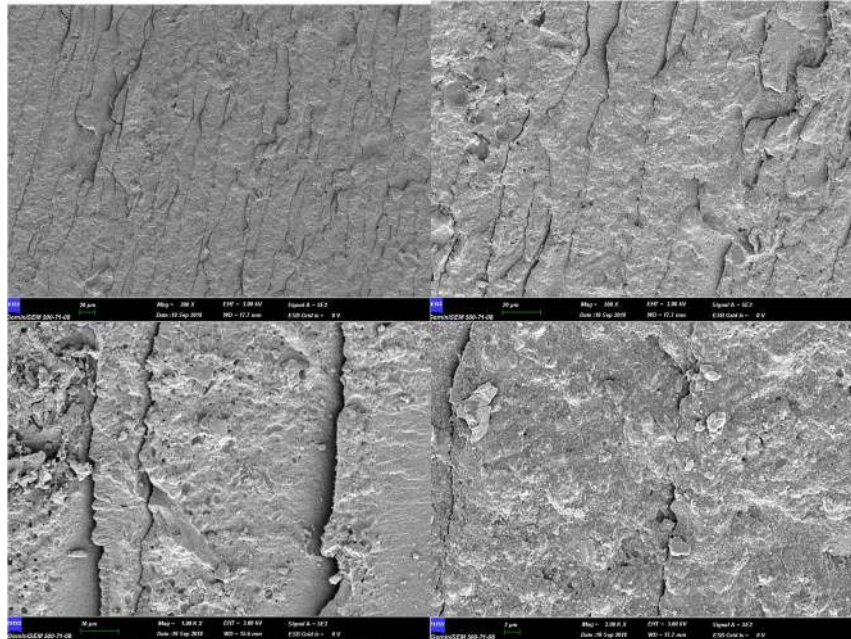




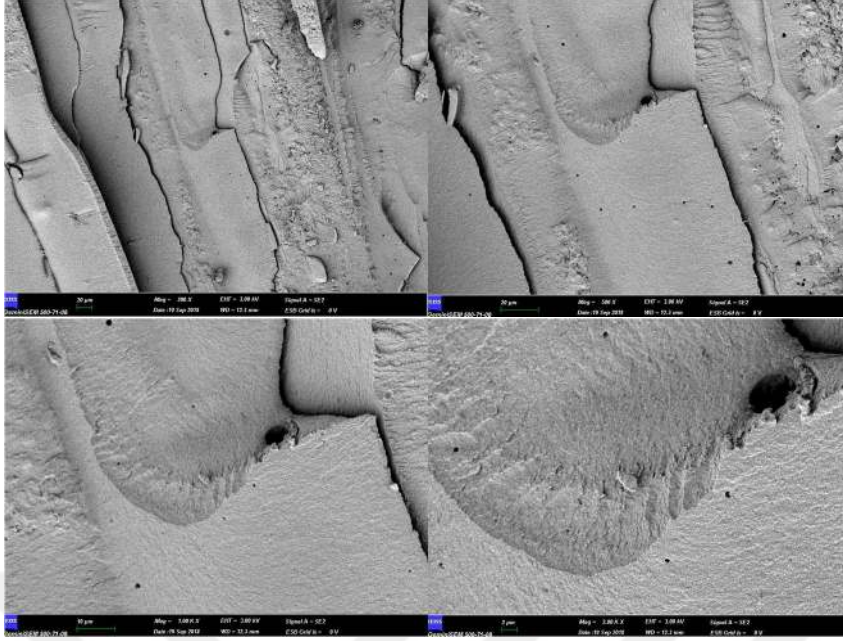
Resim 70. Vita Enamic- HF Asit Grubu SEM görüntüleri



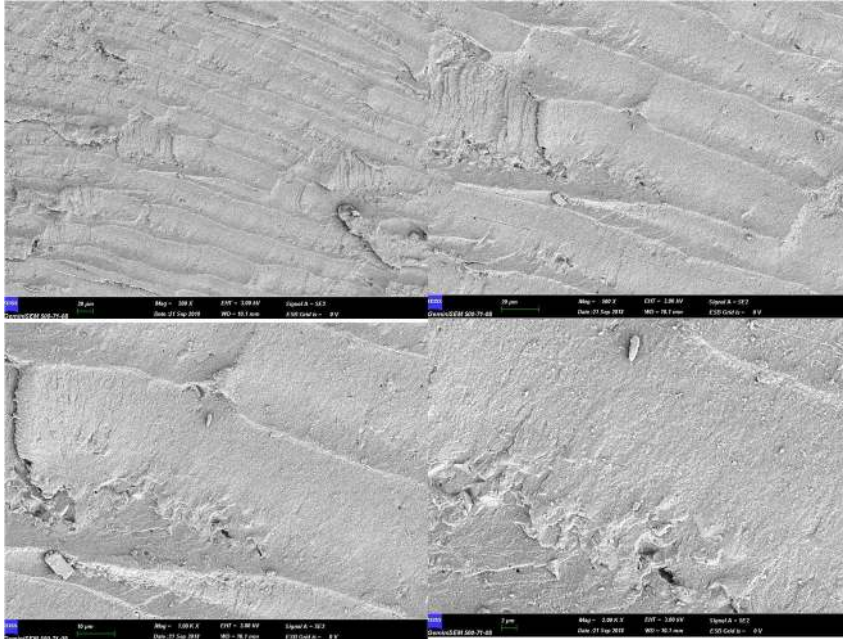
Resim 71. Vita Enamic- Frez+ HF Asit Grubu SEM görüntüleri



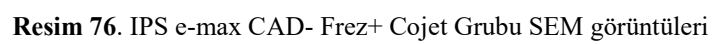
Resim 72. Vita Enamic- Kumlama Grubu SEM görüntüleri

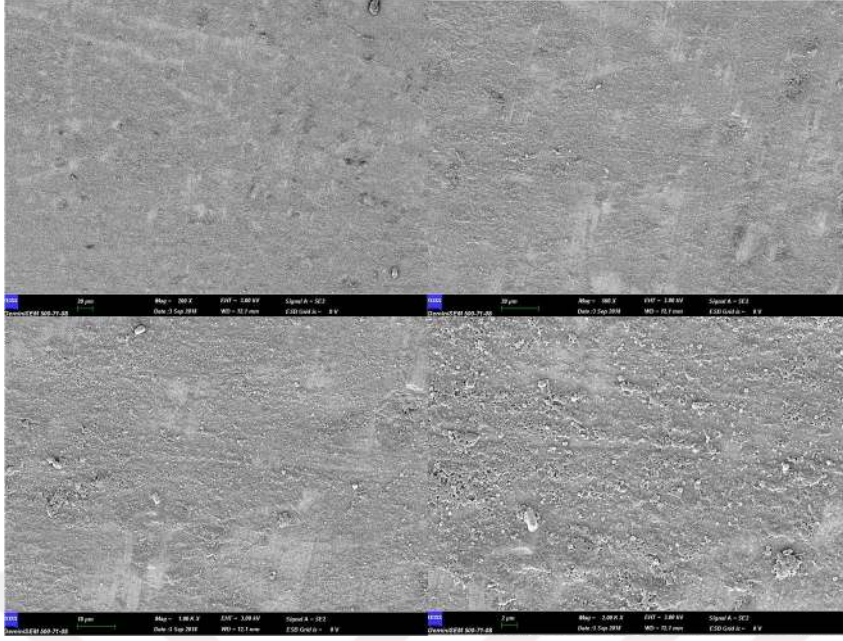


Resim 73. Vita Enamic- Frez+ Kumlama grubu SEM görüntüleri

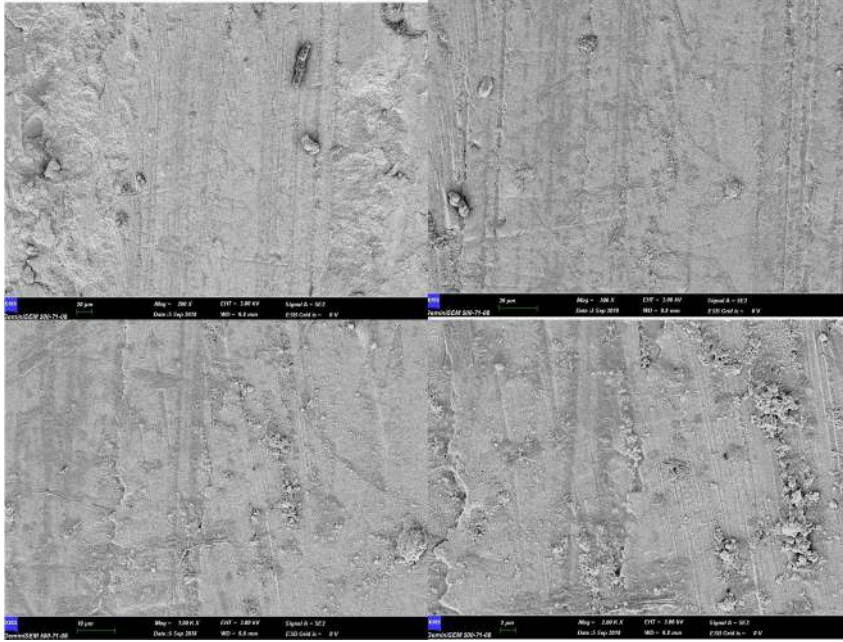


Resim 74. Vita Enamic- Kontrol Grubu SEM görüntüleri

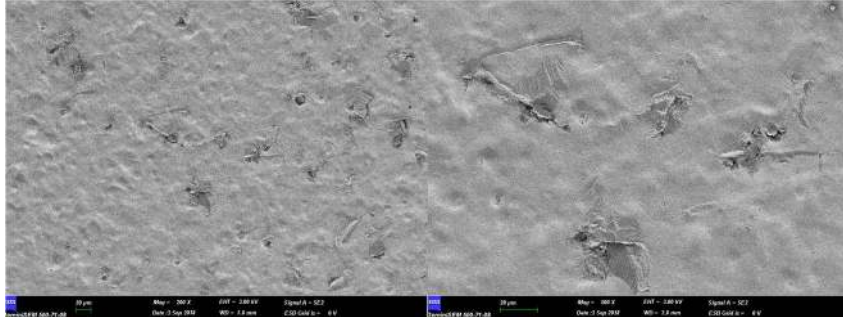


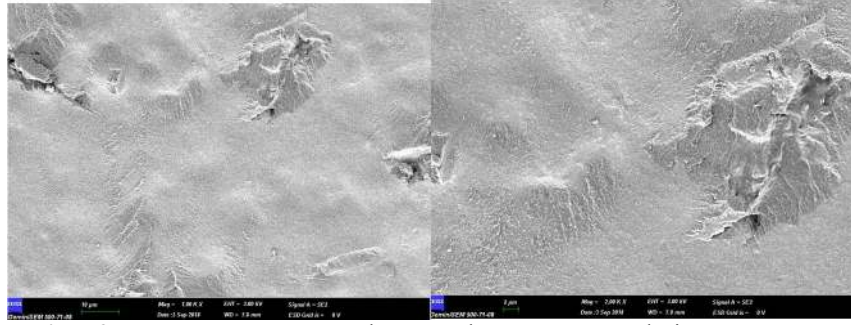


Resim 77. IPS e CAD- max- Fosforik Asit Grubu SEM görüntüleri

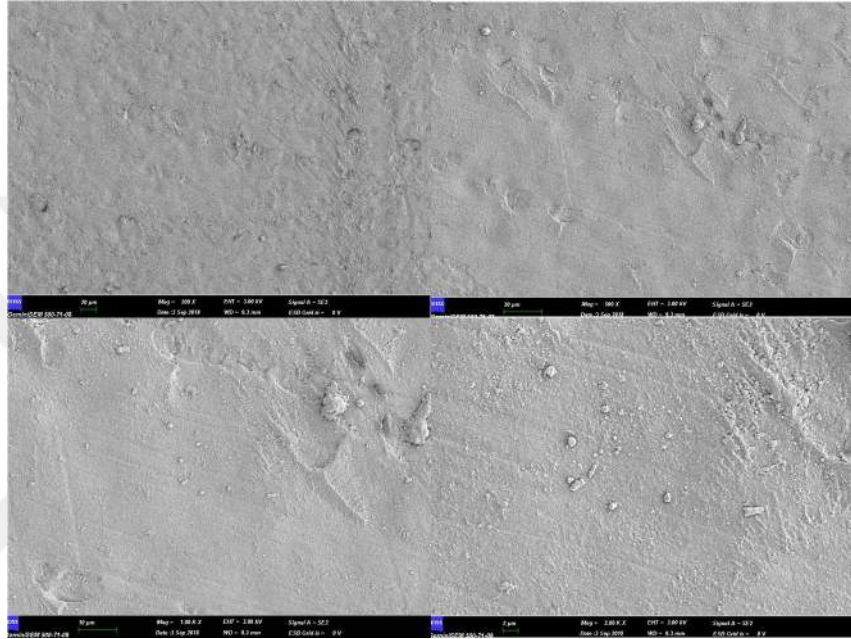


Resim 78. IPS e CAD- max- Frez+ Fosforik Asit Grubu SEM görüntüleri

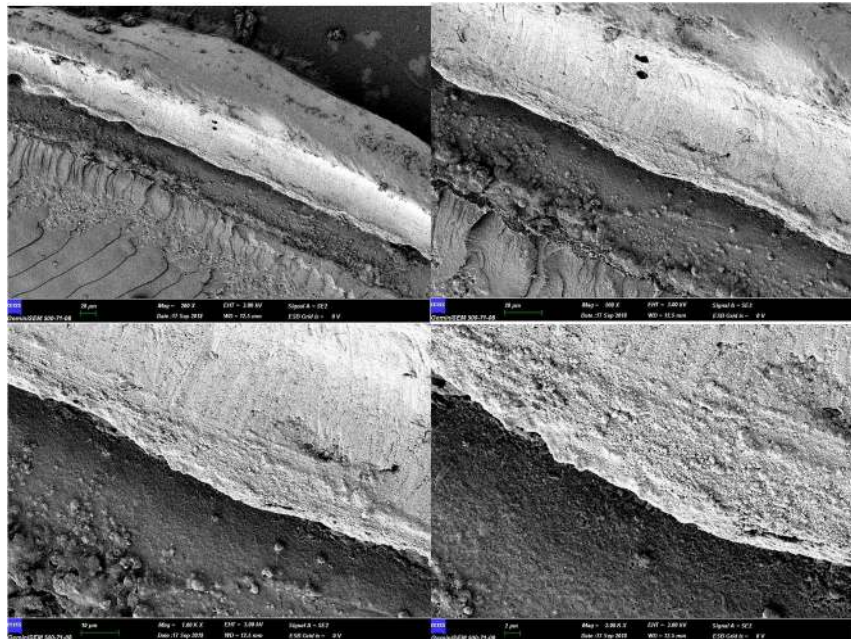




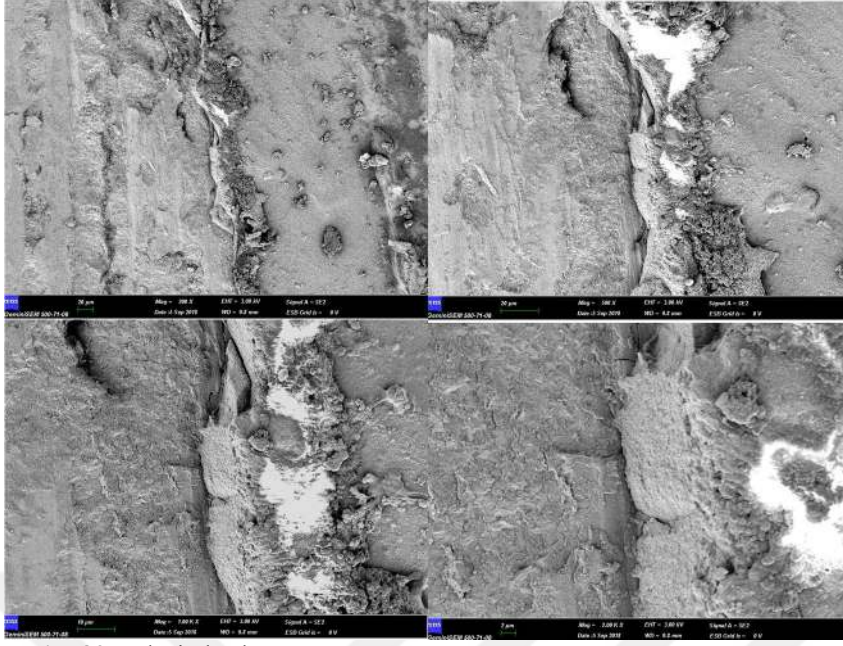
Resim 79. IPS e-max CAD- Kumlama Grubu SEM görüntüleri



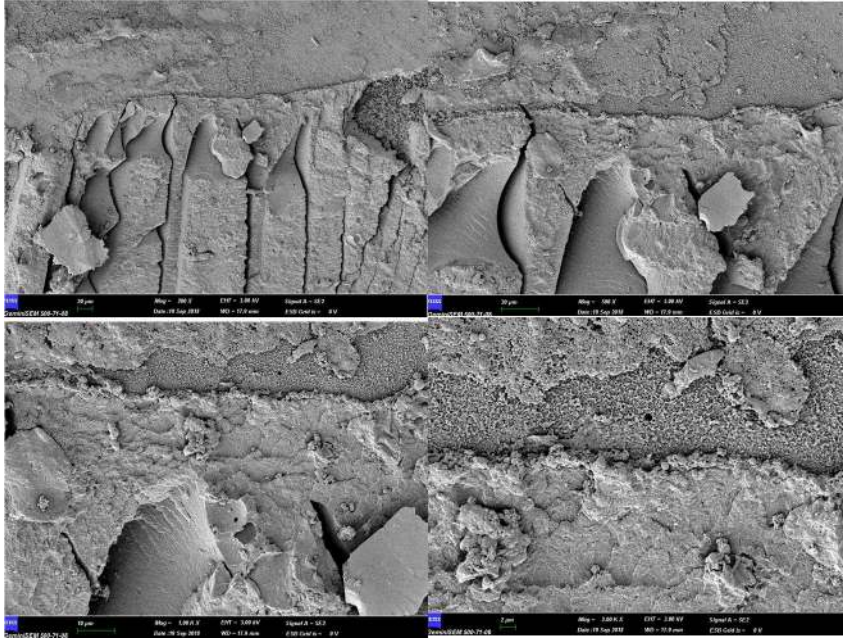
Resim 80. IPS e-CADmax- Kontrol Grubu SEM görüntüleri



Resim 81. Karma kırık SEM görüntüsü



Resim 82. Adeziv kırık SEM görüntüsü



Resim 83. Koheziv kırık SEM görüntüsü

6. TARTIŞMA

Restoratif diş hekimliğinin amaçlarından biri fonksiyonel ve estetik restorasyonlar sağlamaktır. Seramikler, kanıtlanmış fiziksel ve mekanik özellikleri nedeniyle, indirek restorasyonların (lamina veneer, inley, onley ve tüm seramik kronlar) yapımında yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (1,135).

Günümüzde, seramik restorasyonların yapımında sık sık CAD/ CAM bloklardan yararlanılmaktadır. Seramiklerin laboratuvarında konvensiyonel yöntemlerle üretilmesi yerine, bilgisayar destekli üretilmesinin, seramiğin mekanik özelliklerini iyileştirdiği düşünülmektedir (136).

CAD/CAM materyallerindeki güncel gelişmeler sonucunda, materyallerin kolay kullanımı ve yüksek direnci hedeflenmektedir. CAD/CAM sistemi ile üretilen tam seramik materyaller direnç, yoğunluk, yüksek kalite ve uygun estetik özellikleri ile geleneksel materyallere göre üstün özelliklere sahiptir (137). Farklı tipte seramik blokların (feldspatik seramik, güçlendirilmiş cam seramiği, zirkonya vb.) yanı sıra, CAD/CAM tekniği için hibrit-seramik (Vita Enamic) ve rezin nanoseramik (Lava Ultimate) malzemeler geliştirilmiştir. Bu malzemeler; seramiklerin dayanıklılık, renk stabilitesi, geliştirilmiş eğilme ve düşük aşındırıcılık özellikleri gibi avantajlı özelliklerini kompozit rezinlerle birleştirir (6). Yapılan literatür taramasında bu yeni nesil hibrit seramik materyallerin birçok mekanik özelliğinin incelenmesine rağmen, tamir başarısını değerlendiren çalışmaların kısıtlı olduğu görülmüştür (10).

Klinik uygulamalarda kullanılan seramik restorasyonlar kırılmaya duyarlıdır. Seramik restorasyonların kırılmasına neden olan faktörler arasında; seramik içerisindeki defektler, travma ve parafonksiyonel alışkanlıklar bulunmaktadır (96). CAD/CAM seramik restorasyonları 5 yıl (% 97) ve 10 yıl (% 90) yeterli sağlam kalma oranına sahiptir (138). Reich ve Schierz (75) , lityum disilikat kronların 4 yıl sonra % 96.3 sağlam kalma oranına sahip olduğunu bildirmiştir.

CAD/CAM bloklarından üretilen ve adeziv olarak simante edilen restorasyonların kırılma direnci, dayanıklılığı ve klinik ömrü açısından endişeler artmıştır (139). Bu nedenle, diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan CAD/CAM

seramik materyallerinde karşılaşılan kırıkların ağız içi tamiri, çalışma konusu olarak belirlenmiştir.

Çalışmamızda; bu bloklarla hazırlanan örneklerle farklı yüzey işlemleri uygulanmış ve kompozit rezin olan bağlanma dirençleri incelenip, her gruba özgü başarısızlık tipleri taramalı elektron mikroskobunda (SEM) ve stereomikroskopta incelenmiştir.

Çalışmanın amacı; farklı yüzey işlemlerinin lityum silikat cam seramik CAD/CAM blok (IPS e-max CAD) ve rezin ilaveli CAD/CAM bloklar (Lava Ultimate ve Vita Enamic) ile kompozit rezinler arasındaki makaslama bağlanma direncine yüzey pürüzlendirme işlemlerinin etkisini araştırmak, frezle pürüzlendirme işleminin diğer yüzey hazırlama işlemleriyle birlikte uygulandığında bağlanmaya katkısının olup olmadığı araştırmaktır.

Klinikte kullanılan CAD/CAM restorasyonları travma ve parafonksiyonel alışkanlıklar gibi nedenlerle kırılmaya da müsaittir. Seramiklerin üretimi tekniği gereği, mevcut bir restorasyona intraoral olarak yeni porselen ilavesi yapılamaz. Ayrıca, restorasyonun çıkarılmasının zor olması, dişe vereceği zarar ve restorasyonun değiştirilmesinin pahalı olması nedeniyle, lokalize kırıklarda intraoral tamir, acil bir tedavi olarak düşünülebilir (11,96,135).

Seramiklerin tamir başarısı; seramik ve tamir materyali arasındaki bağlantının kuvvetine bağlıdır. Günümüzde bağlantı direncinin in-vitro şartlarda değerlendirilmesinde genellikle mikrogerilim (mikrotensil) ve makaslama testleri kullanılır (140).

Mikrogerilim testinde, 1 mm² lik kesit alanına sahip örneklerin hazırlanması gerekir ve ilave ekipman gerektirir (141). Makaslama bağlanma testi, adeziv ajan ile bağlanan iki materyal arasındaki bağlantının kopup kırılma gerçekleşene kadar, bağlantı arayüzünden kuvvet uyguladığı bir test yöntemidir (142).

Mikrogerilim testleriyle kıyaslandığında, makaslama testlerinde düzenek ve örnek hazırlığının kolay olması, kuvvet uygulamada sapmaların azlığı gibi avantajlarından (141) dolayı çalışmamızda makaslama testi kullanıldı.

Kalra ve ark. yapmış oldukları bir çalışmada, ağız içi tamir materyalinin başarısı için gerekli olan en düşük bağlantı direnci değerinin 8-9 MPa olması gerektiğini bildirmişlerdir (143). Bağlanma direncini ölçmek için uygulanan test yöntemlerinde, yükleme hızı ile bağlanma direnç değerleri arasında anlamlı bir ilişki vardır. Yükleme hızının 0,5-1 mm/dk arasında olduğu durumlarda, sonuçları etkilemediği, ancak 1 mm/dk'dan yüksek değerler uygulandığında hatalı sonuçlara neden olduğu bildirilmiştir (144). Bizim çalışmamızda 0,5 mm/dk hızda kuvvet kullanıldı.

Bağlanma direncinin incelendiği çalışmalarda; verilerin doğru bir şekilde karşılaştırılabilmesi gerekir. Bu amaçla seramik yüzeyinin standart hale getirilmesi gerekmektedir (101). Çalışmalarda sıklıkla 400, 600, 800, 1 000 ve 1 200 gridlik zımparalar kullanılmaktadır (145). Çalışmamızda da 600 grit ile başlanıp 800 grit ve 1 200 grit zımparalar uygulanmıştır.

Yapılan bir çalışmada (146); 1200 grid' lik SiC zımparalar ile zımpara işlemi yapıldıktan sonra, seramik yüzeyleri incelenmiş; LAVA ve GC' nin Vita' ya göre daha düzgün bir yüzey gösterdiği görülmüş. Vita diğer iki seramiğe oranla, daha poröz görüntü vermiştir.

Ağız içi seramik tamir işlemi, kırık yüzeyine yüzey işlemleri uygulanıp hazırlandıktan sonra kompozit rezin ile eksik parçanın tamamlanması ile gerçekleşir. Restorasyon ile kompozit rezin arasındaki bağın dayanıklılığı ve bütünlüğünün korunması da tamir işleminin klinik başarısını etkiler. Bu bağlantı kimyasal ve/veya mekanik olabilmektedir (147).

Kompozitin seramik yüzeyine bağlanmasında, elmas frezle pürüzlendirme, air abrazyon (kumlama), asitle pürüzlendirme ve silika kaplama gibi mekanik bağlanma yöntemleri kullanılır. Bu yöntemlere ilave olarak silan ve metal primer gibi kimyasal ajanların kullanılmasından da faydalanılır (87). Çalışmamızda yüzey pürüzlendirme işlemi olarak; frez uygulaması, HF asit, Fosforik asit, Cojet ve Al₂O₃ kumlama uygulamaları tercih edilmiştir.

Frezle pürüzlendirme işlemi mekanik retansiyonun sağlanması için etkili bir yöntem olarak görülmektedir. Genellikle 25-125 mikron büyüklüğünde yeşil kuşak elmas frezler tercih edilir. Wiegand ve ark. yaptıkları bir çalışmada frezle pürüzlendirmenin, genellikle en yüksek bağlanma direnç değerlerini gösterdiğini

bildirmiştir. Bu bulguya bağlı olarak, hibrit seramiklerin kompozit ile tamiri öncesinde elmas frez ile yüzeyin pürüzlendirilmesi önerilebilir (148).

Frez ile pürüzlendirmenin hızlı ve kolay uygulanabilir bir yöntem olmasına karşın, Jain ve diğerleri elmas frez ile pürüzlendirmenin seramik yüzeyinde keskin yüzey pürüzlülüğü oluşturduğunu ve seramik yüzeyinde stres konsantrasyonunda artış ve takip eden kırık oluşumuna sebep olan mikrokırıklara sebep olduğunu ileri sürmüştür (119).

Wahsh^[1] ve ark. (118), Düzyol ve ark. (149), Güngör ve ark.(150) yaptıkları çalışmalarda seramik ve rezin içerikli seramik CAD/CAM örnekler kullanmış. Bu örneklerle uygulanan yüzey işlemlerinde frez uygulanmasına yer verilmesine rağmen, frez uygulanmasının diğer yüzey işlemleri ile birlikte uygulandığında bağlanma direncine olan katkısı incelenmemiş.

Çalışmamızda frez uygulanmasının diğer yüzey işlemlerine olan katkısı araştırılmıştır. Ancak; frez uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında makaslama bağlanma direnci açısından bakıldığında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Bu sonucun her grupta MDP içerikli silan ajanının kullanılmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çalışmamızda kullanılan silan ajanı içerisindeki 3-metakriloksipropil-trimetoksisilan (MPTS) ve 10-MDP , kompozit (organik) ve seramik (inorganik) yapı arasında dual kovalent bağlantı (hidrofobiksiloksan bağlantı) sağlamaktadır (110).

Asit ile pürüzlendirme işlemi, seramiklerin rezin bazlı materyaller ile tamir edilmesi öncesinde, seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Seramik tamirinde yüzey pürüzlendirme işlemi için sıklıkla tercih edilen asitler; hidroflorik asit, asidüle edilmiş fosfat florid ve fosforik asit (87). Hidroflorik asit, seramiğin cam matrisini çözer ve seramik yüzeyinde mikro gözenekli yapı oluşturur, böylece rezin kompozit ile mikro-mekanik retansiyonu artırır (93).

HF asit silikat seramiklerde kullanıldığında yüksek pürüzlendirme etkinliği gösterirken, oksit seramiklerin yapısındaki bağları kırabilecek güçte olmamalarından dolayı tercih edilmemektedirler (99).

Acar Ö, yaptığı çalışmanın sonucunda, HF asidin hibrit seramik materyalde (Vita Enamic) bağlantı başarısını arttırmadığını ifade etmiştir. Bu durumu, materyalin yüksek oranda lösit ve zirkonya kristalleri içermesine ve tüm yapının esasen kompozit bir oluşum göstermesine bağlamıştır (145).

Bazı çalışmalar da, HF asit uygulanmasıyla elde edilen pürüzlülük ve bağlanma başarısı arasında pozitif bir ilişki bulmuştur (151,152). Bununla birlikte, aşındırma işlemi büyük ve derin gözeneklerin oluşmasına yol açabilir ve bağlanma gücünü etkileyebilir (125,153). Daha uzun süre asit uygulanan yüzeylerde gözenek genişliğinin, geniş ve sık gözenekler ile sonuçlandığını bulmuştur. Gözenek genişliğindeki artış, daha zayıf olan camsı fazın kristal fazdan daha hızlı bir şekilde çözünmesi ve dağılması sonucunda oluşur. Camsı fazın çözülüp dağılması ile, seramik zayıflar ve bağlanma direnci azalır (153).

Seramik tamiri çalışmalarında hidroflorik asit, yüksek etkinliğinden dolayı tercih edilmektedir. Seramik tipine bağlı olarak, uygulanacak asidin konsantrasyonu ve pürüzlendirme süresi değişmektedir (154).

Literatürde HF ile aşındırma süresinin 60 saniye ile 20 dakika arasında değiştiği bildirilmiştir (155). Acar' ın yaptığı çalışmada; Vita Enamic bloklara, Elsaka Vita Enamic ve Lava Ultimate bloklarla ilgili yaptığı çalışmada bu bloklara 60 saniye süreyle HF asit işlemi uygulamışlar (10,145). Çalışmamızda bütün örneklerle 90 sn HF asit işlemi uygulanmıştır.

Seramiğin kompozit ile tamirinde, yüzeyin HF asit ile pürüzlendirilmesi son derece önemli bir işlem basamağıdır. Çünkü kompozit rezin ile mikromekanik retansiyon için gerekli olan pürüzlü alanlar oluşturulur (125,151). Seramiğin matris ve kristal yapısı üzerinde asit etkisine bağlı olarak çok sayıda gözenek ve oluk oluşur. Yüzey pürüzlülüğü bu yapıların oluşması sonucu meydana gelir. İdeal bağlanma için olması gereken pürüzlülüğün miktarı tam olarak bilinmemektedir. Yapılan bu çalışmada aşındırma süresinin artmasıyla pürüzlülüğün de arttığı sonucuna varılmıştır (151,153).

Colares ve ark. (156) yaptıkları çalışmada, IPS e-max CAD seramik restorasyonların rezin kompozit ile tamirini incelemiştir. Yüzey işlemi olarak HF asit+ silan uygulanmasının yeterli olduğunu ve aynı zamanda kumlama işleminden

kaçınılması gerektiğini belirtmiştir.

Vidotti ve ark., farklı asit konsantrasyonları ile aşındırmadan sonra lityum disilikat seramiğin (IPS e-max) yüzey morfolojisini araştırmış ve %10 HF asidin camsı fazı çözebildiğini bulmuştur. Daha düşük konsantrasyonlarda (% 0.6 HF asit ve % 1.7 sülfürik asit) asit uygulanan seramik yüzey ile herhangi bir işlem uygulanmamış yüzey arasında anlamlı bir fark bulunamamış (157).

Mokhtarpour'ın yaptığı bir çalışmada HF asit konsantrasyonu artırıldığında, başarısızlıkların adeziv kırktan karma kırığa döndüğü belirtilmiştir. Adeziv kırık, adherentin gücünün adezivden daha fazla olduğunu gösterir. Koheziv kırık, adezivin gücünün adherentten daha fazla olduğu ve karma kırık adeziv ve adherentin güçlerinin eşit olduğunu gösterir. Böylece, aşındırma süresinin ve HF asit konsantrasyonunun arttırılmasıyla, karma ve koheziv kırıklar, adeziv kırığa kıyasla artabilir (158). Çalışmamızda, seramik yüzeylerinin asitle pürüzlendirilmesi amacıyla %9'luk hidroflorik asit 90 sn süre ile uygulanmıştır.

Fosforik asidin, seramik yüzey pürüzlendirilmesinde kullanılması, mikrostrüktürel seviyede değişikliğe neden olmaz. Sadece kontamine olmuş yüzeyin temizlenebilmesine yardımcı olmaktadır (100). Hidroflorik asidin canlı dokularda toksik ve yakıcı etkisi olma olasılığı nedeniyle Al_2O_3 partikülleri ile kumlama işlemi tercih edilebilir. Kumlama ile pürüzlendirme işlemi, ağız içi seramik tamiri öncesinde sıklıkla uygulanan bir yöntemdir (91).

Al_2O_3 partikülleri, kumlama cihazına bağlı bir püskürtme apereyi ucundan 2-2,5 bar hava basıncı ile 10 mm mesafeden 10-15 saniye boyunca, seramik yüzeyine dik olacak şekilde püskürtülmektedir (114).

Özcan ve ark., yaptığı bir çalışmada kullanılan kumun partikül büyüklüğünün seramik ve tamir materyali arasındaki adezyonu etkilediğini belirtmiştir. Yüzey sertliği fazla olan zirkonyum gibi materyallerde daha büyük partikül boyutları olan Al_2O_3 tanecikleri, cam seramikler, hibrit seramikler ve nanoseramiklerde ise daha küçük partikül boyutları olan Al_2O_3 tanecikleri kullanılmaktadır (159). Çalışmamızda da seramik yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde 50 μm boyutlarında Al_2O_3 kum partikülleri uygulanmıştır.

Kumlama işlemi, HF asit ile pürüzlendirme işlemine göre seramik materyali

üzerinde daha düzensiz bir yüzey morfolojisi oluşturmaktadır (160). Güngör ve ark. yaptıkları çalışmada en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerini; frez uygulanan grup için gözlemledi, bunu kumlama grubu izledi. En düşük yüzey pürüzlülüğü kontrol ve asit ve silan uygulanan gruplarda bulundu ve iki grup arasındaki değer farkı anlamlı bulunmadı (161).

Elsaka'nın 2014 yılında yaptığı çalışmada Vita Enamic ve Lava Ultimate bloklara HF asit uygulandığında kumlama işlemi yapılan örnekler göre yüzey pürüzlülüğü daha az olmasına rağmen HF asit ve kumlama gruplarının bağlanma direnç değerleri benzer bulunmuştur (11).

Elmas frez ile yüzey işlemi; yüzey pürüzlülüğünü ve bağlanma için yüzey alanını artırır ve mikromekanik kilitlenme sağlar. Yapılan bir çalışmada (162), örnek yüzeylerine elmas frez ve Al_2O_3 ile kumlama uygulanması sonrasında materyallerin yüzey morfolojileri incelenmiş ve birbirinden tamamen farklı yüzey pürüzlülük modelleri gösterdiği bildirilmiş. Frez ile pürüzlendirme işlemi sonucunda tek yönlü girinti çıkıntıların oluştuğu, kumlama işlemi sonrasında ise daha pürüzlü bir yüzeyin oluştuğu, girinti çıkıntıların ise farklı yön ve doğrultularda olduğu belirtilmiştir.

Kumlama işlemi sonrasında, düzensiz alanların oluşumu, seramik yüzeyinin bağlayıcı ajanlar ile tamamen ıslanmasını engellemekte ve arayüzde boşluklar oluşmasına neden olmaktadır. Sonuçta yüzeyin daha fazla pürüzlendirilmesi, daha yüksek bağlanma direnci değerleri vermemektedir (10).

Çalışmamızda da, cam seramik yüzeyine hidroflorik asit ve kumlama uygulanan yüzeylerde SEM analizinde de görüldüğü üzere hidroflorik asitin etkisi ile mikro porözite oluştuğu, kumlama işleminin ise, düzensiz bir yüzey oluşturduğu görülmektedir.

CoJet sistemi ile seramik yüzeyinin silika ile kaplanmasında 30 μm büyüklüğündeki Si_2O kumu tanecikleri, 2.3 bar'lık basınç altında, seramik yüzeyine dik olarak, 10 mm uzaklıktan 15 saniye süreyle uygulanır.

Elsaka'nın 2015 yılında yaptığı çalışmada Vita Enamic yüzeyine tribokimyasal silika kaplama (Cojet) işlemi uygulandıktan sonra yüzeyde yarıklar ve krater benzeri bir görünüm oluştuğu görülmüştür. Bu işlemten sonra yüzeye silan uygulanması sonucu alümina, silika partikülleri ve adeziv siman arasında kovalent bağ

oluşturduğu görülmüştür. Silanın metoksi grubu, seramik yüzeyiyle kimyasal olarak bağlanmaktadır. Ayrıca silan moleküllerinin metakrilat grubu da reçine simanın organik matriksiyle reaksiyona girmekte ve bağı güçlendirmektedir (10).

Cojet sistemi tamir kompoziti ve seramik arasında güvenilir bir bağlanma mukavemeti sağlamak için yeterli yüzey pürüzlülük gösteremeyebilir. Silika kaplama, silika bazlı seramikler için uygun değildir (163). Çünkü lityum disilikat seramiğin silika içeriği, üretici tarafından iddia edildiği gibi yaklaşık olarak (% 57-80) olup güvenilir kimyasal bağ sağlanabilmesi için yeterlidir. Silika ilave edilmesine gerek yoktur. Ayrıca Rathke ve ark. (164) silika kaplamanın kullanımının, mikro-hibrid kompozitin tamirinde kullanıldığında diğer bonding sistemlerine göre bir avantajı olmadığını bulmuştur.

Seramik-kompozit rezin bağlantısının kurulmasında, mekanik yüzey işlemlerinin yanı sıra kimyasal işlemler de önem taşımaktadır. Silan kaplama ajanı ve bond uygulaması, bağlanmanın kimyasal basamağını oluşturmaktadır (13).

Nagai ve ark. (165) yaptıkları çalışmada, uygulanan yüzey pürüzlendirme işlemi farketmeksizin silan uygulamasının bağlanma direncini arttırdığını belirtmiştir.

Silanlar, yapısı gereği silika içeren seramikler ile rezin kompozitler arasında güçlü bir bağlantı oluştururken, silika içermeyen dental restoratif materyallerle güçlü bağlantı sağlayamazlar (166).

Elsaka'nın yaptığı bir çalışmada Vita Enamic yüzeyine tribokimyasal silika kaplama (Cojet) işlemi uygulamasını takiben yüzeyde çatlak ve krater benzer bir görünüm meydana geldiğini bildirmiştir. Bu işlemten sonra yüzeye silan uygulanması sonucu alümina, silika partikülleri ve adeziv siman arasında kovalent bağ oluşturduğu görülmüştür. (10).

Seramik yüzeyine Cojet işlemi uygulandıktan sonra oluşan silika tabakası, silanın aktif hale geçebilmesi için gerekli ortamı oluşturur. Seramik ile rezin arasında oluşacak adezyonu sırasında silan, seramik yüzeyi ve rezin arasında kimyasal bağlantı oluşturur (87). Bu oluşan kimyasal bağ sayesinde, uzun süre suda bekletme ve termal siklus sonrasında seramik- rezin bağlantısı stabil kalmaktadır (114).

Silanlar çift fonksiyonlu olduklarından dolayı kimyasal olarak, hem organik hem

inorganik materyallerle bağ kurabilirler. Seramiğin silika (SiO₂) grubu ile rezin materyalin metakrilat grupları birbiriyle bağ kurarak rezin-seramik bağlantısını arttırmaktadırlar (111). Son yıllarda kullanımı artan 10-metakriloksidetil dehidrojen fosfat (MDP) monomerinin formülasyonu, üstün bağlanma başarısı göstermektedir.

Günümüzde ağız içi seramik tamirinin araştırıldığı çalışmalarda, sıklıkla MDP içeren bağlayıcı sistemler tercih edilmektedir (119). Seramik yüzeyine bu primerler ile yüzey işlemi uygulanması, rezin ve seramik bağlantısının kuvvetlendirilmesi için tavsiye edilmektedir (105). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda MDP içeriğinden dolayı Clearfil Ceramic Primer Plus kullanılmıştır.

Mekanik ve kimyasal yüzey işlemlerinin kombine uygulanmasının, sadece mekanik işlemlerin uygulanmasına göre daha etkili oluşuna dair ortak bir görüş yoktur. Birçok çalışma, farklı yüzey işlemleri uygulanmış CAD/CAM restoratif materyaller (Lava Ultimate ve Vita Enamic) ile farklı rezin materyaller arasındaki bağ kuvvetini değerlendirdi (5,7,10,167), Elsaka; Vita Enamic materyallere HF asit veya kumlama uygulamasının bir silan ön işlemiyle birlikte uygulanmasının, tek başına mekanik yüzey işlemi uygulanmasına göre daha etkili olmasına rağmen, Lava Ultimate için çeşitli yüzey işlemleri arasında önemli farklılıklar olmadığını ortaya koymuştur (10).

Seramik-tamir kompozit rezin arayüzünün bağlanma direnci, restorasyonun uzun süre kullanılabilirliğini belirler (168). Bu bağın bütünlüğü ve dayanıklılığı, uygulanan yüzey işleminden daha çok tamir kompozitinin türüne bağlıdır. Hibrid kompozit rezinler mikrofil dolduruculu kompozitlere (87) göre daha yüksek bağlanma direnci gösterir (93,114,168).

Mine porseleni seviyesindeki yüzeyel kırıkların tamirinde mikrofil kompozitler, çiğneme basıncının fazla olduğu arka bölgedeki derin kırıkların tamirinde ise kondanase edilebilen ve hibrit kompozitler, tercih edilmektedir (169). Çalışmamızda, seramik restorasyonların ağız içi tamirinde önerilen mikrohibrit restoratif kompozit rezin kullanılmıştır.

Braga ve arkadaşları, 2007-2009 yılları arasındaki makaleleri inceleyerek hazırladıkları derlemede, makaslama ve çekme test yöntemlerini araştırmışlar. çoğunlukla (%57) 3-4 mm çapında bağlantı alanlarının kullanıldığını, kompozit

yüksekliklerinin ise 2-5 mm arasında değiştiğini bildirmiştir (170). Çalışmamızda, 5 mm yüksekliğinde ve 5 mm çapında bağlanma yüzeyi olan kompozit diskler hazırlanmıştır.

Kalra ve ark. yaptıkları bir çalışmada, ağız içi tamir materyali ve seramik yüzeyi arasında olması gereken en düşük bağlantı direnç değerinin çiğneme kuvvetleri dikkate alındığında 8-9 MPa olabileceğini bildirmişlerdir (143).

Çalışmamızda frez uygulanan gruplarda; IPS e-max Cojet, fosforik asit ve kumlama grubunda, frez uygulanmayan gruplarda ise; IPS e-max kumlama grubunda bu değer altındaki bağlanma değerleri bulunmuştur. Bu durum, cam seramik yapıdaki bu bloklara kumlama ve Cojet işlemi uygulamasının yeterince etkili olmadığını göstermektedir (171).

Köseoğlu'nun (146) çalışmasında hibrit seramiklere farklı yüzey işlemleri uygulanmış; hidroflorik asit uygulanan örnekler rezine bağlanma direnci anlamında daha başarılı bulunmuş. En yüksek bağlanma, seramik içeriği en fazla olan Vita Enamic örneklerde tespit edilmiştir. Vita seramikler, içerisinde feldspatik seramik bulundurduğundan dolayı, asit uygulamasında yüksek değer gösterebilmektedir. Bu durum seramik ve kompozit içeriğe sahip hibrit seramiklerin hem mikromekanik birleşme hemde kimyasal bağlanmayı sağlaması ile açıklanabilir. Bizim çalışmamızda da buna paralel olarak HF asit uygulandığında; rezin içerikli bloklardan Vita Enamic, Lava Ultimate ve seramik içerikli IPS e-max ile kıyaslandığında daha yüksek bağlanma değeri göstermiştir.

Cekiç-Nagas ve ark. (83) yaptıkları çalışmada, Vita Enamic seramiği, Lava Ultimate ve GC Cerasmart örnekleri ile karşılaştırmışlar, bizim çalışmamızı ile paralel olarak Vita Enamic'in daha yüksek bağlanma direnci gösterdiğini tespit etmişlerdir. Bu sonucu, Vita Enamic blokların Lava Ultimate bloklardan daha fazla oranda silika içermesinden ve ayrıca materyallerin doldurucu içeriklerinin farklı olmasından kaynaklanabileceğini belirtmişler. (Vita Enamic, Lava ve Cerasmart seramiklerinin doldurucu oranı sırasıyla kütlece %86, %80 ve %71) .

M. Peumans ve ark. (160) seramik örneklerle, bizim tez çalışmamızla benzer yüzey işlemleri uygulamış ve yine en düşük bağlantı direncini hiçbir yüzey işlemi uygulamadıkları (kontrol) grupta bulmuşlardır. Çalışmamızda da en düşük bağlantı

direnci kontrol gruplarında tespit edilmiştir.

HF asitin uzun süre (160 sn) uygulanmasından kaçınılmalıdır; uzun süreli HF asit uygulaması sonucunda seramikte görülen çok büyük çukurcuklara adeziv reçine simanın infiltrasyonunun zorlaşmasından dolayı bağlanma değerinin anlamlı şekilde azaldığı bildirilmiştir (172).

Park ve ark.(173) Lava Ultimate ile yaptıkları çalışmada, rezin ile olan en yüksek bağlanma direnç değerinin, kumlama ile universal adeziv kullanılan örneklerde olduğunu tespit etmişlerdir. Ayrıca hidroflorik asit (%4 HF ve 5 dk uygulama) ile universal adeziv örnekleri en düşük bağlanma değerleri göstermiştir. Bizim çalışmamızda ise (%9 HF asit ve 90 sn uygulama) en yüksek değerler HF asit grubunda gözlenmiştir. Bu farkın uygulanan HF asit konsantrasyonu ve uygulama süresi ile ilgili olabileceğini düşünmekteyiz.

Seramik ile kompozit rezin arasında daha iyi bir bağlantı sağlamak için yüzey işlemlerinden yararlanılmaktadır. Tekniğe uygun çalışılmasına rağmen bağlantıda başarısızlıklar görülebilir. Ataol'un yaptığı bir çalışmada (174), bizim çalışmamızda olduğu gibi termalsiklus sonrasında henüz kırma testine tabi tutulmadan bazı örneklerde kırıklar görülmüş, bu kırıklar prematüre kırık olarak adlandırılmıştır. Stereomikroskop ile bu kırık yüzeyleri incelendiğinde adeziv kırık olduğu görülmüştür.

Çalışmamızda IPS e.max CAD bloklarda genel olarak adeziv kırık; Lava Ultimate ve Vita Enamic bloklarda ise koheziv ve karma kırık görülmüştür. Çalışmamız sonuçlarına benzer olarak Hu ve arkadaşları (178); HF asit+silan uygulanan Vita Enamic bloklarda koheziv başarısızlık, Üstün ve arkadaşları (179); Lava Ultimate ve Vita Enamic bloklarda koheziv başarısızlık, Peumans ve arkadaşları (167) IPS e.max CAD bloklarda adeziv başarısızlık; Vita Enamic bloklarda ise koheziv başarısızlık gözlemlemiştir. Bu bilgiler değerlendirildiğinde, IPS e.max CAD blokların Lava Ultimate ve Vita Enamic'e göre daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Ayrıca Lava Ultimate ve Vita Enamic'in rezin matriks içermesinden dolayı kompozit materyaliyle daha iyi adezyon göstermesinden kaynaklanmaktadır.

IPS e-max materyale HF asit uygulandığında, cam matriksi çözülür ve kristal

yapı açığa çıkar. Bu yüzey topoğrafisi, yüzey alanını artırarak seramiğin ıslanabilirliğini artırır (175). İncelenen bazı çalışmalarda (174,176); IPS e-max materyale HF asit ve Al_2O_3 uygulanması sonrasında seramik yüzeyleri SEM ile incelenmiş. Bunun sonucunda HF asit uygulanması sonrasında daha düzenli yüzey değişiklikleri elde edildiği belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda bu sonuçlara paralel sonuçlar göstermiştir.

Yapılan bir çalışmada %9' luk HF asit uygulaması sonrasında seramik yüzeyleri SEM ile incelendiğinde; Vita>Lava>GC azalan porözite değeri göstermiştir (146). Cekiç-Nagas ve ark.(83) yüzey işlemlerini takiben Vita Enamic, Lava Ultimate ve GC Cerasmart restoratif materyalleri SEM ile incelediğinde; yüzey mikroyapılarının farklı olduğunu tespit etmişlerdir. Vita Enamic seramiğin, diğer iki seramikle kıyaslandığında, yüzeyin mikro düzeyde daha pürüzlü ve düzensiz alanların daha çok olduğunu bildirmiştir.

SEM görüntülerine ait yapılan bir çalışmada; Vita Enamic seramik grubunda, bizim çalışmamızdakine benzer şekilde yüzey düzensizliği ve daha yoğun mikroporözite gözlenmiştir. Bu durum silanizasyon aşamasından sonra çok daha fazla bağlanma direnci elde edilmesini sağlamıştır (83). Çalışmamızda HF asit uygulanan örnekler içerisinde Vita Enamic grubunun en yüksek bağlanma direncini göstermesi bu bilgiyi desteklemektedir.

Yapılan çalışmalarda air abrazyon uygulanmış CAD/CAM hibrit blok yüzeyleri SEM ile incelendiğinde; tüm doldurucu partiküllerin ekspozite olduğu görülmüştür. Bu alanlara silan uygulanması bağlanma için önemli bir aşamadır (177). Tez çalışmamızda, CoJet uygulaması sonrası elde edilen SEM görüntülerinde de yüzeydeki mikroporöziteler dikkat çekmektedir.

7. SONUÇ

1. Genel olarak bakıldığında; seramik yüzeyine uygulanan yüzey işlemleri tamir kompoziti ile olan bağlanmayı artırmıştır.
2. Bağlanma direnç kuvveti bakımından seramik çeşitleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Vita Enamic en yüksek bağlanma direnç değerine sahiptir.
3. Bağlanma direnci kuvveti bakımından yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). HF asit yüzey işleminde en yüksek bağlanma direnç değerleri ölçülürken, en düşük değerler kontrol grubunda ölçülmüştür.
4. Bağlanma direnci kuvveti bakımından frez uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).
5. Seramik oranı yüksek olan IPS e-max CAD bloklarda, fosforik asit ve Frez+ HF asit uygulamaları bağlanmayı artırmaktadır.
6. Rezin ilaveli bloklardan olan Lava Ultimate CAD bloklarda, Cojet ve HF asit uygulamaları bağlanmayı artırmaktadır.
7. Rezin ilaveli bloklardan olan Vita Enamic CAD bloklarda, kumlama ve HF asit uygulamaları bağlanmayı artırmaktadır.
8. %9' luk HF uygulaması, Vita Enamic grubunda diğer iki seramik grubuna göre daha pöröz bir yapı göstermiştir. CoJet uygulaması ile CAD/CAM hibrit seramik örneklerin birbirlerine yakın yüzey özelliği gösterdiği tespit edilmiştir.
9. Seramik oranı yüksek olan IPS e.max CAD bloklarda adeziv başarısızlık türü daha sık görülürken, seramik oranı az ve rezin ilaveli Vita Enamic ve Lava Ultimate bloklarda ise karma başarısızlık türü görülmektedir.

8. KAYNAKLAR

1. Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehabil.* 1999;26(2):130–7.
2. Borges G, Sophr A, De Goes M, Sobrinho L CD. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 2003;89(5):479–88.
3. Kang S-H, Chang J, Son H-H. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restor Dent Endod* 2013;38(3):134.
4. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite Blocks for Dental CAD/CAM Applications. *J Dent Res.* 2014;93(12):1232–4.
5. Coldea A, Swain MV TN. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 2013;29:419–26.
6. Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent.* 2011;105(4):217–26.
7. Frankenberger R, Hartmann VE, Krech M, Krämer N, Reich S, Braun A, et al. Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent.* 2015;18(1):9–20.
8. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials Presented at the American Association of Dental Research/Canadian Association of Dental Research Annual Meeting, Charlotte, NC, 2014. *J Prosthet Dent.* 2015;114(4):587–93.
9. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* 2014;30(5):564–9.
10. Elsaka SE. Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dent Mater J.* 2015;34(2):161–7.
11. Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: The effect of surface treatments. *J Adhes Dent.* 2014;16(6):531–40.

12. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clin Oral Impl Res.* 2007;18:86–96.
13. Kimmich M, Stappert CFJ. Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *J Am Dent Assoc.* 2013;144(1):31–44.
14. Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, McGarry TJ. The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent.* 2017;94:10–83.
15. Efeoğlu A. *Diş Hekimliği Tarihi.* İstanbul. 1992. Alemdaar Ofset.
16. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am.* 1985;29(4):621–44.
17. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):18–32.
18. Alkumru, H., Hullah, W.R., Marquis, PM., Wilson H. Factors affecting the fit of porcelain jacket crown. *Br Dent J.* 1998;164(2):39–43.
19. Nayır E. *Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi (7 bs.).* İstanbul: İ.Ü Basım Evi. 1999.
20. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics.* Mosby Elsevier; 2006.
21. McLean JW, Hubbard JR, Kedge MI. *The science and art of dental ceramics.* Quintessence Pub. Co; 1979.
22. Suarez, M.J., Lozano, J.F., Paz Salido, M., Martinez F. Three-Year Clinical Evaluation of In-Ceram Zirconia Posterior FPDs. *Int J Prosthodont.* 2004;17(1):35–8.
23. E. A. *Diş Hekimliğinde Porselen, İnley, Jaket Kuron, Metal-Porselen Kuron ve Köprüler.* 3rd ed. İstanbul: İ.Ü. Basımevi; 1978.
24. Anusavice Kenneth. *Phillips' science of dental materials.* 11 th Edi. St. Louis, Missouri, Elsevier Science; 2003.
25. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection* Chicago. Quintessence Publishing Co, Inc.; 2002.
26. Robert G. Craig. *Restorative dental materials.* 10 th ed. Mosby Yearbook St

- Louis; 1997.
27. Crispin BJ. Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Quintessence Pub Co, Inc, Tokyo; 1994.
 28. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi (c. 17). Ankara: Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Yayınları.; 1993.
 29. Powers JM. Restorative dental materials. St. Louis: CV Mosby; 2002.
 30. McCormick, J.T., Rowland, W., Shillingburg, H.T., Jr., Duncanson, M.G. J. Effect of luting media on the compressive strengths of two types of all-ceramic crown. Quintessence Int. 1993;24(6):405–8.
 31. Eismann RM. Dental Laboratory Procedures: Fixed Partial Dentures. Toronto: Mosby Company; 1980.
 32. Shillingburg HT, Whitsett D. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. Chicago: Quintessence Pub; 1981.
 33. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rekow ED, Thompson VP. Materials Design of Ceramic-based Layer Structures for Crowns. J Dent Res. 2002;81(6):433–8.
 34. Vult P, Von Steyern, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon® technique. A 2-year clinical study. J Oral Rehabil. 2005;32:180–7.
 35. Van Noort R. Introduction To Dental Materials. (2 bs.). England: Mosby-may; 2002.
 36. Banks RG. Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. J Prosthet Dent. 1990;63(6):619–26.
 37. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. Compend Contin Educ Dent. 1996;17(8):779–94.
 38. Ferencz JL, Silva NRFA, Navarro JM. High-strength ceramics : interdisciplinary perspectives. Quintessence Publishing Co Inc.; 63-98 .
 39. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRFA, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. Int J Prosthodont. 2016;28(3):227–35.
 40. Salamon D. Advanced ceramics. In: Shen J, editor. Advanced Ceramics for Dentistry. Elsevier Inc.; 2014. 103–22.

41. Van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent*. 1999;20(12):1115–24, 1126.
42. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007;98(5):389–404.
43. Saint-Jean SJ. Dental glasses and glass-ceramics. In: Shen J, editor. *Advanced Ceramics for Dentistry*. James Shen. Elsevier Inc.; 2014. 255–77.
44. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*. 2004;7(1):25–45.
45. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM - Fillings of the future? *Int Dent J*. 1997;47(5):247–58.
46. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*. 2006;137:7–13.
47. Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent*. 1977;38(2):216–25.
48. Duret, F., Blouin, J.L., Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*. 1988;117(6):715–20.
49. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*. 2009;28(1):44–56.
50. Şahin E, Aktaş G, Özcan N, Aydın DH AK. Restoratif Diş Hekimliğinde CAD/CAM Laboratuvar Uygulamaları: Sirona inLab Sistemi. *Hacettepe Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2009;33(4):41–6.
51. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. *J Am Dent Assoc*. 2001;132(9):1301–3.
52. Jedynakiewicz NM, Martin N. CEREC: science, research, and clinical application. *Compend Contin Educ Dent*. 2001;22(6):7–13.
53. Liu P-R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*. 2005;26(7):507–8, 510, 512, 517, 527.
54. Syu JZ, Byrne G, Laub LW, Land MF. Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. *Int J Prosthodont*. 1993;6(1):25–30.

55. Zaimoğlu A., Can G. Sabit Protezler. 3.Baskı. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 2011.
56. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J.* 2011;56:97–106.
57. Fuster-Torres Á, Albalat-Estela S, Alcañiz-Raya M, Peñarrocha-Diago M. CAD / CAM dental systems in implant CAD / CAM dental systems in implant dentistry: Update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal Mar Med Oral Patol Oral Cir Bucal Mar Med Oral S L CIF B.* 2009;11414(13):141–5.
58. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(9):1289–96.
59. Denissen H, Dozić A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent.* 2000;84(5):506–13.
60. Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhoff D, Güh J-F, Naumann M. Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence Int (Berl).* 2010;41(8):631–7.
61. Liu P-R, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent.* 2008;29(8):482–93.
62. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):10–5.
63. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent.* 1991;1(2):150–4.
64. Palin W, Burke FJT. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent Update.* 2005;32(10):566–72.
65. Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? *J Am Dent Assoc.* 2004;135:11S–16S.
66. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31(9):702–4.
67. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J*

- Prosthodont. 15(2):122–8.
68. Raghavan RN. Ceramics in Dentistry Sintering of Ceramics – New Emerging Techniques Ed. Dr. Arunachalam Lakshmanan. 2012;203–24.
 69. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont.* 1995;8(3):239–46.
 70. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):44–9.
 71. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(4):297–303.
 72. Font AF, Solá Ruíz F, Granell Ruíz M, Rueda CL, González AM. Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006;11(3): 297-302.
 73. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater.* 2006;22:29–36.
 74. Harrer W, Danzer R, Morrell R. Influence of surface defects on the biaxial strength of a silicon nitride ceramic – Increase of strength by crack healing. *J Eur Ceram Soc.* 2012;32(1):27–35.
 75. Reich S, Schierz O. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clin Oral Investig.* 2013;17(7):1765–72.
 76. Ritzberger C, Apel E, Höland W, Peschke A, Rheinberger VM. Properties and Clinical Application of Three Types of Dental Glass-Ceramics and Ceramics for CAD-CAM Technologies. *Materials (Basel).* 2010;3(6):3700–13.
 77. Wohlwend A, Strub JR, Schärer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *Int J Prosthodont.* 1989;2(1):13–26.
 78. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):513–30.
 79. IPS Empress system the original. Ivoclar-Vivadent, Schaan-Liechtenstein. 2018.
 80. Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *J Am Dent Assoc.* 2011;142:20–4.
 81. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed

- partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):557–62.
82. Pallesen U, Qvist V. Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Investig.* 2003;7(2):71–9.
 83. Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu PK, Lassila LVJ. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *J Prosthodont Res.* 2016;60(4):265–73.
 84. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J.* 2014;33(5):705–710.
 85. Boeckler AF, Lee H, Stadler A, Setz JM. Prospective observation of CAD/CAM titanium ceramic single crowns: A three-year follow up. *J Prosthet Dent.* 2009;102(5):290–297.
 86. Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2004;92(3):265–273.
 87. Ozcan M. Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil.* 2003;30(2):194–203.
 88. Galiatsatos AA. An indirect repair technique for fractured metal-ceramic restorations: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2005;93(4):321–323.
 89. Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mater.* 2004;20(4):338–44.
 90. Jardel V, Degrange M, Picard B, Derrien G. Surface energy of etched ceramic. *Int J Prosthodont.* 1999;12(5):415–8.
 91. Chung KH, Hwang YC. Bonding strengths of porcelain repair systems with various surface treatments. *J Prosthet Dent.* 1997;78(3):267–74.
 92. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent.* 1994;72(4):355–9.
 93. Özcan M, Valandro LF, Amaral R, Leite F, Bottino MA. Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dent Mater.* 2009;25(12):1477–83.

94. M. O. Adhesion of Resin Composites to Biomaterials in Dentistry: an Evaluation of Surface Conditioning Methods. Groningen. 2003;25–55.
95. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 2006;34(3):195–206.
96. Ozcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont.* 2002;15(3):299–302.
97. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent.* 2004;32(2):91–9.
98. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont.* 2000;13(2):131–5.
99. Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):159–67.
100. Kussano CM, Bonfante G, Batista JG, Pinto JHN. Evaluation of shear bond strength of composite to porcelain according to surface treatment. *Braz Dent J.* 2003;14(2):132–5.
101. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003 Dec;19(8):725–31.
102. Dederich DN, Bushick RD, ADA Council on Scientific Affairs and Division of Science, Journal of the American Dental Association. Lasers in dentistry: separating science from hype. *J Am Dent Assoc.* 2004;135(2):204–12; quiz 229.
103. Sulieman M. An overview of the use of lasers in general dental practice: 1. Laser physics and tissue interactions. *Dent Update.* 2005;32(4):228–30, 233–4, 236.
104. Akhavan Zanjani V, Ahmadi H, Nateghifard A, Ghasemi A, Torabzadeh H ATM. Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia ceramic and resin cement. *J Investig Clin Dent.* 2014;3:1–7.
105. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J*

- Prosthet Dent. 2006;95(6):430–6.
106. Valandro LF, Ozcan M, Bottino MC, Bottino MA, Scotti R BA. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia- reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *J Adhes Dent*. 2006;8(3):175–81.
 107. Blum IR, Nikolinakos N, Lynch CD, Wilson NHF, Millar BJ, Jagger DC. An in vitro comparison of four intra-oral ceramic repair systems. *J Dent*. 2012;40(11):906–12.
 108. Matinlinna JP, Lassila LVJ, Vallittu PK. The effect of a novel silane blend system on resin bond strength to silica-coated Ti substrate. *J Dent*. 2006;34(7):436–43.
 109. Shen C, Oh W WJ. Effect of post- silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 453-458.
 110. Taira, Y., Sakai, M. and Sawase, T. (2012). Effects of primer containing silane and thiophosphate monomers on bonding resin to a leucite-reinforced ceramic. *Journal of Dentistry*, 40(5), 353–358.
 111. Matinlinna JP, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil*. 2007;34(8):622–30.
 112. RC. M. Salvaging a porcelain- fused to metal bridge with intraoral ceramic repair. *Compend Contin Educ Dent*. 2002;23(10):952–6.
 113. Antoniadou M, Kern M, Strub JR. Effect of a new metal primer on the bond strength between a resin cement and two high-noble alloys. *J Prosthet Dent*. 2000;84(5):554–60.
 114. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003;89(3):268–74.
 115. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent*. 1983;50(4):480–8.
 116. Dentin bonding systems: an update. *J Am Dent Assoc*. 1987;114(1):91–5.
 117. Della Bona A, Anusavice KJ, Shen C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *J Adhes Dent*. 2000;2(4):305–13.
 118. Wahsh MM, Ghallab OH. Influence of different surface treatments on microshear bond strength of repair resin composite to two CAD/CAM esthetic

- restorative materials. *Tanta Dent J.* 2015;12(3):178–84.
119. Jain S, Parkash H, Gupta S, Bhargava A. To evaluate the effect of various surface treatments on the shear bond strength of three different intraoral ceramic repair systems: an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2013;13(3):315–20.
 120. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent.* 1992;67(3):325–7.
 121. Olmez A, Oztaş N, Bilici S. Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. *Quintessence Int.* 1998;29(11):725–9.
 122. Brentel AS, Özcan M, Valandro LF, Alarça LG, Amaral R, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dent Mater.* 2007;23(11):1323–31.
 123. Bindl A, Mormann WH. Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. *Eur J Oral Sci.* 2004;112(2):197–204.
 124. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *Int Dent J.* 1993;43(5):492–8.
 125. Della Bona A, van Noort R. Shear vs. Tensile Bond Strength of Resin Composite Bonded to Ceramic. *J Dent Res.* 1995;74(9):1591–6.
 126. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater.* 1998;14(2):120–8.
 127. El Zohairy AA, de Gee AJ, de Jager N, van Ruijven LJ, Feilzer AJ. The Influence of Specimen Attachment and Dimension on Microtensile Strength. *J Dent Res.* 2004;83(5):420–4.
 128. Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater.* 2003;19(8):693–9.
 129. Placido E, Meira JBC, Lima RG, Muench A, Souza RM de, Ballester RY. Shear versus micro-shear bond strength test: A finite element stress analysis. *Dent Mater.* 2007;23(9):1086–92.
 130. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater.* 2002;18(5):380–8.

131. Andrade AM de, Moura SK, Reis A, Loguercio AD, Garcia EJ, Grande RHM. Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: effects of composite resin. *J Appl Oral Sci.* 2010;18(6):591–8.
132. Goldstein JI, Newbury DE, Echlin P, Joy DC, Romig AD, Lyman CE, et al. *Scanning Electron Microscopy and X-Ray Microanalysis: a Text for Biologists, Materials Scientists, and Geologists.* Springer US; 1992. 21-68 .
133. Cengiz T, Mısırlıgil A, Aydın M, Tıp D, Genel Ö, Mikrobiyoloji, et al. *Tıp ve Diş Hekimliğinde Genel ve Özel Mikrobiyoloji.* Ankara: Güneş Kitapevi; 2004. 45-46 .
134. Schnitzler H, Zimmer K-P. Advances in Stereomicroscopy. *Int Soc Opt Photonics.* 2008;7100:1–12.
135. Raposo LHA, Neiva NA, Silva GR da, Carlo HL, Mota AS da, Prado CJ do, et al. Ceramic restoration repair: report of two cases. *J Appl Oral Sci.* 2009;17(2):140–4.
136. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204(9):505–11.
137. Anusavice, K. J., Shen, C. and Rawls HR. Dental casting alloys and metal joining. In *Phillip's Science of Dental Materials,*. Elsevier Inc.; 2012. 367–395.
138. Hickel R, Brühaver K, Ilie N. Repair of restorations – Criteria for decision making and clinical recommendations. *Dent Mater.* 2013;29(1):28–50.
139. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:22–31.
140. Mair L, Padipatvuthikul P. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dent Mater.* 2010;26(2):17–23.
141. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dent Mater.* 2010;26(2):50–62.
142. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent.*

2004;91(4):349–55.

143. Kalra A, Mohan M, Gowda Em. Comparison of shear bond strength of two porcelain repair systems after different surface treatment. *Contemp Clin Dent*. 2015;6(2):196.
144. Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing. *Dent Mater*. 2005;21(2):139–44.
145. Acar Ö. Farklı yüzey hazırlıklarının CAD / CAM hibrit seramiğin kompozit rezin ile tamirine etkisi. *Acta Odontol Turc*. 2016;33(3):121–5.
146. Köseoğlu B. Hibrit CAD/CAM seramiklerin farklı yüzey işlemleri uygulanması sonrasında rezin siman ile olan bağlantı direncinin incelenmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Uzmanlık Tezi, 2018, Erzurum(Danışmanı:Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR).
147. Neis CA, Albuquerque NLG, Albuquerque I de S, Gomes EA, Souza-Filho CB de, Feitosa VP, et al. Surface Treatments for Repair of Feldspathic, Leucite - and Lithium Disilicate-Reinforced Glass Ceramics Using Composite Resin. *Braz Dent J*. 2015;26(2):152–5.
148. Wiegand A, Stucki L, Hoffmann R, Attin T, Stawarczyk B. Repairability of CAD/CAM high-density PMMA- and composite-based polymers. *Clin Oral Investig*. 2015;19(8):2007–13.
149. Duzyol M, Sagsoz O, Polat Sagsoz N, Akgul N, Yildiz M. The Effect of Surface Treatments on the Bond Strength Between CAD/CAM Blocks and Composite Resin. *J Prosthodont*. 2016;25(6):466–71.
150. Güngör MB, Nemli SK, Bal BT, Ünver S, Doğan A. Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. *J Adv Prosthodont*. 2016;8(4):259–66.
151. Zogheib LV, Bona A Della, Kimpara ET, McCabe JF. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Braz Dent J*. 2011;22(1):45–50.
152. Wolf DM, Powers JM, O’Keefe KL. Bond strength of composite to etched and sandblasted porcelain. *Am J Dent*. 1993;6(3):155–8.
153. Addison O, Marquis PM, Fleming GJP. The impact of hydrofluoric acid surface treatments on the performance of a porcelain laminate restorative

- material. *Dent Mater.* 2007;23(4):461–8.
154. Özcan M, Allahbeickaraghi A, Dündar M. Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: a review. *Clin Oral Investig.* 2012;16(1):15–23.
 155. Lee SJ, Cheong CW, Wright RF, Chang BM. Bond Strength of the Porcelain Repair System to All-Ceramic Copings and Porcelain. *J Prosthodont.* 2014;23(2):112–6.
 156. Colares RCR, Neri JR, Souza AMB de, Pontes KM de F, Mendonca JS, Santiago SL. Effect of Surface Pretreatments on the Microtensile Bond Strength of Lithium-Disilicate Ceramic Repaired with Composite Resin. *Braz Dent J.* 2013;24(4):349–52.
 157. Vidotti HA, Garcia RP, Conti PC, Pereira JR, Valle AL. Influence of low concentration acid treatment on lithium disilicate core/veneer ceramic bond strength. *J Clin Exp Dent.* 2013;5(4):e157-62.
 158. Mokhtarpour F, Alaghehmand H, Khafri S. Effect of hydrofluoric acid surface treatments on micro-shear bond strength of CAD/CAM ceramics. *Electron Physician.* 2017;9(10):5487–93.
 159. Özcan M, Cura C, Valandro LF. Early bond strength of two resin cements to Y-TZP ceramic using MPS or MPS/4-META silanes. *Odontology.* 2011;99(1):62–7.
 160. Roulet JF, Söderholm KJM, Longmate J. Effects of Treatment and Storage Conditions on Ceramic/Composite Bond Strength. *J Dent Res.* 1995 8;74(1):381–7.
 161. Bankoğlu M, Nemli SK, Bal BT, Ünver S, Doğan A. Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/ CAM resin-ceramic hybrid materials. *J Adv Prosthodont J Adv Prosthodont.* 2016;8:259–66.
 162. Alexander AK, Priya RM, Sarthaj S, Antony SM. Comparative Evaluation of Different Surface Treatments on the Repair Shear Bond Strength of Three Nanohybrid Composites: An in vitro Study. *Cons Dent Endod J.* 2018;3(1):22–6.
 163. Kim B-K, Bae HE-K, Shim J-S, Lee K-W. The influence of ceramic surface

- treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *J Prosthet Dent*. 2005;94(4):357–62.
164. Rathke A, Tymina Y HB. Effect of different surface treatments on the composite-composite repair bond strength. 2009;13:317e23. *Clin Oral Investig*. 2009;13:317–23.
 165. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *J Oral Rehabil*. 2005;32(8):598–605.
 166. Yıldırım G. Diş hekimliğinde silan uygulamaları. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2016;15:123–30.
 167. Peumans M, Valjakova EB, De Munck J, Mishevskia CB, Van Meerbeek B. Bonding Effectiveness of Luting Composites to Different CAD/CAM Materials. *J Adhes Dent* 2016;18:289- 302.
 168. Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dent Mater*. 2002;18(2):179–88.
 169. Ahmad Ğ. Point of Care. *J Can Dent Assoc* 2004;70(11):786-7.
 170. Braga RR, Meira JBC, Boaro LCC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dent Mater*. 2010;26(2): 38–49.
 171. Behr M, Proff P, Kolbeck C, Langrieger S, Kunze J, Handel G, et al. The bond strength of the resin-to-zirconia interface using different bonding concepts. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011;4(1):2–8.
 172. Ho GW, Matinlinna JP. Insights on Ceramics as Dental Materials. Part I: Ceramic Material Types in Dentistry. *Silicon*. 2011;3(3):109–15.
 173. Park J-H, Choi Y-S. Microtensile bond strength and micromorphologic analysis of surface-treated resin nanoceramics. *J Adv Prosthodont*. 2016;8(4):275–84.
 174. Ataol AS, Ergun G. Repair bond strength of resin composite to bilayer dental ceramics. *J Adv Prosthodont*. 2018;10(2):101–12.
 175. Sato TP, Anami LC, Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Effects of surface treatments on the bond strength between resin cement and a new zirconia-reinforced lithium silicate ce- ramic. *Oper Dent* 2016;41:284-92.
 176. Menees TS, Lawson NC, Beck PR, Burgess JO. Influence of particle abrasion

- or hydrofluoric acid etching on lithium disilicate flexural strength. *J Prosthet Dent* 2014;112:1164-70.
177. Yoshihara K, Nagaoka N, Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshida Y, et al. Sandblasting may damage the surface of composite CAD–CAM blocks. *Dent Mater*. 2017;33(3).
178. Hu, M., Weiger, R., & Fischer, J.. Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dental Materials*, 2016; 32(2), 223-232.
179. Üstün Ö, Büyükhatoğlu IK, Seçilmiş A. Shear Bond Strength of Repair Systems to New CAD/CAM Restorative Materials. *J Prosthodont*. 2018;27(8):748-754.

9. ÖZGEÇMİŞ

Adı	Şule	Soyadı	Sayan
DoğumYeri	Yozgat	Doğum Tarihi	26.06.1989
Uyruğu	T.C.	Tel	5438538991
E-posta	suleesayann@hotmail.com		

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	Dicle Üniversitesi	2018
Tezli Yüksek Lisans	Kırıkkale Üniversitesi	2012
Lise	Ayrancı Süper Lisesi	2007

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
Diş Hekimi	Özel Kurum	2012-2015

Yabancı Dil Sınav Notu

KPDS/ÜDS/YDS	YÖKDİL	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
57,5								

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	78,02	75,93	64,73
(Diğer) Puanı			

10. ORJİNALLİK RAPORU

Şule Sayan Doktora Tezi

ORJİNALLİK RAPORU

% **12**

BENZERLİK ENDEKSİ

% **9**

İNTERNET
KAYNAKLARI

% **6**

YAYINLAR

% **5**

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	% 1
2	Submitted to Yüzüncü Yıl Üniversitesi Öğrenci Ödevi	% 1
3	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
4	acikerisim.selcuk.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
5	afyonluoglu.org İnternet Kaynağı	% 1
6	ERGÜN, Gülfem and ATAOL, Ayşe Seda. "Seramik tamir sistemlerinde güncel ", Cumhuriyet Üniversitesi/ Dişhekimliği Fakültesi, 2016. Yayın	% 1
7	Submitted to Ufuk Üniversitesi Öğrenci Ödevi	% 1

8	earsiv.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	%1
9	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	%1
10	dergipark.ulakbim.gov.tr İnternet Kaynağı	%1
11	Submitted to TechKnowledge Turkey Öğrenci Ödevi	<%1
12	Submitted to Ondokuz Mayıs Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
13	katalog.hacettepe.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
14	dent.ege.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
15	eprints.ugd.edu.mk İnternet Kaynağı	<%1
16	www.dent.ege.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
17	Sevcan Kurtulmus-Yilmaz, Esra Cengiz, Salim Ogun, Izgen Karakaya. "The Effect of Surface Treatments on the Mechanical and Optical Behaviors of CAD/CAM Restorative Materials", Journal of Prosthodontics, 2018 Yayın	<%1

18	Submitted to Gazi University Öğrenci Ödevi	<%1
19	Ayşe Seda Ataoğlu, Gulfem Ergun. "Repair bond strength of resin composite to bilayer dental ceramics", The Journal of Advanced Prosthodontics, 2018 Yayın	<%1
20	Merve Bankoğlu Güngör, Seçil Karakoca Nemli, Bilge Turhan Bal, Senem Ünver, Aylin Doğan. "Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials", The Journal of Advanced Prosthodontics, 2016 Yayın	<%1
21	www.researchgate.net İnternet Kaynağı	<%1
22	tel.archives-ouvertes.fr İnternet Kaynağı	<%1
23	ÖZ, Fatma Dilşad, ALTUN, Burcu and BOLAY, Şükran. "BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM/BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜRETİM ", Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2018. Yayın	<%1
24	www.hisas.org.tr İnternet Kaynağı	<%1

25 Secilmis, Asli, Ozlem Ustun, and Isil Kecik Buyukhatipoglu. "Evaluation of the shear bond strength of two resin cements on different CAD/CAM materials", Journal of Adhesion Science and Technology, 2016.

Yayın

<%1

26 ŞAHİN, Levent, ŞAHİN, Hilal, KARAHAN, Feride, GÜL, Semir, BAHAR, Leyla, GÜL, Mehmet and ÖZAKŞIT, Müzeyyen Gülnur. "Can Melatonin Protect the Endometrium from the Adverse Effects of Caerulein?", Kafkas Üniversitesi, 2015.

Yayın

<%1

27 www.tandfonline.com

İnternet Kaynağı

<%1

28 SARAÇ, Y.Sinasi, SARAÇ, Duygu and ÖZAN, Ayhan. "Mikrodalga ile polimerize olan bir kaide akriline akrilik rezin dişin bağlanma dayanıklılığı üzerine polimerizasyon döngüsü ve yüzey işlemlerinin etkisi", Ondokuz Mayıs Üniversitesi, 2008.

Yayın

<%1

29 acikerisim.deu.edu.tr

İnternet Kaynağı

<%1

30 slidex.tips

İnternet Kaynağı

<%1

31	Submitted to Eskisehir Osmangazi University Öğrenci Ödevi	<%1
32	CENGİZ, Daime and ÇEVİK, Pınar. "Farklı yüzey işlemlerinin zirkonyanın ağız içi tamirine etkisi", Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2017. Yayın	<%1
33	www.catiaturk.com İnternet Kaynağı	<%1
34	Submitted to Selçuk Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
35	www.7tepedis.com İnternet Kaynağı	<%1
36	lirias.kuleuven.be İnternet Kaynağı	<%1
37	Submitted to Gaziantep Aniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
38	saglik.marmara.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
39	Submitted to Istanbul Gelisim University Öğrenci Ödevi	<%1
40	cdn.hitit.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1

www.istanbulsaglik.gov.tr

41	İnternet Kaynağı	<%1
42	GEÇKİLİ, Onur, SÖNMEZ, Esmâ, BURAL, Canan and YILDIZ, İpek. "Parsiyel dişsizliğin dental implantlar ve teleskop tutuculu protezler ile tedavisi: Bir Olgu Sunumu", Atatürk Üniversitesi, 2012. Yayın	<%1
43	www.fo.ufu.br İnternet Kaynağı	<%1
44	ARSLAN, Soley, ÜLKER, Mustafa, ER, Özgür, SAĞSEN, Burak and ERTAŞ, Hüseyin. "Farklı adeziv sistemlerle restore edilen sınıf II slot preparasyonlardaki mikrosızıntının gelişiminde farklı ışık cihazlarının etkisinin değerlendirilmesi", Hacettepe Üniversitesi, 2008. Yayın	<%1
45	base.repositorio.unesp.br İnternet Kaynağı	<%1
46	prezi.com İnternet Kaynağı	<%1
47	acikarsiv.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
48	www.frik.com.tr İnternet Kaynağı	<%1

49	library.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
50	Hatice SEVMEZ, Merve BANKOĞLU GÜNGÖR, Handan YILMAZ. "Resin Matrix Ceramics", Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences, 2018 Yayın	<%1
51	Kocaağaoğlu, Hasan, Taha Manav, and Haydar Albayrak. "In Vitro Comparison of the Bond Strength between Ceramic Repair Systems and Ceramic Materials and Evaluation of the Wettability : Bond Strength and Wettability of Esthetic Core Materials", Journal of Prosthodontics, 2015. Yayın	<%1
52	Güler Yıldırım, İsmail H. Uzun, Ali Keles. "Evaluation of marginal and internal adaptation of hybrid and nanoceramic systems with microcomputed tomography: An in vitro study", The Journal of Prosthetic Dentistry, 2017 Yayın	<%1
53	www.kuraray-dental.eu İnternet Kaynağı	<%1
54	izdo.org İnternet Kaynağı	<%1

eprints.ucm.es

55

İnternet Kaynağı

<%1

56

KAMONKHANTIKUL, Krid, Mansuang
ARKSORNNUKIT, Sasipin LAUVAHUTANON,
and Hidekazu TAKAHASHI. "Toothbrushing
alters the surface roughness and gloss of
composite resin CAD/CAM blocks", Dental
Materials Journal, 2016.

Yayın

<%1

57

documents.mx

İnternet Kaynağı

<%1

58

docplayer.biz.tr

İnternet Kaynağı

<%1

59

cjdr.quintessenz.de

İnternet Kaynağı

<%1

60

www.doria.fi

İnternet Kaynağı

<%1

61

usos2016.com

İnternet Kaynağı

<%1

62

Submitted to Ankara University

Öğrenci Ödevi

<%1

63

Duzyol, Mustafa, Omer Sagsoz, Nurdan Polat
Sagsoz, Nilgun Akgul, and Mehmet Yildiz. "The
Effect of Surface Treatments on the Bond
Strength Between CAD/CAM Blocks and

<%1

Composite Resin : CAD/CAM Blocks Repaired with Composite Resins", Journal of Prosthodontics, 2015.

Yayın

64

ACAR, Özlem. "Farklı yüzey hazırlıklarının CAD/CAM hibrit seramiğin kompozit rezin ile tamirine etkisi", Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2016.

Yayın

< %1

65

Elsaka, Shaymaa E.. "Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material", Odontology, 2015.

Yayın

< %1

66

Burcu KANAT-ERTÜRK, Serkan SARIDAĞ, Ege KÖSELER, Dilek HELVACIOĞLU-YİĞİT, Egemen AVCU, Yasemin YILDIRAN-AVCU. "Fracture strengths of endocrown restorations fabricated with different preparation depths and CAD/CAM materials", Dental Materials Journal, 2018

Yayın

< %1

Ainıları çıkart

Kapat

Ekleşmeleri çıkart

< 5 words

Bibliyografyayı Çıkart

Üzerinde