

T. C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**PORSELEN RESTORASYONLARIN TAMİRİNDE
KULLANILAN FARKLI TAMİR MATERYALLERİNİN
ÇEŞİTLİ YÜZEY PREPARASYONLARI
UYGULANARAK; KOPMA, BAĞLANMA, KIRILMA
DİRENÇLERİNİN İNVİTRO VE İNVİVO OLARAK
KARŞILAŞTIRMALI DEĞERLENDİRİLMESİ**

729812

Doktora Tezi

129812

Diş Hekimi

Tomurcuk Övül (GÖKTÜRK) KÜMBÜLOĞLU

Danışman

Prof. Dr. Atilla USER

**TC. YÜKSEKÖĞRETİM BAKANLIĞI
EGE ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

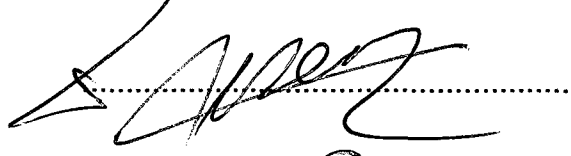
**İZMİR
2003**

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

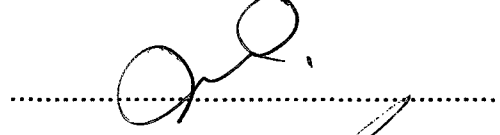
Adı Soyadı

İmza

**Başkan : Prof.Dr.Atilla USER
(Danışman)**



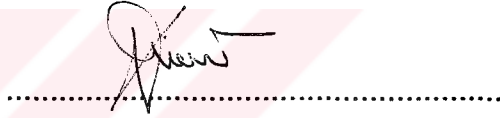
Üye : Prof. Dr. Suna TOKSAVUL



Üye : Prof. Dr. Sami AKSOY



Üye : Prof. Dr. Berran ÖZTÜRK



Üye : Prof. Dr. Gökhan YILMAZ



Doktora Tezinin kabul edildiği tarih: 28.10.2003

ÖNSÖZ

Dişhekimliğinde özellikle metal destekli porselen sabit restorasyonlar yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu tip restorasyonlarda; laboratuvar, hekim ve hasta hatalarından kaynaklanan porselen kırıklarının, ağızdan çıkarılmadan tamir edilebilmesi önemli bir konudur. Kırılmış restorasyonu ağız içinde tek seferde tamir etmek, hasta ve hekim açısından son derece kolay ve memnun edici bir durum olduğu için, yapılan bu araştırmanın klinik ve laboratuvar koşullarında önemli bir yer tutacağı inancındayım. Doktora eğitimime başladığım ilk günden itibaren, çalışmalarımda bana yön veren ve hep destek olan, ayrıca bu çalışmanın yapılmasında ve uygulanmasında emeği geçen doktora tez danışmanım Prof. Dr. Atilla USER'e, tez izleme komitesinde yer alan ve çalışmalarımda bana yol gösteren, ayrıca tezimin oluşturulmasında ve uygulanmasında emeği geçen Prof. Dr. Suna TOKSAVUL'a, özellikle bu çalışmanın laboratuvar aşamalarında yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Sami AKSOY'a teşekkürü bir borç bilirim.

Çalışmanın bir kısmının Finlandiya'da yapılmasını sağlayan başta CIMO ve Milli Eğitim Bakanlığı'na, Turku Üniversitesi Dişhekimliği Enstitüsü'ne ve Prof. Dr. Pekka VALLITTU'ya, Turku Üniversitesi'de çalışma yapmama imkan veren Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dekanlığı'na ve Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine teşekkür ederim. Ayrıca çalışmamın istatistiksel değerlendirmesinde bana yol gösteren Prof. Dr. Şaban EREN'e ve istatistiksel analizi yapan Dr. Timur KÖSE'ye, çalışmanın SEM incelemelerinde emeği geçen Doç.Dr. Bilge Hakan ŞEN'e, çalışmanın laboratuvar bölümünde yardımcı olan

Dokuz Eylül Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü'ne ve Ege Üniversitesi Kimya Mühendisliği Bölümü'ne teşekkür ederim.

Tezin basım işlemlerinde yardımcı olan Yiğit GÖKTÜRK'e, fotoğraf taramalarında yardımcı olan Dt. Kadir FİRİDİNOĞLU'na, metal ve porselen örneklerin hazırlanmasında yardımcı olan DENTARIUM Diş Laboratuvarı ve çalışanlarına, ağız içi porselen tamir malzemelerini gönderen tüm firmalara teşekkür ederim.

Bugünlere gelmemde maddi ve manevi olarak desteklerini hep yanımda hissettiğim sevgili anne ve babama şükranlarımı sunarım.

Hayatıma bir anlam katan ve hiçbir konuda yardımını esirgemeyen sevgili eşim Dt. Mert KÜMBÜLOĞLU'na sevgilerimle çok teşekkür ederim.

İzmir 2003

Dt. Tomurcuk Övül (GÖKTÜRK) KÜMBÜLOĞLU

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
İÇİNDEKİLER	I
ŞEKİL LİSTESİ	IV
TABLO LİSTESİ	VI
RESİM LİSTESİ	X
GRAFİK LİSTESİ	XV
BÖLÜM I GİRİŞ	1
1.1 Tarihçe	6
1.2 Genel Bilgiler	8
1.2.1 Metal Destekli Porselen Restorasyonlar	8
1.2.1.1 Metal Alaşım	9
1.2.1.2 Porselen	12
1.2.2 Kıymetsiz Metal Alaşımı-Porselen Bağlantı Sisteminde Etkili Faktörler	15
1.2.2.1 Metal-Porselen Bağlantısında Görülen Hata Oranları	27
1.2.3 Bağlanma Direnci Test Yöntemleri	29
1.2.4 Kompozit Rezinerler	36
1.2.4.1 Kompozit Rezinerlerin Yapısı	36
1.2.4.2 Kompozit Rezinerlerin Özellikleri	40
1.2.4.3 Kompozit Rezinerlerin Sınıflandırılması	42

1. 2. 4. 4 Kompozit Rezin Restorasyonlarda Klinik	
Başarı	50
1. 2. 4. 5 Tamir Materyalleri Olarak Kompozit Rezinler	53
1. 2. 5 Bonding Sistemleri	55
1. 2. 5. 1 Bonding Sistemlerin Sınıflaması	59
1. 2. 6 Ağız İçi Porselen Tamir Yöntemleri ve Materyalleri	62
1. 2. 6. 1 Ağız İçi Tamirin Önemi	65
1. 2. 6. 2 Ağız İçi Porselen Tamir Yöntemleri	66
1. 2. 6. 2.1 Yüzey Preparasyonları	67
BÖLÜM II GEREÇ VE YÖNTEM	74
2. 1 İnvitro Çalışma	74
2. 1. 1 Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi	89
2. 1. 2 Taramalı Elektron Mikroskobu	91
2. 2 İnvivo Çalışma	92
2. 3 İstatistiksel Değerlendirme	110
BÖLÜM III BULGULAR	111
3.1 İnvitro Çalışma Bulguları	111
3. 1. 1 Profilometre İle Yüzey Pürüzlülüğü İnceleme	
Sonuçları	127
3. 2 İnvivo Çalışma Bulguları	129
3. 3 Taramalı Elektron Mikroskobu Bulguları	133
BÖLÜM IV TARTIŞMA	155
BÖLÜM V SONUÇ	176

BÖLÜM VI ÖZET	179
BÖLÜM VI ABSTRACT	182
BÖLÜM VII KAYNAKLAR	185
EKLER	223



ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1. Metal ile porselen bağlantısı mekanizmalarının şematik görünümü	16
Şekil 2. Porselen ile metalin ısıl genleşme katsayıları arasındaki ilişki	22
Şekil 3. Metal ile porselenin ısıl genleşme katsayıları arasındaki ilişki	23
Şekil 4. Ni ve Cr iyonlarının porselenin içine difuze olmalarından kaynaklanan kırık	24
Şekil 5. Porselende oksit tabakasından kaynaklanan kırılma	25
Şekil 6. O'Brien'e göre metal ile porselen kırılmaları	26
Şekil 7. Bağlanmış parçalara uygulanan çekme testi	30
Şekil 8. Çekme direnci testi için kullanılan düzenek	30
Şekil 9. Bağlanmış parçalara uygulanan makaslama testi	30
Şekil 10. Makaslama testi için kullanılan düzenek	30
Şekil 11. Kompozit rezinlerin yapısı	36
Şekil 12. Bis glisidilmetakrilat (BIS-GMA), Üretan dimetakrilat (UDMA), Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA)'nın açık kimyasal formülleri	37
Şekil 13. Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikül büyüklüklerine göre sınıflandırılması	44
Şekil 14. Heterojen kompozitlerin elde edilişi	46

Şekil 15. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerde görülen büzülme	48
Şekil 16. Işık ile polimerize olan kompozit rezinlerde görülen büzülme	49
Şekil 17. Kompozit rezinlerde polimerizasyona bağlı olarak oluşan büzülme	51
Şekil 18. Değim açısı	57
Şekil 19. Hidroksietil metakrilat (HEMA)'nın açık formülü	59
Şekil 20 A. Porselen yüzey ile silan bağlayıcı materyal arasındaki kimyasal reaksiyon	70
Şekil 20 B. Porselen yüzey-silan bağlayıcı materyal-kompozit materyal arasındaki kimyasal bağlantı	70
Şekil 21. Ağız içi porselen tamiri aşamaları	86

TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması	43
Tablo 2. Kullanılan ağız içi porselen tamir materyallerinin içerikleri	79
Tablo 3. Grup, malzeme, uygulama ve gün değerlerinin istatistiksel değerlendirme sonuçları	112
Tablo 4. Metal grubunda bulunan örneklerin bağlanma dirençleri, porselen ve metal-porselen grubunda bulunan örneklerin bağlanma dirençlerinden istatistiksel olarak farklıdır	113
Tablo 5. Metal grubundaki örneklerin malzeme, uygulama ve gün alt gruplarına göre istatistiksel değerlendirilmeleri	114
Tablo 6. Metal grubundaki örneklerin istatistiksel değerlendirme sonuçlarına göre; malzeme, uygulama ve gün değerleriyle olan ilişkileri	115
Tablo 7. Test edilen tamir setlerinin metal grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri	115
Tablo 8. Test edilen yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin metal grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri	115
Tablo 9. Test edilen örneklerin suda bekletme sürelerinin metal grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri	116

Tablo 10. Metal grubunda bulunan örnekler için kullanılan tamir setlerinin bağlanma dirençleri, istatistiksel olarak farklı değerler verilmiştir	116
Tablo 11. Metal grubunda bulunan örneklerin suda bekleme sürelerine göre verdikleri bağlanma dirençleri, istatistiksel olarak farklı değerler verilmiştir	116
Tablo 12. Metal-Porselen grubundaki örneklerin malzeme, uygulama ve gün alt gruplarına göre istatistiksel olarak değerleri	117
Tablo 13. İstatistiksel değerlendirme sonuçlarına göre metal-porselen grubundaki örneklerin; malzeme, uygulama ve gün değerleriyle olan ilişkileri	118
Tablo 14. Test edilen tamir setlerinin metal-porselen grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri	118
Tablo 15. Test edilen yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin metal-porselen grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri	118
Tablo 16. Test edilen örneklerin suda bekleme sürelerinin metal-porselen grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri	119
Tablo 17. Metal-Porselen grubunda bulunan örnekler için kullanılan tamir setlerinin bağlanma dirençleri arasındaki farklar verilmiştir	119

Tablo 18. Metal-Porselen grubunda bulunan örneklere uygulanan bekleme sürelerine göre istatistiksel olarak farklı olmayan bağlanma dirençleri değerleri	119
Tablo 19. Porselen grubundaki örneklerin malzeme, uygulama ve gün alt gruplarına göre istatistiksel değerleri	120
Tablo 20. İstatistiksel değerlendirme sonuçlarına göre porselen grubundaki örneklerin; malzeme, uygulama ve gün değerleriyle olan ilişkileri	121
Tablo 21. Test edilen tamir setlerinin porselen grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri	121
Tablo 22. Test edilen yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin porselen grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri	121
Tablo 23. Test edilen örneklerin suda bekleme sürelerinin porselen grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri	121
Tablo 24. Porselen grubunda bulunan örnekler için kullanılan tamir setlerinin bağlanma dirençleri arasındaki farklar	122

Tablo 25. Porselen grubunda bulunan örneklerin suda bekleme sürelerine göre bağlanma dirençleri arasındaki farklar	122
Tablo 26. Metal, metal-porselen ve porselen gruplarına uygulanan farklı yüzey pürüzlendirmelerin profilometrik değerlendirme sonuçları	127
Tablo 27. İnvivo olarak uygulanan porselen tamir setlerinin hastalara göre dağılımları	129
Tablo 28. Ağız içi porselen tamir setleri uygulanmadan önce yapılan yüzey tedavilerinin hastalara göre dağılımları	129
Tablo 29. İnvivo olarak yapılan porselen tamiri yöntemlerinin hastalara göre dağılımları	130
Tablo 30. Ağız içinde restorasyonda meydana gelen kırık alanlarının hastalara göre dağılımları	130
Tablo 31. Ağız içinde meydana gelen porselen kırığının bulunduğu restorasyon elamanlarının hastalara göre dağılımları	130
Tablo 32. Ağız içinde meydana gelen porselen kırığından sonra kalan yüzeyin hastalara göre dağılımları	130
Tablo 33. İnvivo restorasyonların ağızda taşınma sürelerinin hastalara göre dağılımları	130
Tablo 34. İnvivo olarak kırık bölgesinin hastalara göre dağılımları	131

RESİM LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Resim 1. Tamir uygulamasından önce metal, metal-porselen ve porselen örnekler	74
Resim 2. Dökümden çıkmış,kaba tesviyesi yapılmış metal örnekler	75
Resim 3. Örnek yüzeylerinin zımparalandığı cihaz	77
Resim 4. Ağız içi kumlama cihazı	78
Resim 5. Tamir malzemeleri uygulandıktan sonra örnekler	79
Resim 6. Silux Plus tamir seti	81
Resim 7. Ceramic Repair tamir seti	82
Resim 8. Silistor tamir seti	83
Resim 9. Porcelain Liner M tamir seti	84
Resim 10. Porcelain Etch tamir seti	85
Resim 11. Örnekler termal döngü cihazında test edilirken	87
Resim 12. Universal test cihazı	88
Resim 13. Örnekler tutucu kol yardımıyla instron cihazında test edilirken	89
Resim 14. Profilometre cihazı ve yüzey pürüzlülüğünün ölçümü	89
Resim 15. Örnek yüzeylerinin zımparalandığı cihazlar	90
Resim 16. Makaslama testinden sonra altın kaplama yapılmış örnekler	91
Resim 17. Cimara tamir seti	93
Resim 18. Vak'a 1 Başlangıç, Bitiş, Kontrol	96

Resim 19. Başlangıç, Bitiş	97
Resim 20. Başlangıç, Bitiş	98
Resim 21. Başlangıç, Bitiş, Rubber-Dam uygulaması	99
Resim 22. Başlangıç, Bitiş	100
Resim 23. Başlangıç, Bitiş, Kopan parça	101
Resim 24. Başlangıç, Örgü şeklindeki fiber, Restorasyona fiber yerleştirilmiş, Bitiş	102-103
Resim 25. Başlangıç, Bitiş	105
Resim 26. Başlangıç (Vestibül), Başlangıç (Okluzal), Bitiş (Vestibül), Bitiş (Okluzal)	107
Resim 27. Başlangıç, Bitiş	109
Resim 28. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal yüzeyli örnek (örnek kenarından x35)	133
Resim 29. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal yüzeyli örnek (bağlanma bölgesinden x200)	134
Resim 30. Kumlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal yüzeyli örnek (bağlanma bölgesinden x35)	134
Resim 31. Kumlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal yüzeyli örnek (metal-porselen birleşim bölgesinden x35)	135
Resim 32. Kumlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal yüzeyli örnek (kenara yakın bölgeden x200)	135

Resim 33. Kuşlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal yüzeyli örnek (bağlanma bölgesinden x350)	136
Resim 34. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Porselen yüzeyli örnek (porselenden koheziv kopma x35)	136
Resim 35. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Porselen yüzeyli örnek (bağlanma yüzeyinden x200)	137
Resim 36. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Porselen yüzeyli örnek (bağlanma yüzeyinden x500)	137
Resim 37. Kuşlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Porselen yüzeyli örnek (porselenden koheziv kopma x35)	138
Resim 38. Kuşlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Porselen yüzeyli örnek (porselenden koheziv kopma x200)	138
Resim 39. Kuşlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Porselen yüzeyli örnek (porselenden koheziv kopma x100)	139
Resim 40. Kuşlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Porselen yüzeyli örnek (porselen yüzeyinde kompozit parçaları x150)	139
Resim 41. Kuşlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Porselen yüzeyli örnek (porselenin boşluklu yapısı x200)	140
Resim 42. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek (metal-porselen birleşim bölgesi x35)	140
Resim 43. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek (metal-porselen birleşim bölgesinden x35)	141

Resim 44. Frezle yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen örnek (bağlanma bölgesinden x35)	141
Resim 45. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek (porselende kalan kompozit yüzey x200)	142
Resim 46. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek (metal yüzeyinden görüntü x200)	142
Resim 47. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek (porselen yüzeyinden görüntü x200)	143
Resim 48. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek (metal yüzeyinden x200)	143
Resim 49. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek (metal yüzeyinden x200)	144
Resim 50. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek (porselende uniform olarak kompozit parçaları x200)	144
Resim 51. Kumlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek (metal-porselen birleşim bölgesinden x35)	145
Resim 52. Kumlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek (metal yüzeyinden x200)	145

Resim 53. Kumlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek (porselen yüzeyinde kompozit parçaları x200)	146
Resim 54. Kumlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek (metal-porselen birleşim bölgesinden x200)	146
Resim 55. Kumlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal- Porselen örnek (porselen yüzeyi x200)	147
Resim 56. Metal kontrol (x1000)	148
Resim 57. Metal aluminyumoksit ile kumlama (x1000)	148
Resim 58. Metal fosforik asit (x1000)	149
Resim 59. Metal frez (x1000)	149
Resim 60. Metal hidroflorik asit (x1000)	150
Resim 61. Metal-Porselen kontrol (x1000)	150
Resim 62. Metal-Porselen hidroflorik asit (x1000)	151
Resim 63. Metal-Porselen aluminyumoksit ile kumlama (x1000)	151
Resim 64. Porselen kontrol (x1000)	152
Resim 65. Porselen aluminyumoksit ile kumlama (x1000)	152
Resim 66. Porselen fosforik asit (x1000)	153
Resim 67. Porselen frez (x1000)	153
Resim 68. Porselen hidroflorik asit (x1000)	154

GRAFİK

Sayfa No

Grafik 1. Tamir setlerinin gruplara göre bağlanma direnci değerleri	124
Grafik 2. Yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin gruplara göre bağlanma direnci değerleri	125
Grafik 3. Örneklerin suda bekleme sürelerine göre bağlanma direnci değerleri	126
Grafik 4. Porselen tamiri uygulanan hastaların 3 yıllık klinik takibi sonucunda gösterdikleri başarı	132



BÖLÜM I

GİRİŞ

Protetik dişhekimliğinde porselenlerin sıkça kullanımı henüz yeni olmasına rağmen, dayanıklı ve estetik bir materyal gereksinimi çok eskilere dayanmaktadır. Yüzyıllar boyu farklı birçok medeniyetten insanlar, dişleri sağlık, gençlik, güzellik ve asalet için tamamlayıcı bir unsur olarak kabul etmişlerdir. Farklı kültürler zaman içerisinde moda, dini ve mistik inançlar gibi sebeplerden dolayı dişlerin görünümelerini değiştirme gereksinimi duymuşlardır. (192, 11).

1950'lerin ortalarından beri metal destekli porselenler dişhekimliğinde yaygın bir kullanım alanı bulmuşlardır. Ancak, porselen materyalinin kırılğan yapısından dolayı restorasyonlarda kırılmalar meydana gelebilmektedir. Bu durum, restorasyonun tamamen bozulmasına neden olmamakla birlikte, hasta ve hekime estetik ve fonksiyon açısından sorun yaratabilmektedir. Tamiri için çıkartılamayan çok üyeli metal destekli porselen bir sabit restorasyondaki kuronlardan birinin porseleninin kırılması, özellikle de bu restorasyon anteriorda yer alıyor ise ve protezi yerinden uzaklaştırıp yeniden yapmak için başka bir endikasyon yoksa, ciddi bir sorunla karşılaşmış demektir. Eğer kuron hassas tutuculu veya teleskoplu hareketli parsiyel protez içeren bir tüm ağız rehabilitasyonunun bir parçası ise, sorun daha da büyük hale gelir (19, 135). Ağız içi porselen tamirine başlamadan önce kırık sebebinin belirlenmesi son derece önemlidir. Restorasyonda meydana gelen kırığın nedeni tek olabileceği gibi, birçok faktörün bir araya gelmesi ile de meydana gelmiş olabilir (234).

Porselenin doğasından dolayı ağız içinde yeni porselen ilavesi mümkün değildir. Bu nedenle de ağız içi porselen tamir yöntemleri geliştirilmiştir. Bunun

sonucunda da hasta ve hekim için restorasyonun ağızdan çıkartılması sırasında yaşanabilecek ağrı, kalan dişlerde oluşabilecek harabiyet, zaman kaybı, ekonomik yönden meydana gelebilecek kayıplar önlenmiş olur (44, 127, 315, 185). Kırılmış restorasyonu ağızdan çıkartmadan tamir edebilmek hasta ve hekim için memnuniyet verici bir durumdur. Fakat restorasyonun kalan kısmı ile tamir edilen kısmı arasındaki bağlantı fonksiyonel kuvvetlere karşı dayanabilecek güçte ve durumda olmalıdır (19).

Porselen tamirinin başarısı çoğunlukla porselen veya metal ile kompozit rezin materyali arasındaki bağlanma direnci ile ilişkilidir (234). Bağlanma yöntemleri ve tamir sistemleri ile ilgili bazı çalışmalar literatürde yer almaktadır.

Dişhekimliğinde, γ -metakril-oksipropil trimetoksisilan yapısında olan silan bağlayıcı ajanlar cam yüzeyini modifiye etmek için sıklıkla kullanılırlar. Böylece yüzey polimerlere karşı afinite kazanır. Yüzeğe uygulanıp kurutulduktan sonra, kuvvetli bir kimyasal bağlanma meydana gelir. Silan uygulanan yüzeyin metakrilat grubu ile rezinin metakrilat grubu bağlanır (197, 220, 248, 73, 180, 304, 319). Ağız içi porselen tamirinde de silanın kullanılmasını öneren pekçok araştırmacı vardır. Bunlar arasında Beck, Bailey, Cochran, Diaz-Arnold, Gregory, Matsumura, Pratt ve Suliman sayılabilir (19, 10, 55, 85, 116, 196, 262, 305).

İki materyal arasındaki adezyonun sağlanabilmesi ve bu bağlantının uzun süreli olması için bazı koşullara dikkat edilmesi gerekmektedir. Adezivın yapışma yüzeyi ile olan temasında; yüzeylerin temizliği, aderentin ıslanabilirliği, adezivın vizkositesi, aderentin yüzey özellikleri ve pürüzlülüğü önem taşımaktadır (277). Özellikle ağız içi porselen tamirinde uygulama sahası sürekli

ağız ortamına açık olduğu için, tamir işlemine başlamadan önce bu kısım mutlaka pomza ve düşük devirli bir anguldruva yardımı ile su soğutması altında temizlenmelidir. Bu işlem ayrıca sigara içen hastalarda nikotin artığının restorasyondan uzaklaştırılması için de önemlidir.

Herhangi bir bonding işleminde başarıya ulaşabilmek için iki anahtar basamak önem taşımaktadır. Birinci basamak bağlanacak yüzeyin uygun şekilde hazırlanması, ikincisi ise kaliteli bir bonding sisteminin doğru uygulanmasıdır. Bu basamaklardan herhangi birisinde yapılacak bir hata, restorasyonda mutlak başarısızlığa yol açar (79).

Topikal asit uygulamaları ağız içi porselen tamir sistemlerinde özellikle rezinin porselene bağlanmasında kullanılan çok popüler bir yöntemdir. Bu amaç için çeşitli konsantrasyon ve uygulama sürelerinde hidroflorik asit, fosforik asit ve asidüle fosfat florür tercih edilmektedir. Bu yöntemlerin en büyük avantajları hasta ağızında çok kolay uygulanabilmesi ve gerektiğinde tekrar edilebilmesidir.

Kompozit rezin ile restorasyonun kırık parçası arasında mikroretansiyon sağlanabilmesi için frezlerden ve alüminyumoksit, silikaoksit gibi kumlarla birlikte kullanılan hava abrazyonundan yararlanılabilir. Bu işlemler özellikle kırık yüzeyinin metal olduğu durumlarda tercih edilmektedir.

Restorasyonların ağız içi tamirlerinde daha iyi bağlanma direnci sağlamak için kombine yüzey tedavileri de önerilmektedir. Kombine uygulamalar içerisinde; asit ve silan, kumlama ve silan, frezle pürüzlendirme ve asit uygulamaları ile kombinasyonları hem mekanik hem de kimyasal bağlanma açısından kullanılmaktadır.

Porselen kırığının tamirinde, özellikle restorasyonun küçük bir kısmının zarar gördüğü durumlarda, kompozit rezinler yaygın olarak kullanılmaktadır. Burada kullanılan kompozitin partikül boyutları, rengi, polimerizasyonu önemli noktalardır.

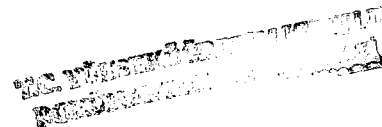
Dental materyallerin bağlanma dirençlerini ağız içi ve çevre dokularında karşılaştığı stresler altında değerlendirmek malzemenin klinik seyri açısından önemlidir. Bu nedenle invitro çalışmalarda aynı koşulları, ortamı yaratmak ve testleri bu koşullarda yapmak gereklidir. Test edilen örneklere termal döngü uygulamak ve suda bekletmek, önerilen yöntemlerdir.

Literatürde porselen tamir materyalleri ile ilgili, yukarıda sözü edilen invitro koşulları değerlendirerek yapılan çalışmalar olmasına karşın, bu kriterlerin tümünü aynı çalışma içinde değerlendiren ve fazla sayıda tamir materyalinin test edildiği bir çalışmaya rastlanamamıştır.

Kırılan porselen restorasyonların tamiri veya metal-porselen bağlanmasında oluşan hatalar, klinikte hekimin büyük uğraş vermesini gerektiren durumlardır. Buna rağmen literatürde, tamir materyallerinin klinik performanslarını gösteren çok az sayıda çalışma mevcuttur (236, 65). Ağız içi ve çevre dokuların etkileşim içinde olması ve dental restorasyonların yüzey yapılarının çeşitliliği klinik olarak meydana gelen kırıkların tanımlanmasını zorlaştırır. Porselen sabit restorasyonun simantasyonundan sonra materyalin mekanik direncinden daha çok diğer faktörler önemli rol oynamaktadır (236).

Bu çalışmanın amacı; metal destekli porselen restorasyonların kırılması sonucunda karşılaşılan ;

Metal, porselen ve metal-porselen yüzeyleri üzerine,



1. Frezle ve aluminyumoksit partikülleri ile kumlama yaparak oluşturulan yüzey pürüzlendirmesini takiben,
2. Tamir işleminde sıkça kullanılan beş farklı ağız içi porselen tamir setini uygulayarak hazırlanan örnekleri,
3. Bir gün, bir hafta ve bir ay süreyle distile suda beklettikten sonra, tüm örneklere termal döngü de uygulayarak, bağlanma direncini karşılaştırmalı olarak test etmektir. Ayrıca bağlanma direnci testi sonucunda meydana gelen kırık bölgelerini ve yüzey pürüzlendirmelerini profilometrik olarak incelemek ve takiben oluşan retansiyon alanlarını taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile değerlendirmektir.

Çalışmanın hasta üzerinde yürütülen invivo bölümünde amaçlanan ise; ağızlarında taşıdıkları porselen köprülerin değişik bölgelerinde çeşitli nedenlerden dolayı meydana gelmiş kırıklara altı farklı porselen tamir setini uygulayarak, 3 yıllık takipler sonucunda tamir materyallerinin performanslarını klinik olarak değerlendirmektir.

1.1. TARİHÇE

Dental teknoloji M.Ö. 700'lerde Etruria'da ve M.Ö. 1. Yüzyıl boyunca Roma'da varolmasına rağmen 18. Yüzyıla kadar gerçek bir gelişme gösterememiştir. 18. Yüzyıl boyunca yapay dişler için seçilen materyaller; insan dişleri, insan dişlerinin şekil ve boyutuna uygun olarak yontulan hayvan dişleri, fildişi ve son olarak mineral veya porselen dişlerdir (164).

Porseleni M.Ö. 50 yılında Çinli seramistler geliştirmişlerdir (151, 202). Bilim adamları 17-18. Yüzyıl boyunca Çin Porseleninin laboratuvar deneyleri ile sentezini yapmaya çalışmışlar, bu nedenle porselen, bilim adamlarının laboratuvar çalışmalarına konu olan ilk materyallerden biri olmuştur. Porselen üzerinde ilk laboratuvar deneyleri 1708 yılında yapılmış ve porselenin dişhekimliğinde restoratif materyal olarak kullanılma fikri ise ilk kez 1717 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından ortaya atılmıştır. İlk porselen dişler 1808'de Paris'te çalışan İtalyan dişhekimisi Guissepangelo Fonzi tarafından gerçekleştirilmiştir. 1889'da Dr. Charles H. Land porselen jaket kuron uygulamasını yapmıştır (74).

Metaller ve alaşımlar, dişhekimliğinde çok geniş kullanım alanı bulmaktadırlar. Alaşımların bu kadar yaygın kullanılması Dr. Taggart'ın 1907'de bugün halen kullanılan döküm yöntemini açıklaması ile başlamıştır. Dökümlerde kullanılan ilk metal saf altındır. 1930'larda dünyada görülen ekonomik bunalım sırasında, bölümlü protezlerde altın alaşımlarının yerine Krom-Kobalt alaşımları kullanılmaya başlanmıştır (345).

Metal-porselen tekniğinin başlangıcı, 1954 yılında Pentel ve Coll'un İridyum-Platin alaşımından dökümünü gerçekleştirdikleri, dişe ajuste edilmiş bir

kurona direkt porselen pişirmeleri ile başlamış kabul edilmektedir. 1956 yılında kuron-köprü yapımında porseleni altın alaşımı ile birleştirmek için yoğun çalışmalar yapılmıştır. 1960'ların başlarında metal-porselen bağlantılı sistemlerde teknik, yöntem ve malzemeler alanında büyük gelişmeler olmuştur. 1962 yılında Shell ve Nielsen, alaşım içindeki İndiyum ve Kalayın metal ile porselen arasında kimyasal bağlantının gelişmesinde önemli olduğunu göstermişlerdir. Kalay ve İndiyumun, kimyasal bağlantının temeli olan yüzey oksitlerini meydana getirdiği teorisini kurmuşlardır. Ticari olarak ilk başarılı metal-porselen kombinasyonu Dr. Abraham Weinstein'a aittir. 1970 yılında ise kıymetsiz metal alaşımlarla birlikte kullanılabilen porselen geliştirilmiştir. McLean dişhekimliğinde kullanılan porseleni kısmen camı yapıda, aşırı soğutulmuş sıvı şeklinde bir yapı veya kristal yapıda olmayan katı olarak tanımlamıştır. 1984 yılında dişhekimliğinde kullanılan porselen tozları için ilk uluslararası standart yayınlanmıştır (ISO 6872-1984) (74).

1970'li yıllarda metal-porselen restorasyonlarda meydana gelen kırıkların ağızdan çıkarılmadan tamir edilmesi için çeşitli yöntemler geliştirilmeye başlanmış ve bu amaçla restoratif rezinlerden yararlanılmıştır. 1973 yılında Ibsen ve Portnoy rezin kompozitleri kullanarak direkt tekniği tarif etmişlerdir (237).

Mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan kompozit rezinler 1962 yılında Dr. Ray Bowen tarafından tanıtılmış ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir. Buonocore 1955 yılında asitle pürüzlendirme işlemini gerçekleştirerek restoratif dişhekimliğine adezyon açısından yeni bir boyut kazandırmıştır (70). 1986 yılında Lividitis asit bazlı jelleri kullanmıştır (237).

1.2. GENEL BİLGİLER

1.2.1. METAL DESTEKLİ PORSELEN RESTORASYONLAR

Dental porselenin çekme ve makaslama kuvvetlerine karşı direnci zayıf olduğundan bu tür kuvvetler karşısında kolayca kırılabilmektedir. Porselenin direncini arttırabilmek için metal alt yapıli porselen sistemleri geliştirilmiştir (202).

Metal destekli porselen restorasyonlarda metalin porselenle kullanılmasının amacı, döküm alaşımlarının olumlu özellikleri ile porselenin estetik özelliklerini birleştirmektir. Porselen estetiği sağlarken, metal alt yapı uyumu ve dayanıklılığı sağlar (9, 140, 202, 221, 341). Metal alt yapıli porselen çalışmalarında iki ayrı özellikte materyal kullanıldığı için iki materyalin birbirleri ile uyum sağlaması gerekmektedir. Johnston ve arkadaşları metal ve porselenin uyumu konusunda aşağıdaki koşulları öne sürmektedirler (155);

1. Porselen ve metalin ergime ısıları ve ısı genleşme katsayıları birbiriyle uyumlu olmalıdır.
2. Metal alaşımlarının sertlikleri yüksek, elastisiteleri düşük olmalıdır.
3. Metal alaşımı ile porselen arasındaki bağ kuvvetlerinin en yüksek düzeyde olması gereklidir.

Craig ise başarılı bir metal destekli porselen restorasyon yapılabilmesi için metal ve porselenin; mekanik, kimyasal, termik ve estetik açıdan birbirleriyle uyumlu olmaları gerektiğini ifade etmektedir (60).

1.2.1.1. Metal Alaşımı

Dental amaçlarla kullanılan alaşımlar, genellikle erimiş halde birbirleri içinde çözünen iki veya daha fazla metalin birleşmesiyle meydana gelirler. Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan metal alaşımlarının sahip olmaları gereken bazı özellikleri vardır, bunlar sırasıyla;

1. Ağızda stabil (korozyona uğramadan) kalabilmeleri,
2. Yüksek mekanik özelliklerinin olması,
3. Düşük uzama yüzdesine sahip olmaları,
4. Bağlayıcı oksitler oluşturmaları,
5. Porselen kitlenin yanma ısısının yaklaşık 150°C altında sertleşme noktasına sahip olması,
6. Koordineli ısıl genleşme katsayılarının olması,
7. Fırınlamadan önce veya sonra lehimlenebilme özelliklerinin olması,
8. Diğer alaşımlar ile kombine edilebilme özelliklerinin olması,
9. İnce grenli olmaları,
10. Termal stabilite ve akma dirençlerinin olması gerekmektedir (9, 320).

Metal alt yapılı porselen çalışmalarında kullanılan metal alaşımları sertliklerine ya da içerdikleri kıymetli metal oranlarına göre sınıflandırılmaktadırlar. Kuron-köprü protezi yapımında kullanılan metal alaşımları sertliklerine göre Türk Standartları Enstitüsü (TSE) tarafından 10918 numara ile aşağıdaki şekilde sınıflandırılmıştır;

Tip 1: Yumuşak (Vickers sertliği 40-75)

Tip 2: Normal (Vickers sertliği 70-100)

Tip 3: Sert (Vickers sertliği 90)

Tip 4: Çok sert (Vickers sertliği 130-250)

İçerdikleri kıymetli metal oranlarına göre ise alaşımlar şu şekilde sınıflandırılmaktadır;

1. Kıymetli Metal Alaşımları

a) Yüksek altın içerenler

- 1- Altın (Au), Platin (Pt), Palladyum (Pd) alaşımları; %84-86 Au, %4-10 Pt, %5-7 Pd
- 2- Altın (Au), Platin (Pt), Tantalyum (Ta) alaşımları; %80-85 Au, %6-10 Pt, %5-10 Ta

b) Düşük altın içerenler

- 1- Altın (Au), Gümüş (Ag) alaşımları; %60-65 Au, %40-45 Ag
- 2- Altın (Au), Palladyum (Pd), Gümüş (Ag) alaşımları; %50-55 Au, %25-30 Pd, %10-15 Ag

c) Altın içermeyenler

- 1- Platin (Pt), Palladyum (Pd) alaşımları; %60-65 Pt, %40-45 Pd
- 2- Platin (Pt), Palladyum (Pd), Gümüş (Ag) alaşımları; %50-60 Pt, %20-30 Pd, %10-20 Ag
- 3- Palladyum (Pd), Gümüş (Ag) alaşımları; %50-60 Pd, %35-45 Ag

2. Kıymetsiz Metal Alaşımları

- a) Nikel (Ni), Krom (Cr) alaşımları; %60-80 Ni, %10-20 Cr, %2-8 Mo
- b) Kobalt (Co), Krom (Cr) alaşımları; %55-65 Co, %25-35 Cr, %2-8 Mo
- c) Nikel (Ni), Kobalt (Co), Krom (Cr) alaşımları; %40 Ni, %35-40 Co, %10-30 Cr

d) Titanyum (Ti) ve Titanyum alaşımları; Saf Ti: %90 Ti, %6 Al, %4 V; %85 Ti, %15 V; %80 Ti, %20 Cu; %70 Ti, %30 Pd

Kıymetsiz metal alaşımları içine esas metallerin yanı sıra Tungsten, Molibden, Aluminyum, Demir, İndiyum, Kalay, Manganez, Silisyum, Boron, İridyum ve Karbon gibi elementler, alaşımın özelliklerini geliştirmek amacıyla katılmaktadır (342).

Metal destekli porselen çalışmalarında, kıymetsiz metal kullanılmasının bazı avantajları yanında dezavantajları da söz konusudur.

Kıymetsiz metal alaşımlarının kıymetli metal alaşımlarına göre avantajları;

1. Maliyetleri daha düşüktür,
2. Yüksek elastikiyet modülüne sahiptirler,
3. Yüksek akma direnci gösterirler,
4. Yüksek elastik limitine sahiptirler,
5. Yoğunlukları Altın alaşımlarının yaklaşık yarısı kadardır,
6. Düşük termal diffüzyon hızına sahiptirler,
7. Yüksek erime derecesine sahiptirler (41, 60, 137, 198, 202, 212, 218, 320, 341).

Kıymetsiz metal alaşımlarının kıymetli metal alaşımlarına göre dezavantajları ise;

1. Çalışma teknikleri ve manipülasyonları daha zordur.
2. Oksit oluşumu porselene bağlantıyı etkiler.
3. Nikel içerikli alaşımlarda Nikel allerjisi riski.
4. Berilyum ve Nikel'in toksik özellikleri.
5. Dişlerden çıkarılma zorlukları.

6. Özel mumlama ve revetmanlama tekniklerinin gerekliliği.
7. Fırınlama boyunca Nikel esaslı alaşımların direnç ve sertliğinin azalması.
8. Farklı ısıl genleşme katsayısından kaynaklanan çatlaklar.
9. Isıtma ve soğutma sırasında oksidasyon formasyonunun kontrol altına alınamaması.
10. Dökümde yüksek oranda kontraksiyon meydana gelmesi.
11. Bağlantının deneysel ve klinik açıdan tam sağlanamamış olması.
12. Porselenin rengini etkilemesi gibi özelliklerdir (60, 140, 198, 221, 264, 320).

1.2.1.2. Porselen

10.000 yıl önce taş devrinin en sofistike materyali olan porselenler; ısıya dayanıklı yapısı, sertliği ve kimyasal yapısı ile günümüzde de en çok kullanılan materyaller arasındadır (251). Dört oksijen atomu arasına sıkışan bir silisyum atomunun oluşturduğu (SiO₄) tetra hedra yapısında bir bileşim olup esas olarak üç ana maddeden meydana gelmektedir;

Feldspat; %70-80 ile porselen içeriğinde en büyük orana sahiptir. Kimyasal olarak K₂O Al₂O₃ 6SiO₂ (potasyumalüminyum silikat) ve Na₂O Al₂O₃ 6SiO₂ (albit) karışımıdır. Kristal opak bir madde olup camsı fazı sağlar. Eritici ve birleştirici olarak etki eder. Porselene akıcılık ve şeffaflık verir. (26, 60, 155, 202, 221, 341, 345).

Kuartz; %25-30 ile dental porselenin ikinci büyük yapı taşıdır. Silisik anhidrittir. Silika kumu ve kuartize formunda kullanılır. Matriks içinde doldurucu görevi yapar, pişirme işlemi sonucunda ortaya çıkabilecek büzölmeleri önler.

Porselenin şeffaflığında ve pişirme sırasında serbest duran porselen restorasyonun şeklinin korunmasında görev alır (345, 342, 61, 202, 341).

Kaolin; Porselende %1-3 oranında bulunur. Toprak ve kil mineralleri içerir. Kimyasal olarak $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$ (hidrataluminasilikat)'tır. Porselene opaklık özelliğini verir. Su ile karıştırıldığında yapışkan bir hale gelir ve karışıma elastikiyet verdiğinden, seramik hamurunun elde edilebilmesini de kolaylaştırır (345, 202, 341, 60).

Bu temel maddelere, renk oluşumunda etkili olması amacı ile metal oksitler ilave edilir. Titanyum Oksit, Manganez Oksit, Demir Oksit, Kobalt Oksit, Bakır Oksit ve Nikel Oksit bu metalik pigmentler arasında sayılabilir (3, 60, 202, 251, 345).

Porselenler pişirilme ısılarına göre;

1. Yüksek Isı Porselenleri; 1300°C (2372°F)
2. Orta Isı Porselenleri; 1101-1300°C (2013-2072°F)
3. Düşük Isı Porselenleri; 850-1100°C (1562-2012°F)
4. Çok Düşük Isı Porselenleri; <850°C (1562°F) olarak sınıflandırılabilirler (251).

İçeriklerine göre;

1. Feldspatik Porselenler
2. Alüminöz Porselenler
3. Metal Bağlı Porselenler olarak sınıflandırılırlar (202, 342).

Porselen materyalinin avantajları;

1. Mekanik etkilere (baskı kuvvetlerine) karşı dirençlidir.
2. Kimyasal gıdalara ve ağız sıvılarına karşı dirençlidir.

3. Renk değiştirmez.
4. Boyutsal olarak stabildir.
5. Isıl genleşme katsayısı diş dokusuna yakın değerdedir.
6. İnternal ve yūzeysel olarak boyanabilir ve eteklenebilir.
7. Su emme özelliği yoktur.
8. Glazūr yapılmıř porselen yūzeyi ūzerine plak birikimi minimum dūzeydedir.
9. Doğal dişlerdeki benzer şekilde renk ve ışık geğirme özelliğine sahiptir.
10. Isı ve elektrik akımını zayıf iletir.

Porselen materyalinin dezavantajları;

1. Rijit bir madde olduęu için ūzerine gelen gerilim ve makaslama kuvvetlerini tolere edemez.
2. Metal alt yapı ile yeterince desteklenmediğinde kırılabilir.
3. Rengi hemen hemen sabit kaldığından komşu dişlerin zamanla renklenmesi durumunda estetik uyumu kaybolabilir.
4. Piřme sırasında geniř būzūlme katsayısına sahiptir.
5. Esnekliği azdır (3, 63, 69, 140, 221, 341, 342).

Metale bağlanan porselenin aşağıda belirtilen özellikleri gōstermesi gerekir (4);

1. Uygun bir pişme ısısı,
2. Metal ile iyi bağlantı kurma özelliği,
3. Yırılma ve basınca karşı yeterli direnç,
4. Belirli bir būzūlme,
5. Renk değiştirmeme,
6. Doğal dişlere benzer şeffaflık gibi özelliklere sahip olmalıdır.

1.2.2. KIYMETSİZ METAL ALAŞIMI – PORSELEN BAĞLANTI SİSTEMİNDE ETKİLİ FAKTÖRLER

Metal destekli porselen restorasyonların klinik başarısı, alaşım-porselen bağlantısının bütünlüğüne ve direncine bağlıdır (33). Metal alaşımı ile porselen arasındaki bağlantı genel olarak üç mekanizma ile ortaya çıkmaktadır; %52 kimyasal, %22 mekanik, %26 basınç (202, 221, 9, 27). Yamamoto, porselen ile metalin bağlanma mekanizmasını şu şekilde sınıflandırmaktadır (341);

1. Mekanik Bağlanma

a) Makroskobik pürüzlendirme

1- Aşındırma

2- Kumlama

b) Mikroskobik pürüzlendirme

1- Oksidasyonla pürüzlendirme

2- Metal yüzeyin eriyen camla elektrokimyasal korozyonu

3- Tane tutucuların seçici oksidasyonu

4- Asitleme (ön muamele)

5- Dentritik kristallerin çöktürülmesi (camda bulunan metal oksidin redüksiyonu ile)

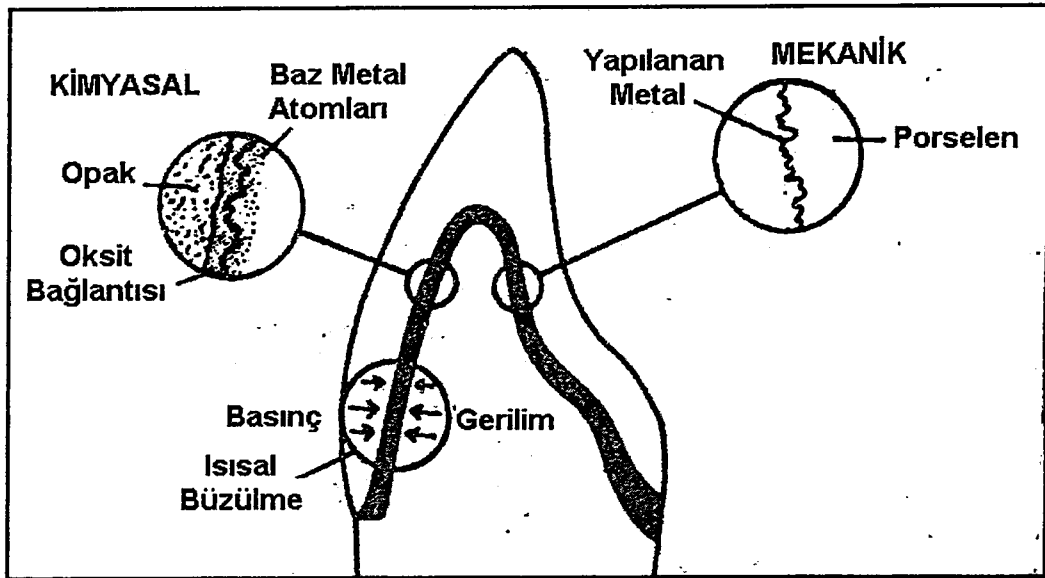
2. Kimyasal Bağlanma

3. Dentritikal Bağlanma

4. Geçiş Fazına Bağlı Bağlanma

5. Van der Waals Kuvvetleri İle Oluşan Bağlanma

Metal ile porselen bağlantısı mekanizmalarının şematik görünümü Şekil 1'de gösterilmiştir.



Şekil 1. Metal ile porselen bağlantısı mekanizmalarının şematik görünümü.

Mekanik bağlantı; metal ile porselen arasında yüzeylerin kilitlemesi ile oluşan tutunmadır (3, 61, 150, 206, 341). Oksit tabakasına ilave olarak kumlama ile sağlanan yüzey pürüzlülüğünün mekanik kilitlemeyi sağlayabildiği ve porselen bağlantısı için yüzey genişliğini arttırabildiğine dair kanıtlar vardır (206). Ancak yüzey pürüzlülüğünün artırılması ile porselende gerilim odakları ortaya çıkmakta, bu da porselende erken hatalar ile sonuçlanmaktadır (206).

Kimyasal bağlantı; gerçek kimyasal bağlantı, porselenin camsı fazının oksijeni ile okside olmuş metal yüzey arasındaki elektron transferinden kaynaklanır. Böylece metal ile porselen arasındaki kimyasal bağ, elektronların paylaşılması veya transferi ile sağlanır. Metal yüzeyi üzerinde bir oksit tabakasının gelişimi, seramik ile metal arasında bağlanma kuvvetinin oluşmasında önemli bir faktördür (83, 123, 170, 187, 206, 221, 244, 267, 334, 341).

Van der Waals kuvvetleri; kimyasal bir bağlantının olmadığı bir sahada iki atom arasında, birbirlerine yaklaşımlarıyla oluşan elektrostatik ortak reaksiyonla

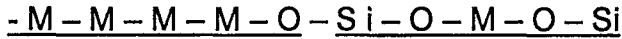
ortaya çıkar. Kimyasal bağlantıdan daha zayıf olduğu belirlenmiştir (22, 206, 221, 290, 341).

Mekanik bağlanmayı engelleyen nedenler arasında;

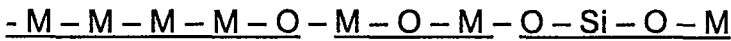
1. Tesviyede hatalı aşındırıcı kullanımı,
2. Tesviyenin tek yönde yapılmaması,
3. Tesviye sırasında metal yüzeyinde oluşan düzensizlikler sayılabilir (324).

Metal ile porselen yüzeyler arasında bir bağlantı tabakası meydana gelir. Bu tabakanın özellikleri, içine iyon diffüze olmamış porselenin özelliklerinden farklıdır. Stresin metale aktarılmasında en zayıf yer, metal porselen bağlantı bölgesidir (322). Kimyasal bir bağlantının oluşması ve korunması için temel gereksinim, bu şekilde atomik ve elektronik yapının devamlılığının karşılıklı arayüzde mevcut olmasıdır (320).

Kimyasal bağlantının en basit şekillerinden biri, metalin (M), oksijen (O) ile birleşerek, metal oksit tabakası oluşturması ve bunun da porselenin Silisyumu ile birleşmesidir (320).



Kıymetsiz Alaşım - Seramik



Kıymetsiz Alaşım - Farklı Oksit - Seramik

McLean, metal yüzeyi üzerinde oksit tabakasının üç şekilde oluşturulabileceğini bildirmektedir. Bunlar (202);

1. Isıtma ile oksit tabakası oluşturan kıymetsiz metal kalıntılarının, kıymetli metal alaşımları içine katılması, ince oksit filmi sağlayacaktır.
2. Direkt olarak alaşım bileşenleri ile yüzeyde oksit oluşturulması. Örneğin; Ni-Cr, Co-Cr alaşımları.
3. In ve Sn gibi okside olabilen metal tabakalarının kaplanması yoluyla. Örneğin, Pt üzerine kalayın elektro-depozisyonu.

Uygun bir oksit tabakasının oluşturulmasında yapılan hatalar aşağıdaki şekilde sıralanabilir;

1. Tekrarlanan fırınlamalarla oksit oluşumu artacağından zayıf bağlantı kuvvetine neden olunabilir (88).
2. Oksidasyon pişirmesi sırasında sıcaklık derecesi çok düşük veya pişirme süresi çok kısa ise, az sayıda bağ oksit molekülleri oluşur. Tersine, sıcaklık derecesi çok yüksekse veya pişirme süresi çok uzunsa oksit tabakası çok kalın olur ve bu her iki durumda bağlantı direncini azaltır (131).
3. Porselen uygulanmadan önce metalin temizlenmesi için, çok kuvvetli asit kullanılması kimyasal bağlanma için gerekli olan yüzey oksitlerini azaltır (202).

Oksidasyon pişirmesi sırasında metal yüzeyinde oluşan oksitlerin aşağıdaki özelliklere sahip olması gerekir (202, 203);

1. Oksidin genleşme katsayısı, alaşımın ve opak porseleninin genleşme katsayısına uygun olmalıdır.

2. Oksit, alaşım yüzeyinde iyi bir adezyon sağlamalı ve porselen tarafından ıslatılabilmelidir.
3. Oksit porselenle reaksiyona girmeli, fakat restorasyonun başarisını etkileyen renk, dayanım, opasite, ısıl genleşme katsayısı gibi seramiğe ait özellikleri değiştirmemelidir.
4. Oksit alaşımın üzerinde çok ince bir tabaka oluşturmalı, fakat inceliğine rağmen porselenin metal ile atomik temasını sağlamalıdır.
5. Oksit korozyona uğramamalı ve evre dokularda toksik etkiler oluşturmamalıdır.
6. Oksit porselen içerisinde eriyebilmelidir.

Baran, Bertolotti, McLean, Yamamoto ve Pask, oksit tabakasının metal-porselen arasında mutlaka olması gerektiğini ve bunun metal ile porselen arasında geçişi sağladığını belirtmişlerdir (13, 23, 202, 341, 244).

Metal destekli porselen restorasyonların laboratuvar çalışmaları sırasında yapılan bazı hatalar sonucu, porselen ile metal arasında uygun fiziksel bağlanma engellenmiş olur. Bu hatalar aşağıdaki şekilde sıralanabilir (131);

1. Dkme yağlı ellerle dokunulması, bu durum ıslanabilirliği zorlaştırmaktadır.
2. Islanabilirlik, dökümün bilyalarla kumlanması ile de etkilenmektedir.
3. Bakır içeren elmas taşların tesviye sırasında kullanımı, metal yüzeyini kirletmektedir. Bakır, Bakıroksit oluşturarak arayüzü renklendirmekte ve bağlantı direncinin azalmasına neden olmaktadır.
4. Çok kuru bir opak karışımının metal alt yapı üzerine uygulanması, metal yüzeyinin yetersiz ıslanmasına yol açar. Porselen titreştirilerek iyice

yoğunlaştırılmadığından; pişirme sırasında porselende çatlaklar ve kabarcıklar oluşur (17).

Craig, metal destekli porselen restorasyonların başarısında etkili faktörleri şu şekilde sıralamaktadır (60);

1. 1150°C'nin üstünde eriyen alaşım kullanılması (1000-1050°C'de minimum bükülme ile),
2. Metal alaşımının 100-150°C altında eriyebilen porselen materyalinin kullanılması,
3. Metal ile porselenin genleşme katsayılarının uygunluğu,
4. Metal ile porselen arasında kuvvetli bir bağın oluşması,
5. Restorasyonun, porselen için yeterli desteği sağlayarak porselendeki kuvvetlere bağlı stresleri minimuma indirecek şekilde dizayn edilmesi,
6. Estetik için porselene yeterli yerin ayrılması,
7. Protezin iyi ajustesini sağlayacak döküm teknikleri,
8. Hastanın diş rengine uygun çeşitli opaker, dentin, şeffaf materyallerinin kullanımı,
9. Sabit köprülerin yapılması için yeterli lehim teknikleri.

Metal alaşımın porselene bağlanma kuvvetini etkileyen faktörleri ise Yamamoto şu şekilde sıralamıştır (341);

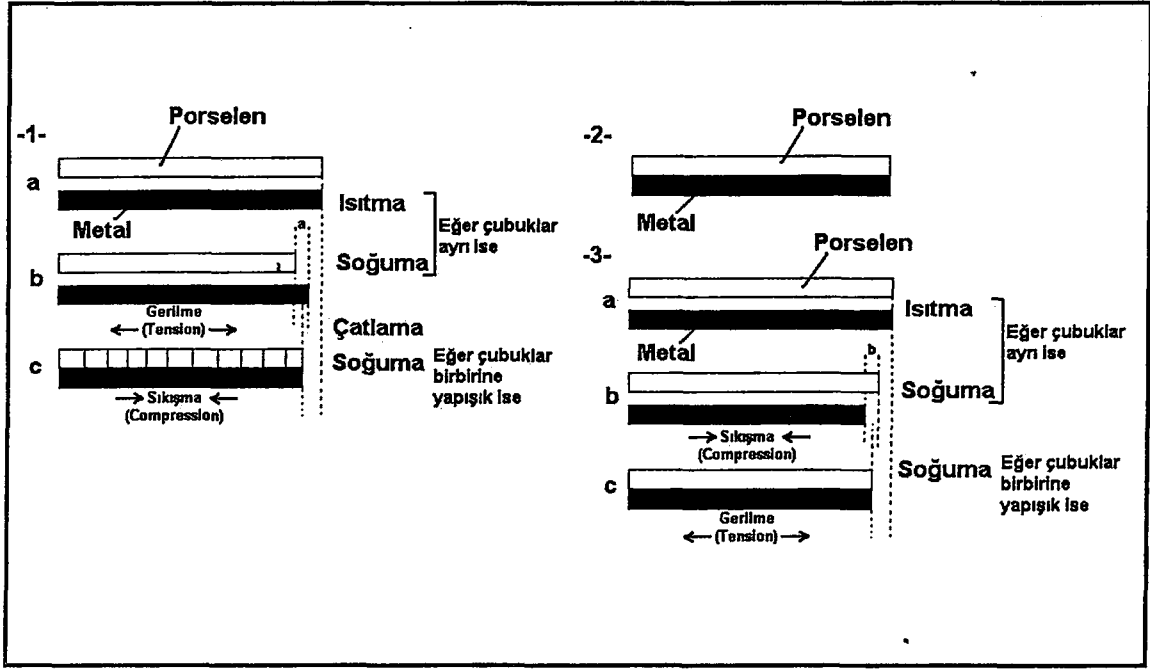
1. Alaşıma eklenen esas metal elementlerinin etkisi,
2. Opak seramik içindeki Stannik Oksitin (SnO_2) etkileri,
3. Islanabilirliğin etkileri.

Burgaz, De Hoff, Guinn, Jochen ve daha pekçok araştırmacı ise; Degazing, Yüzey kontaminasyonu, Porselen pişimi, Restorasyonun soğuma

fazı, Opağın pişim süresi, Opağın uygulanma şekli, Opak kalınlığı, Yüzey hazırlığı, Porselen kalınlığının alaşım kalınlığına oranı, Yüzey pürüzlülüğü, Hava kabarcığı oluşumu gibi faktörlerin metal-porselen bağlantısında etkili olduklarını bildirmişlerdir (33, 72, 119, 149, 150, 187, 193, 332, 334, 336).

Bitmiş bir metal destekli porselen restorasyonda porselenin gelen kuvvetler altında zarar görmemesi için, porselenin oda ısısında soğurken metal ile uyumlu bir ısıl genleşme katsayısına sahip olması gerekir (60, 202, 251, 341). Porselenin ısıl genleşme katsayısı metalden büyük olursa, porselen gerilim kuvvetlerinin etkisi altında kalır. Bu da porselenin gerilim direncini zayıflatır (341, 202).

Yamamoto ve arkadaşları yaptıkları araştırmalar sonucunda porselenin ısıl genleşme katsayısının, uygulanan fırınlama sayısına bağlı olarak değişim gösterdiğini bulmuşlar ve porselen yüzeyindeki baskının arttıkça çatlakların ortaya çıktığına ve porselenin kırılgan bir yapı kazandığına dikkat çekmişlerdir (341) (Şekil 2).



Şekil 2. Porselen ile metalin ısıl genişleme katsayıları arasındaki ilişki.

1. Porselenin ısıl genişmesi (veya kontraksiyonu) metalinkinden daha yüksek olduğunda:

Isıtmadan sonra belirli bir sıcaklık derecesinde, metal ile porselen çubukların boylarının aynı olduğu düşünülüğünde soğumadan sonra iki malzeme arasında boyutsal bir farklılık oluşur ve porselen çubuk metal çubuğa göre daha çok kısalır. Çubuklar birbirine yapışık olduğunda sonuç c şikkındaki gibi gelişir, porselen tarafı çatlaklara yol açacak çekme gerilimlerinin, metal taraf ise sıkışma gerilimlerinin etkisinde kalır.

2. Metal ile porselenin ısıl genişmesi (veya kontraksiyonu) birbirine eşitse:

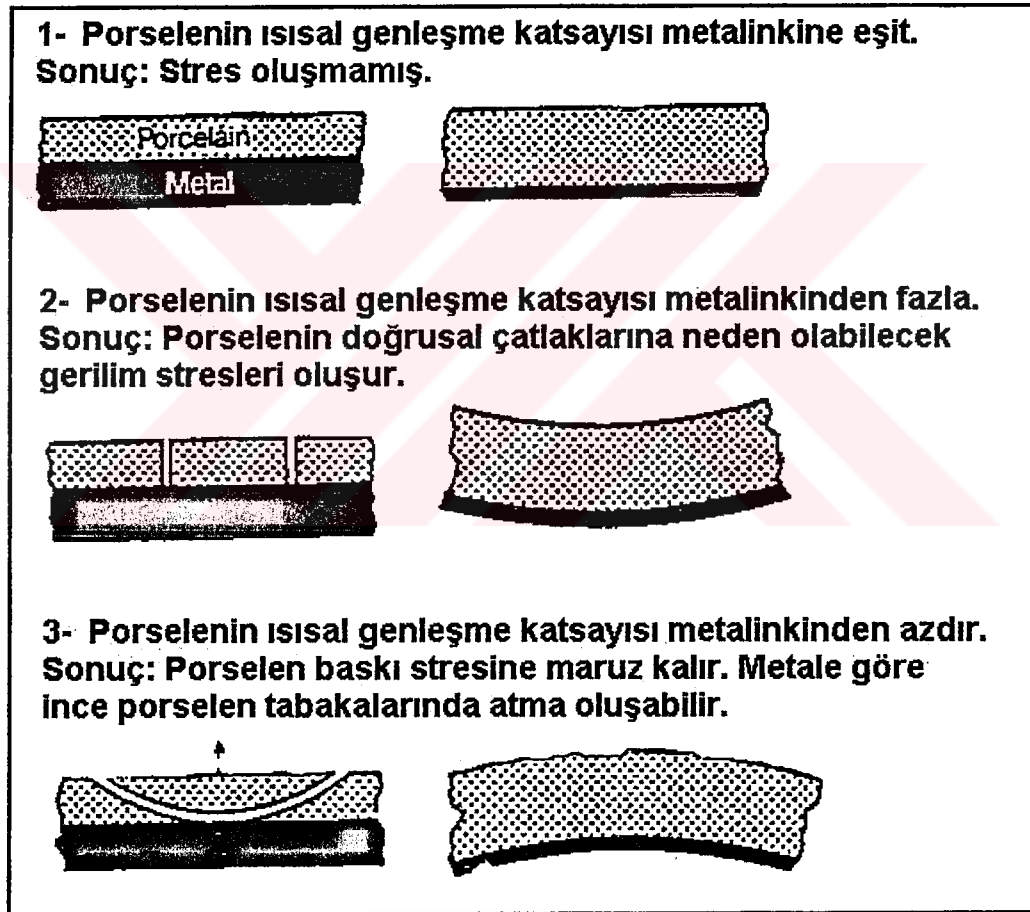
Isıtma ve soğuma sırasında her iki malzeme de aynı oranda boyutsal değişikliğe uğrayacağından stres oluşmaz.

3. Metalin ısıl genişmesi (veya kontraksiyonu) porseleninkinden daha yüksek olduğunda:

Soğumadan sonra iki malzeme arasında boyutsal farklılık oluşur ve metal çubuk porselen çubuktan daha çok kısalır. Çubuklar birbirine yapışık olduğunda sonuç c şikkındaki gibi olur, porselen tarafı sıkışma gerilimlerinin etkisinde kalır.

Porselen ve metal, sıcaklık değişimleri sırasında birbirlerine yakın miktarda genişleme ve büzülme göstermelidirler (290). Porselenlerin ısıl

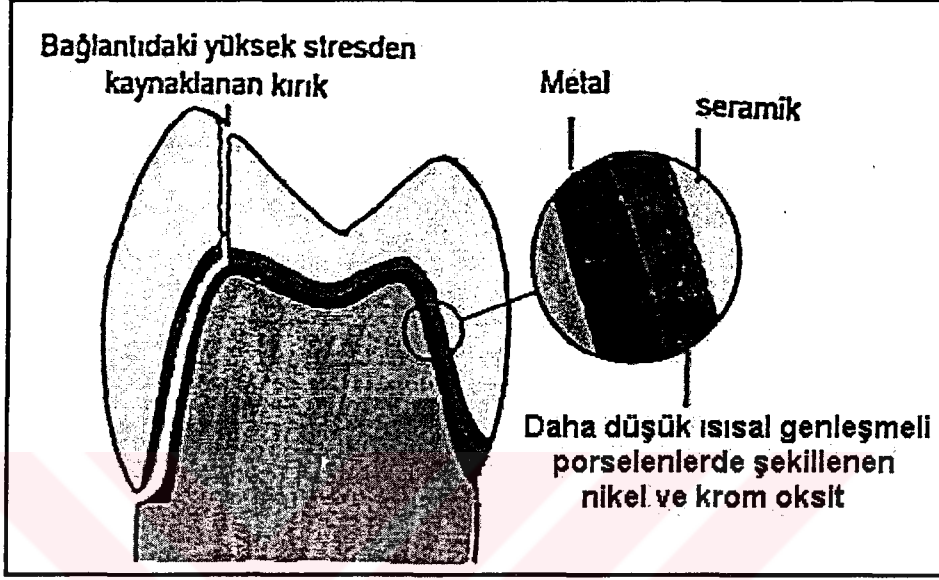
genleşme katsayıları çeşitli markalara göre değişmekle birlikte; $13-14 \times 10^{-6} / C$ arasında bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda, metal-porselen arasındaki bağlantının bütünlüğü için porselen materyalinin ısı genleşme katsayısının, birlikte kullanılacağı alaşımın ısı genleşme katsayısından $0.5-1 \times 10^{-6} / C$ daha az olması gerektiği bildirilmektedir (60, 341, 42). Metalin büzülmesinin porselene göre biraz daha fazla olması, bağlantıda porselen lehine bir bası gerilmesi oluşturur (Şekil 3).



Şekil 3. Metal ile porselenin ısısal genleşme katsayıları arasındaki ilişki.

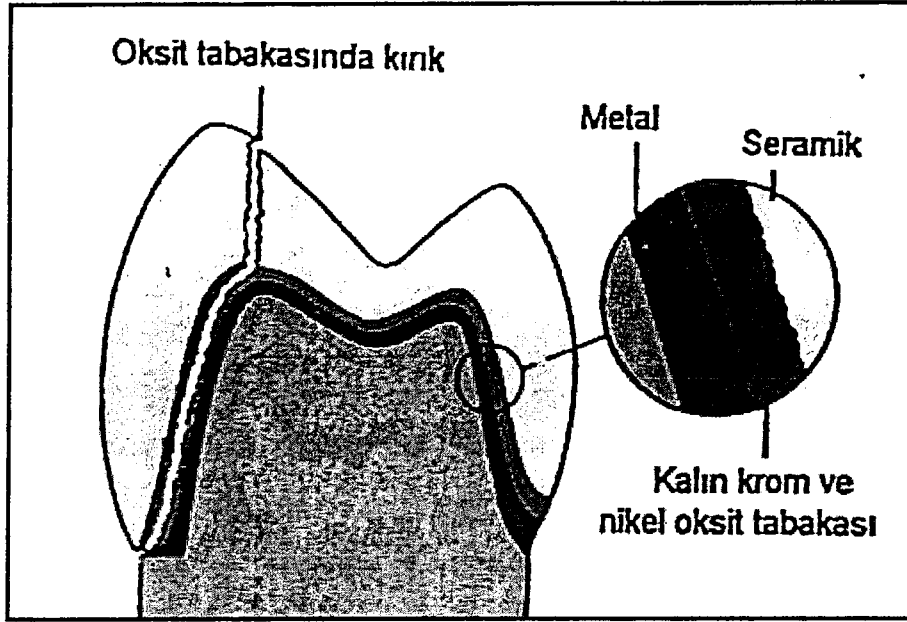
McLean ve Sced (206), porselen uygulaması süresince, alaşım yüzeyinde şekillenen Krom ve Nikeloksitlerin porselenin içine difuze olduğunu

ve bu difüzyonun porselenin ısıl genişleme katsayısını azalttığını ve bunun da arayüzde geniş artık stresler oluşturarak bağlantıyı zayıflattığını ileri sürmüşlerdir (Şekil 4).



Şekil 4. Ni ve Cr iyonlarının porselenin içine difüze olmalarından kaynaklanan kırık.

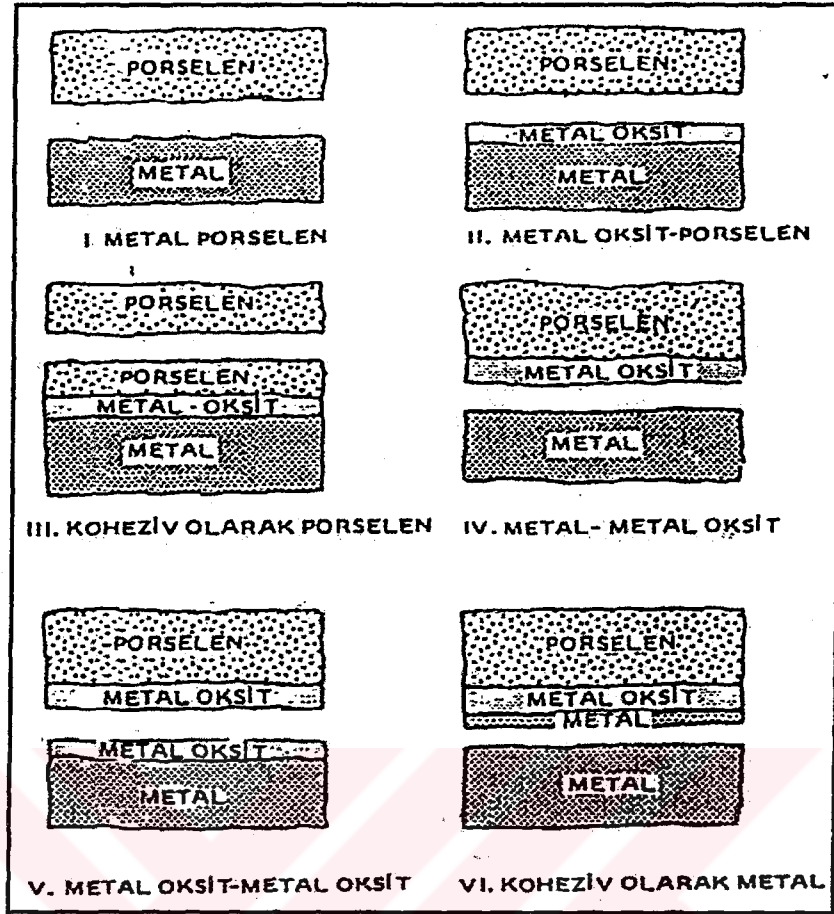
Birçok araştırmacı ve yazar tarafından, kalın oksit tabakasının porselen ve metal arasında bir sandviç görevi yapacağı ve oksit tabakasında hata oluşturabileceği bildirilmektedir (9, 33, 206) (Şekil 5).



Şekil 5. Porselende oksit tabakasından kaynaklanan kırılma.

O'Brien, metal-porselen restorasyonda başarısızlık şekillerini altı sınıfa ayırmaktadır (228, 206, 62, 251) (Şekil 6);

1. Metalin kendi içinde meydana gelen ayrılmalar (Şekil).
2. Metal-oksit tabakası arasında meydana gelen ayrılmalar (Şekil).
3. Oksit tabakasının içinde meydana gelen ayrılmalar (Şekil).
4. Oksit tabakası ile porselen arasında meydana gelen ayrılmalar (Şekil).
5. Porselenin kendi içinde meydana gelen ayrılmalar (Şekil).
6. Metal ile porselen arasında meydana gelen ayrılmalar (Şekil).



Şekil 6. O'Brien'e göre metal ile porselen kırılmaları.

Yamamoto ise metal-porselen restorasyondaki başarısızlıkları (341);

1. Porselende kırık
 - a) Metal alt yapıda deformasyon,
 - b) Okluzal dengesizlik,
 - c) Tetatet okluzal ısırma,
2. Porselende pul pul dökülmeler
 - Porselen ile metal arasında yetersiz bağ
3. Porselenin metalden tümüyle ayrılması, olarak sınıflandırmıştır.

Reynaud metal-porselen restorasyonlar üzerindeki on yıllık gözlemlerini belirtirken, başarısızlık nedenlerini üç grup altında toplamaktadır;

1. Mekanik hatalar
2. Biyolojik hatalar
3. Estetik hatalar

Mekanik hatalar; metal desteğin keskin ve dik açılarla hazırlanması, porselenin başlıca kırılma nedenidir. Birleşme noktalarının yanlış hazırlanması, porselenin metal altına gizlenmesi aynı sonuçları doğurur. Metal epolmanların dar açılı hazırlanmaları kırılmayı doğuran etkenlerdir. Ayrıca metal desteklerin dirençsiz hazırlanması, lehim alanlarının zayıflığı, çapaların yetersizliği aynı kötü sonuçları doğurur.

Biolojik hatalar; yanlış diş preparasyonlarını ve dişin kendisinden kaynaklanan komplikasyonları içerir.

Estetik hatalar; doğal dişe en yakın renk ve formun yakalanamamasına bağlı durumları içermektedir (74).

1.2.2.1. Metal-porselen bağlantısında görülen hata oranları

Son 40 yıldır metal-porselen restorasyonlar dişhekimliğinde başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Ancak porselen materyalinin ağız fonksiyonları veya travma nedeniyle kırılması hala klinik pratikte bir problemdir. Bu konuda bir görüş restorasyonun değiştirilmesidir. Ancak böyle restorasyonların kırıkları genellikle tüm yapıyı içermez ve değiştirme işlemi zaman ve ekonomik açıdan klinik bir sorun yaratır. Anterior bölgedeki kırıklar estetik problem yaratırken, posterior bölgede ise çiğneme fonksiyonu etkilenebilir (44).

Metal destekli porselen restorasyonların yapımında hataların önlenmesi için sarf edilen çabalar artmasına rağmen, hala bazı hastaların sabit protezlerinin değiştirilmesine gereksinim duyulmaktadır.

Coornaert, metal-porselen kuronların kırılma oranını 10 yıllık fonksiyonda yaklaşık %5 olarak bulmuştur (58). Karlsson, 10 yıllık periyotta sabit köprü restorasyonlarının başarı oranını %93 bulurken (161), Palmquist, 18-23 yıllık periyotta %79 olarak kaydetmiştir (241). Strub, 5 yılı aşkın bir periyotta metal-porselen uygulamalar için hata oranını %1-3 bulmuştur (303). Glantz, metal-porselen arasındaki ayrılmaların çoğunu 15 yılı aşan restorasyonlar için bildirmiştir (113). Hankinson ve Kelsey, klinik çalışmalarında 2 yıllık fonksiyonun ardından hata oranını %2-4 olarak bildirmişler ve 4-5 yılın ardından okluzal kontaklarla bağlantılı olarak %20-25'e çıktığını bildirmişlerdir (125, 165). Diğer klinik çalışmalarda Kerschbaum, 2 yıllık fonksiyondan sonra metal-porselen restorasyonlar için %2-4' lük hata oranı bildirmiştir (169).

Kaplan-Meier ise 10 yıllık istatistiksel değerlendirmesi sonucunda metal-porselen kuronlar için %88.7 ve köprüler için %80.2'lik başarı oranı vermiştir (234).

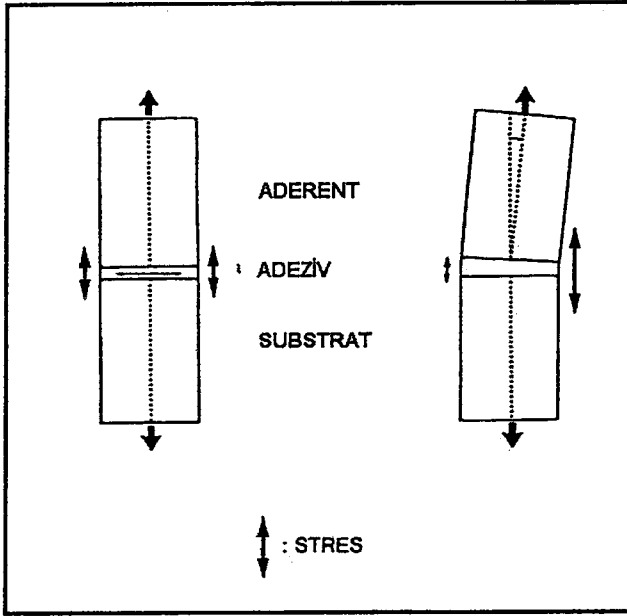
1.2.3. BAĞLANMA DİRENCİ TEST YÖNTEMLERİ

Restoratif dişhekimliğinde son yıllarda adeziv materyallerin kullanımı artmıştır. Bu amacı karşılamak için üretilen malzemelerin miktar ve çeşitliliği de buna bağlı olarak artış göstermiştir. Kullanıcı ve üretici firmalar açısından elde edilen verilerin; adezivlerin etkinliğinin değerlendirilmesi ve karşılaştırılması yönünden önemi de paralel olarak gündeme gelmiştir. Bağlanma direnci testleri sonucunda bulunan değerlerin klinik olarak desteklenmesi, sonuçların daha sağlıklı yorumlanmasına imkan vermektedir (266).

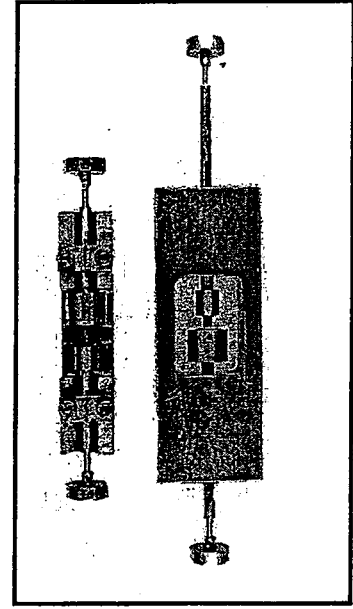
Bağlanma direnci; adeziv (yapışma) / aderent (destekleme) arayüzeyinde veya yakınında meydana gelen kopma veya kırılma sureti ile birbirine bağlanmış bir yapıyı ayırmak için gerekli olan birim alan başına düşen kuvvettir (ISO 1982)(142). Bağlanma direnci testleri "ayırılma testleri" olarak da adlandırılır. Bir bağlanma direnci, bağlanma bölgesinin boyutları ile ilişkilidir ve bu yüzden bu bölgenin kontrol edilmesi ve bilinmesi önemlidir (266).

Çekme veya makaslama tipi testler, bağlantı direnci ölçümlerinde tercih edilen metodlardır (76, 77, 262, 85, 299, 46, 173).

Çekme testi; çekme testinde yapışma, örnek yüzeyine 90° açı (perpendikular) altında kuvvetin gelmesi ile ayrılır. Bu test orijinal olarak Kemper ve Kilian tarafından önerilmiştir (166) (Şekil 7-8).

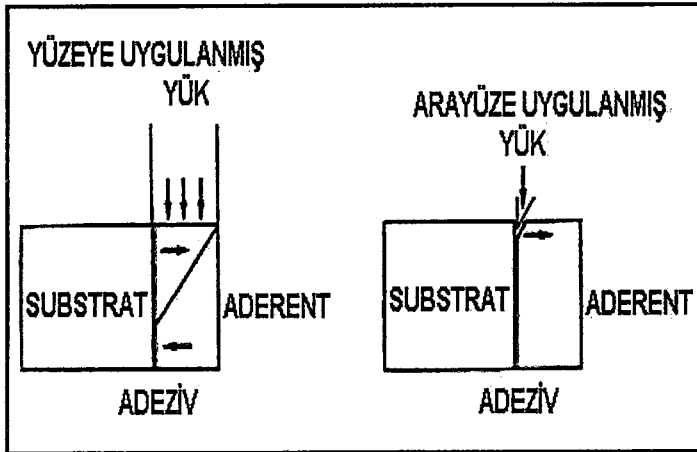


Şekil 7. Bağlanmış parçalara uygulanan çekme testi.

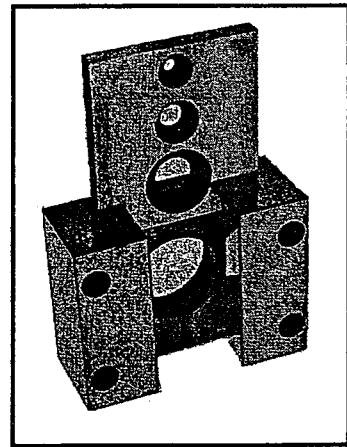


Şekil 8. Çekme direnci testi için kullanılan düzenek.

Makaslama testi: kopma testinde yapışma, örnek yüzeyine kuvvetin paralel gelmesi ile ayrılır. Bu test orijinal olarak Noguchi tarafından önerilmiştir (226) (Şekil 9-10).



Şekil 9. Bağlanmış parçalara uygulanan makaslama testi.



Şekil 10. Makaslama testi için kullanılan düzenek.

Universal test cihazı kullanılarak yapılan uygulamalarda kopma testi ile beraber makaslama testi de kombineli olarak yapılmaktadır. Bu uygulama Civjan ve arkadaşları tarafından geliştirilmiştir (205).

Makaslama Testleri

1. Çekerek ve İterek Makaslama Testleri: Mekanik açıdan bakıldığında, gerek çekerek gerekse iterek makaslama testleri temel olarak birbirine benzerdir. Çekerek makaslama testlerinde stres dağılımının daha uniform olması bu testlerin tercih edilmelerine neden olmuştur. İlk çekerek makaslama test tasarımı Shell ve Nielsen'e aittir (287). 1.63mm çaplı metal çubuklar yaklaşık 2.5mm derinliğe kadar porselen bloklara gömülmüşlerdir. Kuvveti yüzeye dağıtması için porselen diski destekleyen sert lastik parçalar kullanıldığı halde, porselen diskin alt bölümünden uzun eksenle 45°'lik açı yapacak şekilde kırıldığı ve porselenin metal çubuğa yapışık kaldığı gözlenmiştir. Bu durumda porselen kendi içerisinde kırılmaktadır ve ölçülen değer porselenin koheziv direncidir. Porselenin metalle bağlantı direncinin ölçülebilmesi için kırılmanın ara yüzden olması gereklidir. Daha sonra Shell ve Nielsen, porselenin metal çubuktan ayrılmasına olanak verecek şekilde düzeneği modifiye etmişlerdir. Bu test düzeneği ile, alaşım kimyasındaki veya içeriğindeki değişikliklerin bağa kesin bir etkisi olduğu gösterilebilir. Test örneklerinin yapımlarının zor olması, bağın porselenin bir kez pişirildikten sonra test edilmesine izin vermemesi ve çentik etkisine açık olması tasarımın dezavantajlarıdır.

2. Düzlemsel Ara Yüz Makaslama Testleri:

a) Daire şeklinde ara yüze sahip makaslama testleri; metal ile porselen arasındaki ara yüzün daire şeklinde olduğu testlere örnek Hammand'ın geliştirdiği test yöntemidir (122). Test örneği iki kısımdan oluşur; parçalardan biri opak porselenin pişirilebilmesi için yer tutucudur. Her iki parça distal uçlarındaki deliklerle Instron test aletine bağlanarak metal ile porselen arasındaki makaslama direnci ölçülür. Opak porselenin kalınlığının her yerde eşit kalınlıkta pişirilmesine olanak veren parçanın bulunması avantajdır. Tasarımın üretiminin hassasiyet istemesi, örneklerin hazırlanmasının pahalı ve zaman alıcı olması, porselen ve metalin ısıl genleşme katsayılarındaki farklılık nedeniyle ara yüzde oluşan ısıl streslerin engellenememesi dezavantajdır.

b) Dikdörtgen şeklinde ara yüze sahip makaslama testleri; Schmitz ve Schulmeyer, tarafından geliştirilen ve metal bir kübün alınsal yüzeyine kısmi olarak porselenin uygulanmasına olanak veren popüler bir yöntemidir (280). Stresleri esas olarak metal-porselen ara yüzüne yönlendirmesi, sürtünme direncinin çekme testlerindeki kadar kritik olmaması, elastik modüllerin esnek eğme testlerindeki kadar olaya karışmaması avantajlarıdır.

3. Oblik Makaslama Testleri: Annusavice'nin geliştirdiği bu test tasarımı iki metal blok arasına porselenin pişirildiği bir tasarımdır. Stres dağılımının eşit olması avantaj iken test sırasında metal bloklar arasında istenen oblik kayma hareketinin zor olması nedeniyle, test sonrası bloklarda plastik deformasyon oluşması dezavantajdır (324).

4. Konik Ara Yüz Makaslama Testleri: Sced ve McLean tarafından geliştirilen tasarım örneğin metal-porselen ara yüzünden veya porselenin kendi içerisinde

kırılmasına izin veren, standart metalurjik çekme testi esaslı deneysel bir tasarımdır (279). Metal yüzeyinin dik açılı koni şeklinde olması örneğe maksimum makaslama streslerinin gelmesini sağlamaktadır. Test sırasında kuvvetlerin uniform olarak ara yüze yönlenebilmesi ve bunun sonucunda kırılmanın her zaman ara yüzden değil porselenin kendi içerisinde de olabilmesi dezavantajdır.

Kırılma Testleri: Metal destekli porselen restorasyonlar çekişlenerek porselenin kırılması sağlanır. Metal alt yapı üzerinde kalmış porselen miktarına bakılarak bağlantı direnci hakkında yaklaşık bir sonuca varılmaya çalışılır. Bu yöntemle her defasında farklı sonuçlar elde edildiği için dezavantajlıdır.

Çekme Testleri

Klinikte porselene saf çekme kuvveti gelmemektedir. Ancak kuvvetin yönünün değişmesi ile bu durum oluşabilmektedir. Örnekler, porselenin metal bir çubuğun bir ucuna pişirilmesinde ya da iki metal çubuğun uçlarının arasında pişirilmesinden oluşur. Örneğe metali porselenden ayıracak bir çekme kuvveti uygulanır. Düzensiz stres dağılımı ve porselenin kendi içerisinde kırıklara yol açması dezavantajdır.

Makaslama-Çekme Testleri

Wight ve arkadaşları tarafından geliştirilen tasarımda, ara yüzler örneklerin kalınlıklarının tam ortasına yerleştirilmediklerinden, kuvvet primer olarak ara yüze yönlenebilir (332). Bunun yerine kuvvet ara yüze diyagonal olarak yönelir ve sonuçta kompleks, klinik stresleri taklit eden makaslama ve çekme streslerinin bir kombinasyonu oluşur. Porselenin kendi içerisinde kırılması ve

porselen kalınlığının hassas olarak kontrol edilememesi tasarımın dezavantajıdır.

Eğme (Bükme) Testleri

Eğme test tasarımlarında metal levha üzerine pişirilen seramikten oluşan örnek iki destek üzerine konularak, bir veya daha fazla noktadan yükleme yapılarak eğme gerilimine uğrattılır. Üç nokta yükleme testleri Lavine ve Custer tarafından, dört nokta yükleme testleri ise O'Brien, Craig, Caputo ve arkadaşları tarafından tercih edilmiştir (344, 239). Eğme testlerindeki en büyük zorluk mevcut streslerin analizi ile ilgilidir. Porselenin kırılmasının test edilen metalin elastiklik modülüne bağlı olması bu testlerin gerçekliklerinin tartışılmasına neden olmuştur.

Burma Testleri: Carter ve arkadaşları tarafından uygulanan testte, iki tarafına porselen pişirilen metal bir düzlem kullanılır. Örnek burucu bir alet yardımıyla Instron test cihazına bağlanır. Test düzeneğinin karmaşıklığı en büyük dezavantajıdır.

Bağlantı direncinin ölçülmesi için yapılan bir testin sahip olması gereken özellikler sırasıyla (324);

1. Test düzeni ve örneğin hazırlanması bağlantı direncinin olabildiğince kesin kantitatif değerlendirilmesine izin vermeli,
2. Test örneği oldukça hassas kopye edilebilmeli ve yapımı karmaşık olmamalı,
3. Test sonuçları %10'dan daha düşük düzeyde tolerans dahilinde olmalıdır.

Yukarıdaki kriterler değerlendirildiğinde, test yöntemlerinde karşılaşılan sorunlar aşağıdaki şekilde sıralanabilir (324);

1. Test örneğinin yapımının zor olması ve tam bir hassasiyet sağlanamaması,

2. Test sonuçlarının çok güvenilir olmaması,
3. Yan etkilerin test sonuçlarını etkileyerek, gerçek bağlantı direnci değerlerinin hesaplanmasını engellemesi,
4. Test yöntemi, porselenin çekme veya eğme direncinden ziyade metal alt yapı ile porselenin bağlantı direncini değerlendirmelidir.

Hammad ve Talic, bağlantı direnci testlerini, örnekte oluşturdukları streslere göre; makaslama, çekme, makaslama-çekme, eğme ve burma test tasarımları olarak beş sınıfta incelemiştir (124). Marx ise, uygulanan kuvvetin yön ve çeşidine göre bağlantı direnci testlerini makaslama, çekme, kırma, eğme ve bunların kombinasyonu olarak sınıflandırmıştır (195).

1.2.3.1. Örneklerin Bekleme Koşulları

Test işleminden önce yapıştırılan örneklerin nerede, nasıl ve ne kadar süre bekleyeceği de bir diğer önemli konudur. Ağız içindeki stresler altında bağlanma dayanıklılığı değerleri, dental materyallerin klinik beklentileri için önemlidir. Genellikle dental materyaller, çiğneme fonksiyonu sırasında ağızda kimyasal, ısısal ve mekanik streslere maruz kalırlar. In-vitro olarak termal döngü ve suda bekletme, malzemelerin in-vivo kullanım için uygunluğunu belirlemede yaygın olarak kullanılan metodlardır (29, 235). ISO dökümatasyonlarında kısa ve uzun süreli termal döngüsü ve suda bekletmeler önerilmektedir. Kısa süreli olarak 37°C distile suda 24 saat, uzun süreli olarak 37°C distile suda 6 ay bekletmek ve termal döngüsü için 5-55°C'de en az 500 kez işlem uygulaması gerekmektedir (ISO 1982)(142).

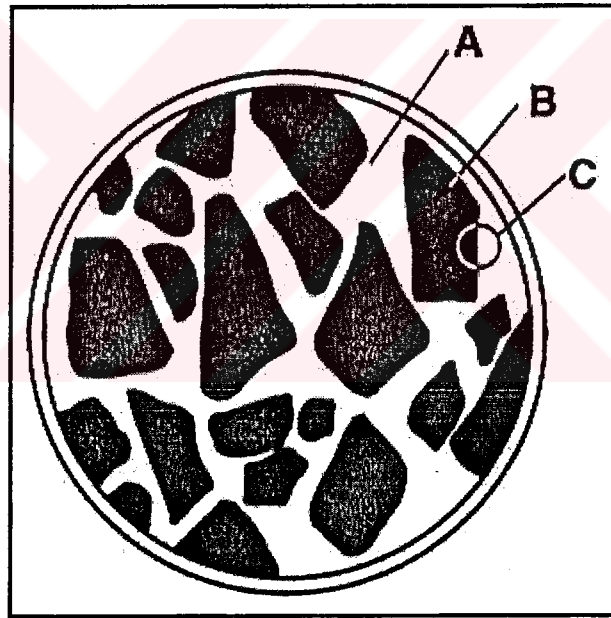
1.2.4. KOMPOZİT REZİNLER

Kompozit kelimesi, terminolojik olarak materyallerin fiziksel bir karışımı anlamına gelmektedir.

1.2.4.1. Kompozit Rezınlerin Yapısı:

Dışhekimliğinde yaygın olarak kullanılan kompozit rezınler üç ayrı fazdan oluşur (8, 59, 184, 251, 70);

1. Organik polimer matriks faz
2. İnorganik faz
3. Ara faz (Şekil 11)

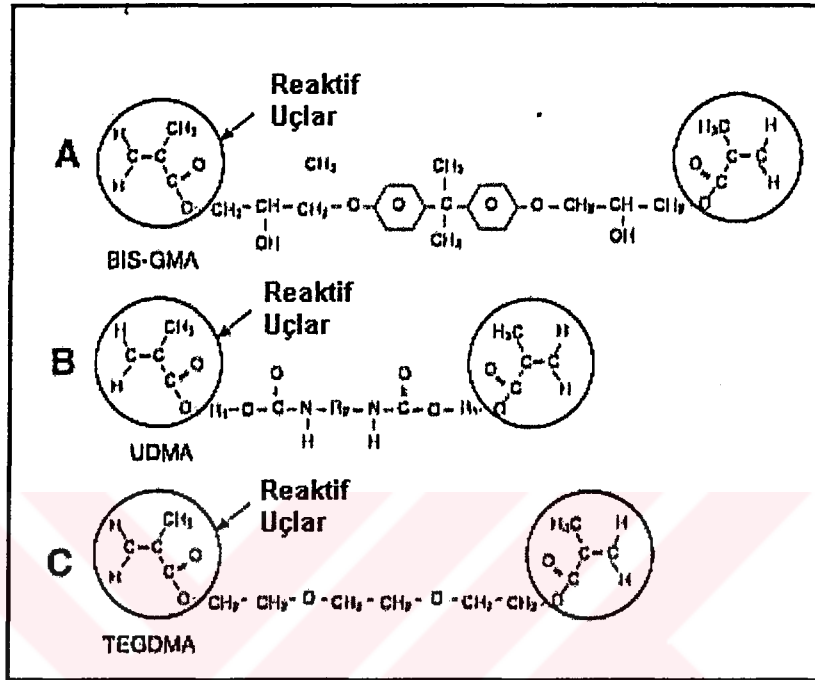


Şekil 11. Kompozit rezınlerin yapısı

A. Organik polimer matriks faz B. İnorganik faz C. Ara faz

Organik polimer matriks faz; bisfenol A ile glisidil metakrilatın birleşmesi sonucu oluşan bisglisidil metakrilattır (BIS-GMA). Son yıllarda iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA) polimer matriks

olarak kullanılmıştır. Hem BIS-GMA hem de UDMA oligomerleri aşırı derecede visközdür. Bu nedenle trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) viskoziteyi azaltmak için matrikse ilave edilmiştir (Şekil 12).



Şekil 12. A. Bis glisidimetakrilat (BIS-GMA) B. Üretan dimetakrilat (UDMA) C. Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA)'nın açık kimyasal formülleri.

Inorganik faz; matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur. Bu maddeler kompozit rezinlere bazı nitelikler kazandırır. Stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium rezine radyoaktifite sağlar. Silika partikülleri karışımın mekanik niteliklerini güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar. Böylece kompozit rezine mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Saf silika, kristalin ve non kristalin formlarında bulunur. Kristalin formları serttir, ancak bu kompozit rezinin

bitirme ve polisaj işlemini güçleştirir. Bu nedenle kompozit rezinler günümüzde silikanın nonkristalin formu kullanılarak üretilmektedir.

Kompozit rezinlerde organik polimer matriks fazı ile inorganik faz arasında sıkı bir bağlanmaya gereksinim vardır. Bu bağlanma ara faz ile sağlanır. Ara faz, organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur. Modern kompozit rezinlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlanma ajanları ile önceden kaplanmış ve silika partikülleri yüzeyinde tek molekül ve çift fonksiyonlu çok ince bir katman oluşturulmuştur. Bu katmandaki moleküllerin bir ucu silika partiküllerinin yüzeyinde var olan hidroksil grupları, diğer ucu organik matriksteki polimer ile bağlanmıştır. Silan bağlama ajanları rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin-partikül ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır. Silan bağlama ajanları inorganik fazın özellikle silika partiküllerinde olumlu sonuçlar vermiş, bu nedenle kompozit rezinlerin büyük bir çoğunluğunda silika içerikli inorganik doldurucular kullanılmıştır. Doldurucu partiküller ile organik matriks karışımının akıcılığını, monomer akıcılığı, doldurucu partikül miktarı ve partikül büyüklüğü belirler. Monomer ve doldurucu partikül arasındaki sürtünme, akıcılığı kontrol eden ana etkidir. Doldurucuların yüzey alanı arttıkça karışımın akıcılığı azalır. Doldurucuların partikül büyüklüğü, akıcılık kadar diğer özellikleri de önemli ölçüde etkiler. Partikül büyüklüğü kompozit rezinin aşındırma, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonraki yüzey pürüzlülük düzeyini belirler. Kompozit rezinlerde partikül büyüklüğü genel olarak 0.04-50 μm arasında değişir. Partikül büyüklüğü 0.01-1 μm arasında değişen küçük partiküllü rezinlerde polisaj işlemi ile iyi sonuç alınır. Partikül büyüklüğü

10 µm'den fazla ise yüzeyin pürüzlü olduğu görülür. Doldurucu partiküllerin sertliği, polimer matriksten çok daha fazladır. Bu nedenle bitirme işlemleri sırasında yüzeydeki bazı partiküller yerlerinden çıkabilir ve geriye boşluklar kalabilir. Yerlerinden çıkan partiküller çok küçük ise yüzey pürüzlülüğü artar. Ağız hijyeninin de önemli rol oynadığı pürüzlü yüzeylerde ışık dağılımlarından kaynaklanan renk değişimleri, organik artıkların birikmesi ve plak retansiyonu kaçınılmazdır (326, 70).

Organik polimer matriks içerisine çeşitli oranlarda dağılmış olan inorganik doldurucu partiküllerin ağırlık veya hacim olarak yüzdesi doldurucu partiküllerin büyüklüğü ile ilgilidir. Eşit büyüklükteki partiküllerin matriks içinde dağılımı ile matrikste bir takım boşluklar oluşur. Bu nedenle farklı büyüklükteki partiküllerin matriks içinde harmanlanması gerekir.

Partiküllerin büyüklüğü, şekli, miktarı rezinlerin fiziksel özelliklerini belirler. Partikül miktarı arttıkça, organik matriks oranı düşer, ısıl genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi, su absorpsiyonu azalır, dayanım artar. Dolayısıyla rezinin mekanik özellikleri olumlu yönde etkilenir. O halde rezinin dayanım, suda çözünürlük, polimerizasyon büzülmesi gibi bazı özellikleri organik matriks miktarı ile ilgilidir. Organik matriks iyi bir ısı yalıtkanıdır. Bu nedenle matriks oranı fazla olan rezinin ısı iletkenliği de az olmaktadır (59, 62, 63, 70, 71).

1.2.4.2. Kompozit Rezinlerin Özellikleri

Kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özellikleri polimerizasyon yöntemlerinden ya da polimerizasyon sırasındaki monomer polimer değişimlerinden önemli ölçüde etkilenir (48, 62, 63, 204, 70).

Isıl genleşme katsayısı; kompozit rezinlerin ısı genleşme katsayıları, organik matriks ve inorganik doldurucuların kendi ısı genleşme katsayıları ortalamasından daha düşüktür. O halde doldurucuların hacimce %50 oranında eklenmesi kompozitlerin ısı genleşme katsayısını beklenenden çok daha fazla düşürmektedir.

Kompozitlerin ısı genleşme katsayıları ($30-75 \times 10^{-6}/C$) mine ve dentinin ısı genleşme katsayılarına ($8.3 \times 10^{-6}/C$, $11.4 \times 10^{-6}/C$) akrilik rezinlerden ($92 \times 10^{-6}/C$) daha yakın olup, mine ve dentin değerlerinden üç kat fazladır. Kompozit türleri içerisinde ısı genleşme katsayısı en düşük olanı makrofil ve midofil kompozitlerdir. Mikrofil kompozitlerin ısı genleşme katsayıları ise mine dokusundan 3-5 kat daha fazladır.

Su absorpsiyonu; kompozit rezinlerde doldurucu partiküllerden dolayı polimer miktarı azalmıştır. Ayrıca polimerin (BIS-GMA veya UDMA) molekül ağırlığı yüksektir ve organik bağlanma ajanlarının varlığında doldurucular ile çok iyi bir bağlanma gösterir. Bu nedenlerle kompozit rezinlerin su absorpsiyonu ($0.3-0.9 \text{ mg/cm}^2$) akrilik rezinlere (2 mg/cm^2) oranla daha düşüktür.

Çözünürlük; kompozit rezinlerin sudaki çözünürlükleri ($0.01-0.06 \text{ mg/cm}^2$) akrilik rezinlerden (0.22 mg/cm^2) çok daha azdır. Akrilik rezinlerin çözünürlüğü polimerizasyondan sonra geriye kalan artık monomer miktarına bağlıdır. Bu artık monomer suya geçtikten sonra çözünürlük önemli ölçüde azalır.

Kompozit rezinler, akrilik rezinlere oranla çok daha tamamlanmış bir reaksiyonla polimerize olurlar. Bu nedenle kompozit rezinlerin sudaki çözünürlükleri önemsenmeyecek kadar azdır. Polimerizasyonları ışık ile başlatılan kompozit rezinlerde tam polimerizasyon için ışığın doğru ve yeterli uygulanması gerekir. Hatalı polimerizasyon, kompozit rezinin su absorpsiyonu ve çözünürlüğünü artırır, aşınma direncinde azalma ve erken renk değişimleri ortaya çıkar.

Mekanik özellikleri: kompozit rezinlerin bası dayanımları ($2140-3670 \text{ kg/cm}^2$), akrilik rezinlerden (845 kg/cm^2) ortalama 3.5, çekme dayanımları ise ($305-715 \text{ kg/cm}^2$) yine akrilik rezinlerden (214 kg/cm^2) ortalama 2.5 kat daha fazladır. Bunun nedeni streslerin partiküllere transfer edilmesidir.

Kompozit rezinlerin elastisite modül değerleri türler arasında farklılıklar gösterir. Bu değerler makrofil, midofil ve hibrit kompozitler için $71.500-163.000 \text{ kg/cm}^2$, mikrofil kompozitler için $35.700-61.000 \text{ kg/cm}^2$ 'dir. Akrilik rezinlerin elastisite modülleri (24.500 kg/cm^2) kompozit rezinlerden ortalama 5 kat düşüktür.

Akrilik rezinler 16 kg/mm^2 , kompozit rezinler $30-55 \text{ kg/mm}^2$ Knoop sertlik değerine (KHN) sahiptirler. Makrofil, midofil ve hibrid kompozitlerin sertliği (KHN, 55 kg/mm^2), mikrofil rezinlerden biraz daha fazladır (KHN, $30-50 \text{ kg/mm}^2$).

Kompozit rezinlerin aşınmaya karşı gösterdikleri direnç, ortamın ısı, yetersiz polimerizasyon, iç pörözite, su absorpsiyonu ve rezin türlerinden etkilenir. BIS-GMA organik matriksli rezinlerin yüzey sertlik değeri hidrofilik olan üretan dimetakrilattan fazladır.

Işıkla polimerize olan kompozitler karıştırma işlemi yapılmadığı, dolayısıyla iç pörözite oluşmadığı için aşınmaya karşı daha dirençlidirler. İnorganik doldurucu olarak silikanın kuartz ve kristobalit formlarını içeren kompozit rezinler de aşınmaya karşı oldukça dirençlidir. Rezinlerin partikül büyüklüğü, oranı, şekli, hastanın alışkanlıkları ve oklüzyonu aşınma hızına etki eden diğer önemli etkenlerdir (62, 70, 251, 150).

1.2.4.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne; bu partiküllerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine ve polimer matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine, viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler (Tablo 1). Ancak büyük bir hız ile çeşitli aşamalardan geçerek gelişmekte olan kompozit rezinler için yerleşmiş tek bir sınıflandırmadan söz etmek olanaksızdır. Günümüzde geçerliliğini koruyan Lutz ve Philips'in sınıflandırmasında inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve miktarı esas alınmıştır (188, 251, 333, 70, 18).

İnorganik doldurucu partikül büyüklük ve yüzdelerine göre		
Kompozit Resin	İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü (µm)	İnorganik doldurucu partikül yüzdesi (%) (ağırlıkça)
Megafil	50-100 µm	
Makrofil	10-100 µm	%70-80
Midifil	1-10 µm	%70-80
Minifil	0.1-1 µm	%75-85
Mikrofil	0.01-0.1 µm	%35-60
Hibrit	0.04-1 µm	%75-80
Nanofil	0.005-0.01 µm	

Polimerizasyon yöntemlerine göre

- Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler
- Işık ile polimerize olan kompozit rezinler
- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler

Viskozitelerine göre

- Kondanse olabilen kompozit rezinler
- Akışkan kompozit rezinler

Tablo 1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması.

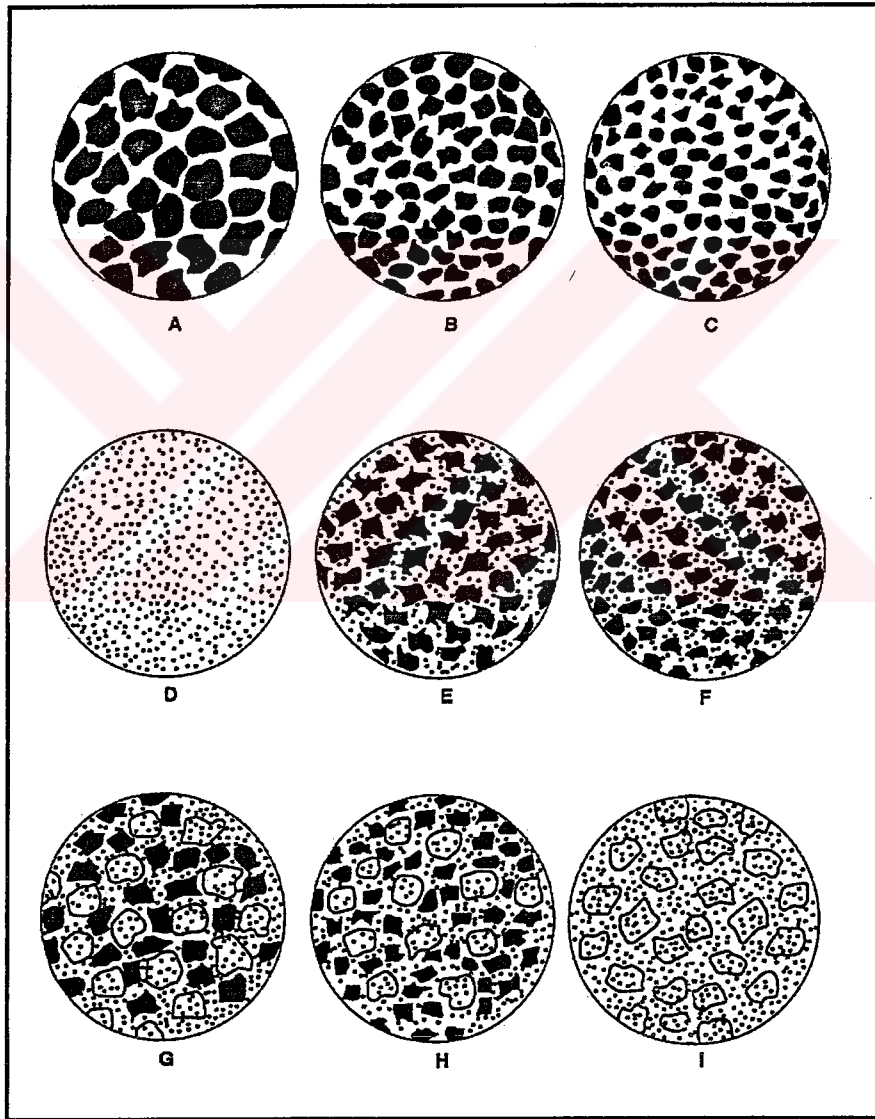
Kompozit rezinler, inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılırlar;

1. Megafil
2. Makrofil
3. Midifil
4. Minifil
5. Mikrofil

6. Nanofil

7. Hibrit

Tüm bu kompozit rezinler doldurucu partiküllerde herhangi bir modifikasyon yapılmadığı için homojen kompozitler diye adlandırılırlar. Bazı kompozit rezinler modifiye doldurucular içerirler. Bu tür kompozitlere de heterojen kompozitler denir (Şekil 13).



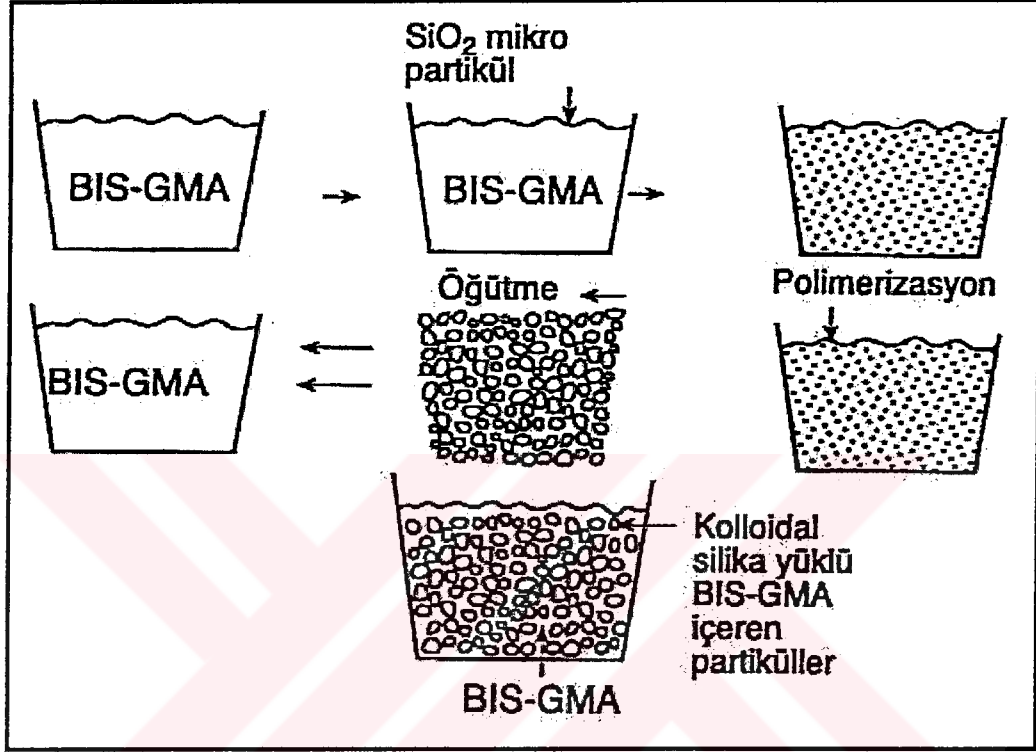
Şekil 13. Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikül büyüklüklerine göre sınıflandırılması. A. Makrofil Kompozit B. Midifil Kompozit C. Minifil Kompozit

**D. Mikrofil Kompozit E. Hibrit Kompozit (Midifil Hibrit)
F. Hibrit Kompozit (Minifil Hibrit) G-H-I. Heterojen Kompozitler**

Inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 μ m olan kompozit rezinlere megafil kompozitler, partikül büyüklüğü 10-100 μ m olan kompozit rezinlere makrofil kompozitler, partikül büyüklüğü 1-10 μ m olan kompozit rezinlere ise midifil kompozitler denir. İlk kompozit rezinler makrofil olarak üretilmişlerdir. Makrofil ve midifil kompozitler geleneksel kompozitler diye de adlandırılmışlardır. Doldurucu partikül büyüklüğü 0.1-1 μ m olan kompozit rezinlere minifil veya küçük partiküllü kompozitler, partikül büyüklüğü 0.01-0.1 μ m olan kompozit rezinlere mikrofil kompozitler, partikül büyüklüğü 0.01 μ m olan kompozit rezinlere de nanofil kompozitler denir. Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içeren kompozit rezinlere ise hibrit kompozitler adı verilir. Bu kompozitlerin partikül büyüklüğü makropartiküllü rezinden daha küçük, partikül miktarı ise mikropartiküllü rezinden daha fazladır. Her iki kompozit rezinin özelliklerini taşımalarına karşın hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikül adı kullanılır. Doldurucularında herhangi bir modifikasyon yapılmadığı için bu tür kompozitlere homojen kompozitler adı da verilmektedir.

Küçük partiküllü kompozitlerde doldurucular monomer matrikse eklendiğinde karışımın viskozitesi artmaktadır. Viskozite sorununu çözmek amacıyla önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit kitlesi 1-20 μ m büyüklüğünde partiküller elde edilecek biçimde öğütülmüş ve bu partiküller doldurucu olarak monomer matrikse eklenmiştir. Böylece organik doldurucular diye de adlandırılan partiküllerin miktarı artırılmış, partiküllerin polimer matrikse kimyasal yolla bağlanması ile polimer matriks içinde çok daha iyi özellikler

gösteren adacıklar oluşturulmuştur. (Şekil 14). Doldurucu partiküllerde modifikasyon yapıldığı için bu tür kompozit rezinlere heterojen kompozitler adı verilir.



Şekil 14. Heterojen kompozitlerin elde edilişi.

Megafil Kompozitler; doldurucu partiküller genel olarak 50-100µm büyüklüğündedir. Okluzal değim yüzeylerine ya da çok aşınan bölgelere yerleştirilmesi önerilen cam partiküller de (0.5-2mm) mega doldurucu partiküller arasında değerlendirilir.

Makrofil Kompozitler; doldurucu partiküller 10-100µm büyüklüğündedir. İnorganik doldurucuların büyük ve sert olan kuartz partiküllerinden olması organik matriksin inorganik partiküllerden daha fazla aşınmasına neden olur ki bu da yüzey pürüzlülüğü ve renklenme oluşturur.

Midifil Kompozitler; doldurucu partiküller genel olarak 1-10 μ m büyüklüğündedir.

Minifil Kompozitler; doldurucu partikül büyüklüğü 0.1-1 μ m arasındadır ve partikül miktarı makrofil kompozitlere oranla daha fazladır. İnorganik doldurucu partiküllerin küçük ve çok sayıda olması makrofil kompozite oranla daha düzgün bir yüzey elde edilmesini sağlar. Burada inorganik doldurucular kuartzdan daha kırılğan, baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren, cam ile yoğunlaştırılmış partiküllerdir.

Mikrofil Kompozitler; doldurucu partiküller genel olarak 0.01-0.1 μ m büyüklüğündedir. İnorganik doldurucular koloidal silika partikülleridir. Doldurucu partiküller organik matriks ile hemen hemen aynı hızda aşınır. Bu nedenle bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra makrofil kompozitlere oranla daha düzgün bir yüzey elde edilebilmektedir.

Nanofil Kompozitler; doldurucu partikül büyüklüğü 0.005-0.01 μ m arasındadır. Partiküller görülemeyecek kadar küçüktür.

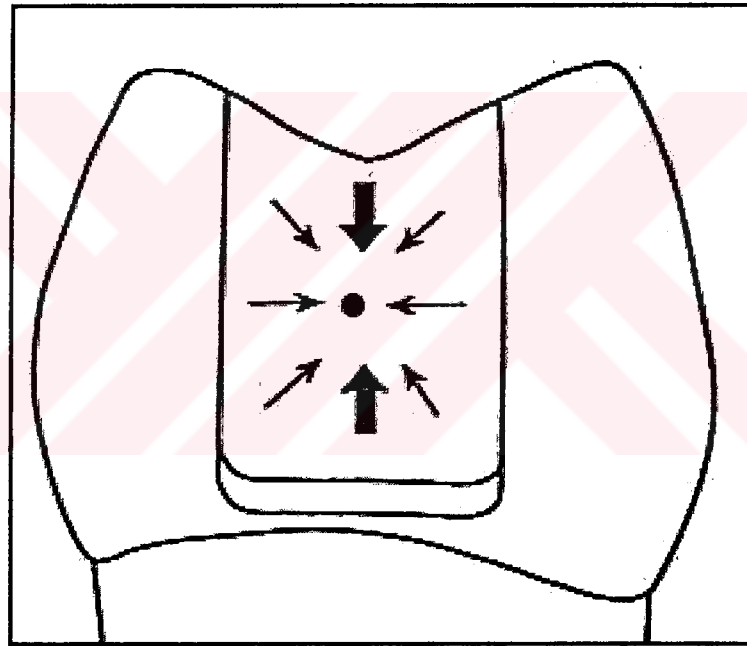
Hibrit Kompozitler; farklı büyüklükteki doldurucu partikülleri içerirler. Partikül büyüklüğü makropartiküllü rezinden daha küçüktür. Mikropartiküllü ve makropartiküllü kompozit rezinlerin özelliklerini taşır.

Kompozit rezinler polimerizasyon yöntemlerine göre;

1. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler
2. Işık ile polimerize olan kompozit rezinler
3. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler şeklinde sınıflandırılırlar.

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler; firmalar tarafından çift pat sisteminde üretilmiştir. Polimerizasyon iki patın karıştırılması ile kimyasal yolla

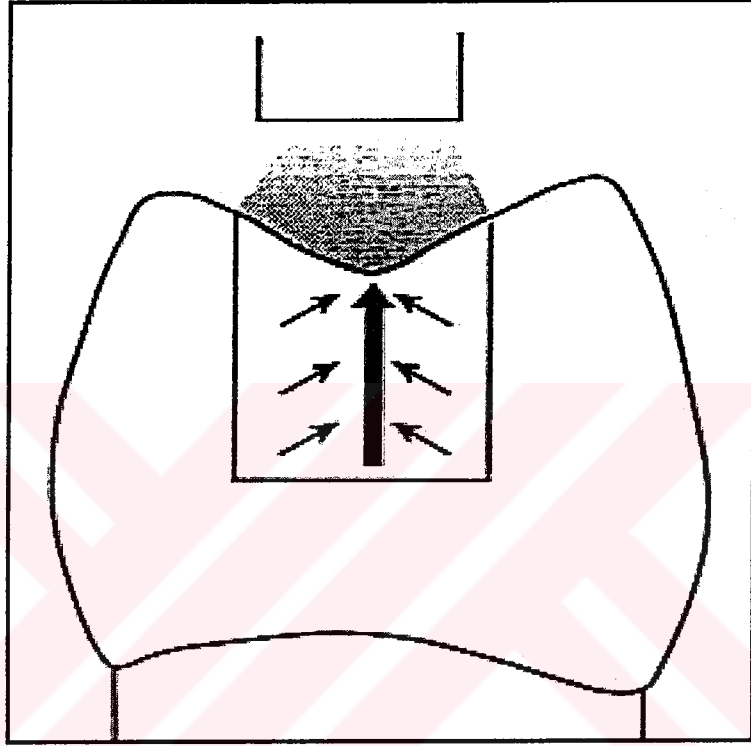
başlatıldığı için kimyasal olarak aktive olan rezinler diye de adlandırılır. Patlardan herbiri hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve doldurucular içerir. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğerinde polimerizasyonu hızlandıran organik amin bulunur. Bu tür rezinlerde kavitenin en derin bölgesinden vücut ısısına bağlı olarak başlayan ilk sertleşme ile kavitenin merkezine doğru bir büzülme görülür (Şekil 15). İçerdikleri tersiyer aromatik aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülür.



Şekil 15. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerde görülen büzülme.

Işık ile polimerize olan kompozit rezinler; firmalar tarafından tek pat sisteminde üretilmişlerdir. Polimerizasyonları ışık ile başlatıldığı için ışık ile aktive olan rezinler diye de adlandırılır. Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık, ortalama 420-450nm dalga boyundadır. Işık kaynağı tungsten halojen ampuldür. Bu kaynağın oluşturduğu ışın demeti fiber optik tüp aracılığıyla dış

yüzeyine yansıtılır. Tek pat halindeki kompozitlerde ışık emici olarak kamforokinon ve hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunur. Polimerizasyonları sırasında büzülme ışık kaynağına doğru olduğundan bu tür kompozitin kenar uyumunda birtakım sorunlar görülür (Şekil 16).



Şekil 16. Işık ile polimerize olan kompozit rezinlerde görülen büzülme.

Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozitler; kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır, ancak fotokimyasal olarak rezine ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edildiği durumlarda uygulanabilir.

Kompozit rezinler viskozitelerine göre ise;

1. Kondanse olabilen kompozitler
2. Akışkan kompozitler olarak sınıflandırılırlar.

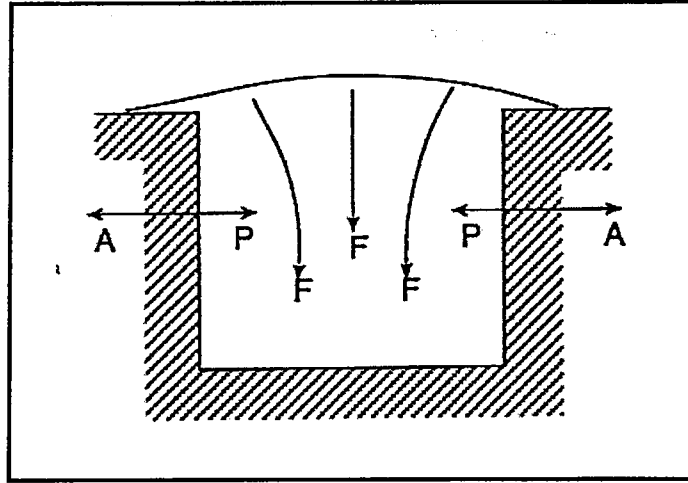
1.2.4.4. Kompozit Rezin Restorasyonlarda Klinik Başarı

Kompozit rezin restorasyonların klinik başarısı; hastaya ve uygulandığı dişe, hastanın okluzyonuna, oral hijyen ve alışkanlıklarına, rezin türüne, uygulama yöntemine, hekimin yetenek ve deneyimine bağlı olarak değişkenlik göstermektedir (70, 71, 97, 152).

Kompozit rezin restorasyonların başarısızlık nedenleri ise şöyle sıralanabilir;

1. Polimerizasyon Büzülmesi
2. Kenar Sızıntısı
3. Aşınma
4. Renklenme

Polimerizasyon büzülmesi; kompozit rezinlerde tüm polimerlerde olduğu gibi monomerlerin polimer zincirinde düzenleniş biçimlerinden kaynaklanan ve %1.5-3 arasında değişen hacimsel bir büzülme söz konusudur. Kavite duvarı ile rezin arasındaki adezyon kuvvetleri büzülmenin serbest olarak gelişmesini engeller ve internal streslerin oluşmasına neden olur (Şekil 17). Polimerizasyon sırasında rezinin plastik deformasyonu, akıcılık özelliği ve higroskopik ekspansiyonu büzülme streslerini bir ölçüde kompanse eder. Adezyon kuvvetlerinin büzülme streslerine karşı koyması ile oluşan stres birikimi, rezinin elastik limitini aşarsa aşınma, renklenme ve kenar sızıntısı gibi bir takım sorunlar ortaya çıkar.



Şekil 17. Kompozit rezinlerde polimerizasyona bağlı olarak oluşan büzülme
A. Adezyon kuvveti F. Flow P. Büzülme kuvveti

Kenar sızıntısı; polimerizasyon büzülmesi restorasyonun kenar uyumunu olumsuz yönde etkiler ve kavite duvarı ile rezin arasında bir boşluk oluşur. Sıvılar, bakteriler ve iyonlar bu boşluktan içeri sızarlar. Yiyecekler arasındaki sıcaklık farklılığı, rezindeki porözite, erken okluzal temaslar, rezinin mekanik özellikleri, kavite ile rezinin ısıl genişleme katsayıları arasındaki uyumsuzluk ve rezinin su emilimi, rezinle kavite arasında oluşan boşluğun boyutunda, dolayısıyla sızıntının miktarında rol oynayan diğer etkenlerdir.

Aşınma; kompozit rezinlerin yapısında bulunan inorganik doldurucu partiküllerin büyüklükleri, biçimleri, miktarları ve dağılımları rezinin aşınma direncini etkiler. Partikül miktarı fazla ve partiküller arası boşluğu az olan rezinler aşınmaya karşı daha dirençlidirler. Aşınmada rol oynayan diğer etkenler arasında ise; partiküllerin çiğneme kuvvetleri altında yer değiştirmesi ve rezinde çatlak, kopma gibi bazı okluzal defektlerin oluşması, polimerizasyonun tam olmaması, porözite, organik matriksin su emme özelliği, bitirme ve polisaj işlemleri ve hastanın alışkanlıkları yer alır. Kompozit rezinin yüzey düzensizlikleri ise,

polisaj, yüzey şekillendirmesi veya okluzal erken temas sırasında ortaya çıkan kuvvetler sonucunda meydana gelebilir (199)

Renklenme; rezin yapısından kaynaklanan renk değişikliklerine iç renklenme, rezinin uygulanmasından kaynaklanan renk değişikliklerine ise dış renklenme denir. İç renklenmeye makro partiküllü ve BIS-GMA miktarı fazla olan rezinlerde daha çok, mikropartiküllü ve ışıkla polimerize olan rezinlerde ise daha az rastlanır. Dış renklenmelerde rezinin kullanılan aletlerle veya kavitenin tam izole edilmemesi sonucu dişetinden sızan nem ve kan ile kontamine edilmesi renk değişikliklerine neden olur. Yetersiz polimerizasyon, hatalı bitirme ve polisaj işlemi, kötü ağız hijyeni, çay, kahve, sigara gibi boyayıcı maddeler de renklenmede rol oynayan etkenler arasındadır (188, 132, 90, 81).

Kompozit rezinin yerleştirilmesi ile en son polisaj arasında geçmesi gereken süre üzerinde fikir birliği yoktur. Bir çok üretici parlatmaya ışın cihazının uzaklaştırılmasından 1 dakika sonra başlanabileceğini söylemektedir. Ancak bazıları daha iyi bir marjinal adaptasyon sağlanması için, polisajın 24 saat geciktirilmesi gerektiğini öne sürmektedirler. Tüm bu gözlemlere karşın, polisaj restorasyonun yerleştirilmesini takiben yapılmalıdır. BIS-GMA'nın seyreltik solüsyonlarından veya kompozitin kendi rezin matriksinden olan cila ajanları, parlatılmış kompozit yüzeylerindeki düzensizlikleri azaltmak amacı ile kullanılır. Bu uygulamalar pek uzun ömürlü değildir (345).

Kompozit rezinlerin bitirme ve polisaj işlemlerinde tungsten karbit ve elmas frezler, elmas petekli diskler, alüminyumoksit kaplı diskler, silikon içerikli lastikler, arayüz zımparaları, fırça, lastik ve cila maddeleri kullanılmaktadır. Polisaj kompozitlerde problem yaratabilir, çünkü kompozit matriksi ile polisaj

aleti olarak kullanılan maddelerin sertliği birbirinden farklıdır. Kullanılan aşındırıcı malzemeler matriksi aşındırıp kompozit partiküllerini sökebilir. Günümüz kompozitlerinde bu problem organik polimer matriks oranını azaltarak çözümlenmeye çalışılmıştır. Bitirme ve polisaj işlemleri sürtünme sonucu oluşabilecek ısıyı önlemek amacı ile su soğutması altında gerçekleştirilmelidir (233).

1.2.4.5. Tamir Materyali olarak Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler porselen restorasyonların ağız içinde meydana gelen kırıklarının tamirinde sıklıkla kullanılmaktadır. Tamir materyali ve restorasyon arasındaki bağlantı, fonksiyonel kuvvetlere karşı koymak için dayanıklı olmak zorundadır. Bunu sağlayabilmek için de ısı genleşme katsayıları ve polimerizasyon büzölmeleri birbirleriyle uyumlu olmalıdır. Kompozit rezinlerin tipleri de porselene yapışma direncinde etkilidir. Porselen arayüzünde büyük partiküllü kompozit rezinlerin veya hibrit tip rezinlerin bağlanma direnci, mikrofil kompozit rezinlerin bağlanma direncinden daha büyüktür (17, 188). Hibrit kompozit rezinler, mikrofil rezinlere oranla daha dayanıklı ve daha az strese sahip olarak bulunmuşlardır (291, 292, 299). Yorucu kuvvetler söz konusu olduğu zamanlarda da hibrit tip kompozitlerin kullanılması önerilmektedir (65, 185).

Kompozit rezin sistemlerin porselen tamirinde başarı ile kullanılması sadece yüksek kalitede bağlanma özelliği yaratmalarına değil, aynı zamanda döngüsel yüklemeler boyunca yorulmalara karşı kompozit rezinlerle bonding

rezinler arasında dengenin korunmasına da bağlıdır. Kompozit rezinlerin bozulmasında döngüsel yorulmaların önemi iyi bilinmektedir (92, 200).



1.2.5. BONDİNG SİSTEMLERİ

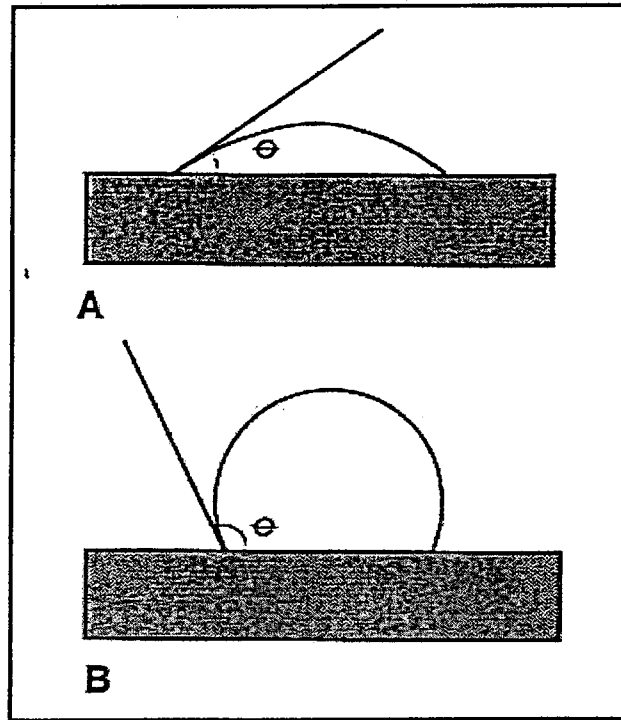
Restoratif dişhekimliğinde yapılan çalışmalarla estetik dolgu maddeleri son 35 yılda önemli gelişmeler göstermiştir. Araştırmacılar hem dolgu maddelerinin fiziksel, kimyasal, mekanik ve biyolojik özelliklerinin geliştirilmesine hem de dolgu maddelerinin dişin sert dokularına adezyonla bağlanmasına ağırlık vermişlerdir. Asitle pürüzlendirme yönteminin bulunması restoratif dişhekimliğinde adezyonun sağlanması için atılan ilk önemli adımdır. Bunu sırasıyla mine ve dentin bondingler izlemiş ve günümüzde *adeziv dişhekimliği* adı verilen bir kavram ortaya çıkmıştır (70).

Adezyon: Kısaca farklı moleküller arasındaki çekim kuvvetidir. Adezyonu oluşturan maddeye *adeziv*, adezivin uygulandığı maddeye ise *aderent* adı verilmektedir. Adezyon için adeziv ve aderent arasında tam bir temas olması gerekmektedir.

Adezyonun fiziksel, kimyasal ve mekanik türleri vardır. Fiziksel adezyon; Van der Waals kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen oldukça zayıf bir bağlanma türüdür. Kimyasal adezyon; farklı yapıdaki yüzeylerin atomları arasında oluşan sınırlı ve yine zayıf bir bağlanmadır. Primer ve sekonder kimyasal bağların etkisi ile oluşur. Primer kimyasal bağlar; iyonik, kovalent ve metalik olmak üzere üç kısımda incelenir (115, 70, 153, 171).

Girinti ve çıkıntıların mikroskobik biçim ve dağılımları bağlanmanın gücünü belirler. Dişhekimliğinde adezyon öncelikle mekanik bir kilitleme ile gerçekleşir. Bu kilitlemede kimyasal adezyon olsa bile kimyasal adezyonun sonuçta oluşan bağlanmaya katkısı sınırlıdır.

İyi bir adezyon için adezyon türüne bakılmaksızın sağlanması gereken bazı koşullar vardır. Bu koşulların başında yüzeylerin temiz olması gelir. Van der Waals kuvvetlerinin oluşabilmesi için adeziv ile aderent birbirlerine 3-4Å kadar yaklaşmalıdır. Herhangi bir artık tabakının varlığı, bu yaklaşmayı engeller ve adezyon olumsuz yönde etkilenir. İslanabilirlik de adezyonda önemli rol oynar. Adeziv, aderent yüzeyine ne kadar iyi akar ve ne kadar iyi ıslatırsa o kadar güçlü bir adezyon oluşur. İslanabilirlik değim açısı ile ölçülür (Şekil 18). Değim açısı; aderent yüzeyine damlatılan adezivin oluşturduğu küre parçasına her iki maddenin birleştiği yerden çizilen teğet ile aderent yüzeyi arasında oluşan açıdır. İdeal olarak ıslanmanın tam, yani değim açısının sıfır dereceye yakın olması gerekir. Bu durumda adeziv ile aderent molekülleri arasındaki kuvvetli çekim, adezivin yüzeye akarak çok küçük bir açı oluşturmasına neden olur. Adeziv ile aderent molekülleri arasındaki çekim kuvveti azaldıkça, adeziv yüzeye yayılmayıp küre biçiminde toplanır ve daha büyük bir değim açısı oluşur. Adezivin yüzey gerilim değeri, aderentin kritik yüzey gerilim değerine eşit veya daha az olmalıdır. Adezivlerin yüzey gerilim değeri yaklaşık 20-30dynes/cm arasında olmalıdır. Adezivin yüzey gerilim değeri ne kadar düşükse, değim açısı da o kadar azalacak ve daha güçlü bir adezyon oluşacaktır.



**Şekil 18. Değim açısı A. Değim açısının küçük olması
B. Değim açısının büyük olması**

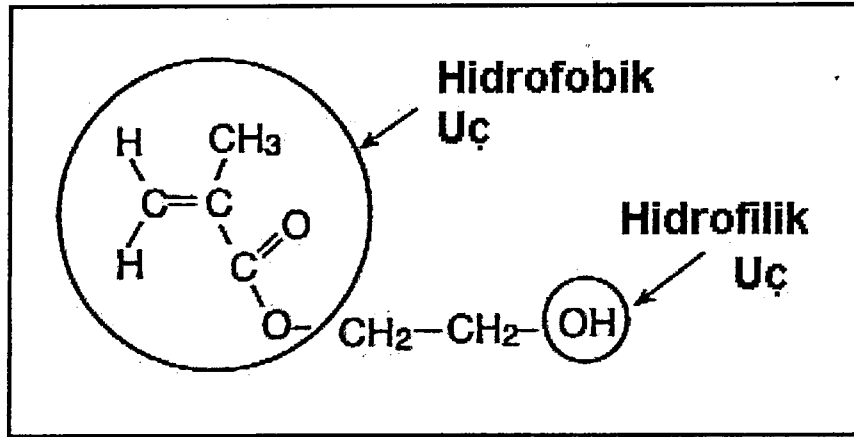
Girinti ve çıkıntılar değim açısını değıştirip adezyonda olumlu rol oynar ve adeziv ile temas eden yüzeyin alanını artırarak mekanik adezyonu gerçekleştirir. Bununla beraber çigneme kuvvetleri ile oluşan stresler girinti ve çıkıntılarda yoğunlaşır, stres birikimine neden olur. Bu olgu adeziv ile aderentin ısı genleşme katsayılarının farklı olmasından kaynaklanır (246, 70, 145, 121).

Adeziv rezinler ışık veya kimyasal olarak polimerize olabilirler. Kimyasal polimerizasyonun, teorik olarak vücut ısısının daha yüksek sıcaklıkla iç yüzde başlangıç polimerizasyonu avantajı vardır. Fakat dezavantaj olarak yavaştır (109). Işıkla polimerize olan bonding ajanlar ile adeziv rezin yer değıştirmez ve yeterli ışınlama ile kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesini önler (99).

İyi bir adezivde bulunması gereken özellikler şöyle sıralanabilir;

1. Çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu strese ve polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşan strese karşı koyabilmelidir.
2. Mine ve dentine bağlanabildiği gibi metal ve porselene de bağlanabilmelidir.
3. Isıl genleşmeye ve büzülmeye karşı dayanıklı olmalıdır.
4. Nemli yüzeylerde kolay uygulanabilmelidir.
5. Mikrosızıntıya dirençli olmalıdır.
6. Biyolojik olarak kabul edilebilir olmalıdır.
7. Raf ömrü uzun olmalıdır.
8. Uygulaması kolay ve uygulama sırasındaki işlem sayısı mümkün olduğunca az olmalıdır.
9. Film kalınlığı minimal düzeyde olup 20µm'den az olmalıdır (233, 70).

Yüzey koşulları şartlandırıcılar kullanılarak değiştirilmiş dentin yüzeyine, ıslanabilirliği dolayısıyla yüzey enerjisini arttırmak amacıyla hidrofilik hidroksietilmetakrilat (HEMA) monomeri içeren *primer*'ler uygulanır. Causton tarafından 1982 yılında tanıtılan primer moleküllerinde farklı iki fonksiyonel grup vardır. Bunlardan hidrofilik fonksiyonel grup dentin ile, hidrofobik fonksiyonel grup ise bonding ajanı ile bağlantı yapar (Şekil 19)(70).



Şekil 19. Hidroksietil metakrilat (HEMA)'nın açık formülü.

Primer, kollajen fibrillerin dizilişlerini değiştirerek adeziv bağlanma için yüzey, hazırlar ve monomer penetrasyonunun daha etkili olmasını sağlar. Primerler su, etanol veya aseton gibi çözücülerde çözülmüş adezyon geliştirici maddelerdir.

1.2.5.1. Bonding sistemlerin sınıflaması

Üretim tarihlerine göre;

1. Kuşak; hidroksilapatit kristallerine iyonik, kollajene ise kovalent bağlarla tutunurlar. Hidrofobik olduklarından bağlanma özellikleri düşüktür. 1980 öncesinde üretilmiştir.

2. Kuşak; BİS-GMA veya HEMA'nın halofosfat esterleridir. Hidroksiapatitin kalsiyum iyonları ile fosfat grupları arasında oluşan iyonik etkileşimle bağlanırlar. Smear tabakasına bağlandıklarından bağlanma özellikleri düşüktür. 1980'li yıllarda üretilmiştir.

3. Kuşak; smear tabakasını tamamen yok etmeye veya modifiye etmeye çalışırlar. 1980 sonrası üretilmiştir.

4. Kuşak; smear tabakası alüminyum oksalat ve N-fenil glisin içeren ajanlar tarafından kaldırılır. Porselen ve metale bağlanma özelliği gösterirler. 1990'lı yıllarda üretilmiştir.

5. Kuşak; primer ve bonding tek bir sistemde toplanmıştır. Aseton esaslı olduklarından nemden etkilenmezler. İçeriklerinde BIS-GMA veya HEMA bulunur. 1990 sonrası üretilmiştir.

Primerin içeriğine göre;

1. Aseton içerikli
2. Su içerikli

Smear tabakasını modifiye etmelerine, uzaklaştırmalarına ve çözmelerine göre;

a) Smear tabakasını modifiye edenler

1. Tek adımda smear tabakasını modifiye edenler
2. İki adımda smear tabakasını modifiye edenler

b) Smear tabakasını uzaklaştırmalarına göre;

1. Üç adımda smear tabakasını uzaklaştıranlar
2. İki adımda smear tabakasını uzaklaştıranlar

c) İki adımda smear tabakasını çözenler

Total etching konseptine göre;

1. İki komponent içeren ajanlar; asitleme likidi ve primeri + bonding ajanı içerirler.
2. Üç komponent içeren ajanlar; asitleme likidi, primer ve bonding ajanı likidi içerirler.

Self etching primer konseptine göre;

1. İki komponentli ajanlar; asitleme + primer solüsyonu ile bonding ajanı içerirler
2. Bir komponentli ajanlar; asitleme + primer + bonding ajanı beraber içerirler (233, 89, 325).



1.2.6. AĞIZ İÇİ PORSELEN TAMİR YÖNTEMLERİ VE MATERYALLERİ

Dental porselenlerin kırılması; restoratif dişhekimliğinin istenmeyen bir gerçeği olarak kabul edilir. Bu durum; restorasyonun fonksiyonunun azalması veya estetiğinin bozulması ile sonuçlanarak, restorasyonun değiştirilmesini veya tamirini zorunlu kılar (210).

Restorasyonlarda hataların meydana gelmesinde pek çok faktör etkilidir. Hasselman, Mackert ve Denry; metal ve porselen materyalleri arasındaki modülüslerdeki büyük değişikliklerden dolayı, mekanik hataların oluşmasının sürpriz olmadığını bildirmişlerdir (129, 191, 82). Wiederhorn, restorasyonların çiğneme kuvvetleri altında oluşan streslerden dolayı uzun sürelerde tekrarlayan yüklere maruz kaldığını ve durumun özellikle kimyasal yapıya zarar verdiğini belirtmiştir (330, 331).

Sherill, metal-porselen direncinin nemli çevrelerde %20-30 oranında azaldığını bulmuştur (288). Farah; yüzeylerin travma, parafonksiyonel okluzyon veya porselen-metal arasındaki yetersiz retansiyondan dolayı zarar gördüğünü veya kırıldığını rapor etmiştir (101). McLean, porselende geniş boşluk bulunmasının meydana gelecek hatanın önemli bir nedenini oluşturduğunu bildirmiştir (206). Oram ve Oilo; porselen kırıklarının diğer bir nedeni olarak, restorasyonun preparasyonu sırasındaki teknik hataları göstermiştir. Porselenin içindeki pörözite ile bu hatalar birleşince porselenin zayıflaması ve muhtemel kırıkların kaçınılmaz olduğunu belirtmişlerdir (232, 230).

Reuter, uzun anterior-posterior metal alt yapının ağır veya kompleks yükler altında esneyip porselen kırığına yol açtığını bildirmiştir (273). Diaz-Arnold; metal yapının dizayn hatası, metal alt yapı ile porselen arasındaki uyumsuz ısıl

genleşme katsayısı, aşırı porselen kalınlığı ve yetersiz metal desteği, porselen uygulamasındaki teknik kusurlar, okluzal kuvvetler veya travmayı metal destekli porselen restorasyonlar için hata nedenleri olarak sıralamıştır (84). Yamamoto, porselende mikroçatlakların kondanzasyon, pişirme ve sinterizasyon sırasında ısıl değişiklerden dolayı olduğunu gözlemlemiştir (341).

Creugers, porselen kırıklarının esas nedenlerinden biri olarak yetersiz diş preparasyonunu göstermiştir (65). Böylece metal alt yapı için yetersiz interokluzal mesafe kalır. Llobell ise yorulmanın metal-porselen restorasyonlar için önemli bir dezavantaj yarattığını söylemiştir (185). Burke, porselenin pişirilmesi sırasında mikroçatlakları minimale indirmek için uniform kalınlıkta işlenmesi gerektiğini bildirmiştir (36).

Anusavice; yüksek ısırma kuvvetleri, yıkıcı prematüre kontaklar ve düşük pH'daki içeceklerin dental restorasyonların cam içeriğinde kırığa neden olabileceklerini bildirmiştir (6). Neidermeier; yanlış okluzak kayıtlar, materyal tipi, restorasyonların diş ile uyumsuzluğunu muhtemel kırılma nedenleri olarak ifade etmiştir (225).

Bu faktörlere ilave olarak; simantasyon sırasında yapılan hatalar da eklenebilir (236, 75, 201, 101, 12).

Metal-porselen restorasyonların sökölme nedenlerinin başında porselende meydana gelen çatlak ve kırıklar gelir. Bunun dışında destek dişte meydana gelen patolojik durumlar, dişeti çekilmeleri, kole çürükleri, köprülerin çökmesi, kuronların delinmesi ve yanlış simantasyon gibi durumlar vardır. Köprü çapalarından birisi siman eriyip diştten ayrılırsa köprüyü yeniden yapıştırmak için öteki çapanın da çıkarılması gerekir (4).

Porselenin kırılma nedenlerinde etkili olan faktörleri kısaca şöyle sıralayabiliriz;

1. Hatalı kuron, köprü dizaynı
 - a) Restorasyonun esnemesine yol açan yetersiz rijititeye sahip metal altyapı
 - b) Yanlış altyapı dizaynı, yeterince desteklenmemiş porselen
 - c) Restorasyona aşırı kuvvet uygulanmasına yol açan yanlış okluzal konturlar
2. Direkt travma
3. Okluzal travma
4. Laboratuvar hataları
5. Uygun olmayan materyallerin kullanımı; örneğin uygun olmayan revetman ve porselen
6. Kuron ve köprü yapısının aşırı okluzal uygulamalar veya endodontik giriş kavitesinin açılması sırasında zayıflatılması.

Porselen kırılmalarını ise Chung şu şekilde sınıflandırmıştır (54);

1. Sadece porselende görülen kırık
2. Porselen ve metal altyapının açığa çıktığı kırık
3. Önemli miktarda metal altyapının açığa çıktığı kırık

Porselen tamir sistemlerinin klinik başarısı büyük oranda kompozit rezin ile porselen arasındaki bağlanmanın bütünlüğüne dayanmaktadır. Bu bütünlük kimyasal veya mekanik bağlanmanın başarısıdır (235).

Porselen tamirine başlanmadan önce mutlaka kırılmanın nedeni belirlenmeli ve giderilmelidir. Eğer bu yapılmazsa, hatanın tekrarlanması kaçınılmaz olup tamir uygulaması da başarısızlıkla sonuçlanabilir.

1.2.6.1. Ağız içi tamirin önemi

Porselen kırığının tamiri hasta ve hekim için zorluk yaratan bir durumdur. Çünkü porselenin doğasından dolayı varolan restorasyona ağız içinde yeni porselen eklemek mümkün değildir. Ayrıca metal alt yapı ve porselen üst yapının elle üretimi zaman ve beceri gerektirir (108). Ağızdan restorasyonun tamir için çıkarılması sırasında meydana gelebilecek olaylar gözönüne alındığında ise hekim ve hasta için bu işlem pek istenmemektedir. Dolayısı ile zarar görmüş restorasyonun ağızdan çıkarılması, kompleks bir yapı oluşu ve ekonomik nedenlerden dolayı her zaman mümkün olmayabilir (100).

Restorasyonun zarar gören çatlak bölgeleri Walton'un da belirttiği gibi mikroorganizmalar ve plak için birikim yeridir (328). Ayrıca Richter-Snapp, tekrarlanan fırınlamaların porselen restorasyonlarda distorsiyona neden olduğunu ve bunun da çoğunlukla alaşımların başlangıç oksidasyonları süresince meydana geldiğini söylemiştir (274). Porselen uygulaması ve yeterli pişirme sırasında kenarlarda 30-99.6µm'lik küçük değişimler gözlenir (110). Tamir için sökülen ve tekrar fırına giren restorasyonlar için bu risk hep vardır.

Yaşanabilecek problemler gözönüne alındığında; ağız içi tamir yöntemlerinin denenmesi konservatif bir yaklaşımla restorasyonların hizmet sürelerini arttıracaktır. Ağız içi porselen tamiri kırılmış restorasyonun çıkarılmasına ve yeniden yapılmasına bir alternatif olarak uygulanması mümkün, düşük riskli ve yan etkisi olmayan etkili bir tedavi seçeneğidir. Bu yöntemle klinik başarının sağlanmasında tutuculuk, yüzey bitirmesi, renk uyumu ve kontürler en önemli faktörlerdir (214)

1.2.6.2. Ağız içi porselen tamir yöntemleri

Metal destekli porselen restorasyonlarda meydana gelen kırılmaların restorasyon ağızdan çıkarılmadan tamiri için geliştirilen uygulamalar iki ana sınıf altında toplanmaktadır (75);

1. Direkt yöntemler

- a) Kompozit restorasyonu (tamir sistemleri ile)
- b) Kırık parçanın simatasyonu (tamir sistemleri ile)

2. İndirekt yöntemler

- a) Faset uygulaması (lamine)
- b) Metal-porselen krun uygulaması (overcasting)

Eski tamir sistemlerinde tutuculuk çukur ve undercut yaratılarak elde edilen makromekanik retansiyona dayanmaktaydı (227, 262). Günümüzde ise; gelişen tamir sistemlerinde kimyasal bağlanma için daha büyük yüzey sağlayan mikromekanik tutuculuk önem kazanmıştır (337, 296, 318).

Tamir materyali restorasyonun kırık sahasına kimyasal, mekanik veya her iki şekilde bağlanabilir (144, 322). Tamir materyalinin uygulandığı yüzey ile nasıl bir tutunma sağlayacağı materyal uygulanmadan önce gerçekleştirilen yüzey preparasyonuna bağlıdır.

1.2.6.2.1. Yüzey Preparasyonları

1. Asit uygulaması: Ağız içi tamir sistemleri, rezinin porselene bağlanmasında çok popüler olan topikal asit uygulamalarına dayanır. Bu sistemlerin en büyük avantajları; hastanın tedavisi sırasında, tek seansta uygulanmasının çok kolay olmasıdır. Ayrıca karmaşık laboratuvar işlemleri gerektirmeksizin hata durumunda restorasyonun tekrar asitlenebilmesine olanak verir.

a) Hidroflorik asit; porselen yüzeyinin asitlenmesi için sıklıkla tercih edilen ajandır. %2.5-10 oranlarındaki konsantrasyon ve 1 dakikadan 3 dakikaya kadar değişen uygulama süreleri ile kırık porselenin yüzeyinde amorf bir yapı ile çok sayıda gözenek meydana getirerek porselen ile rezinin bağlanmasını kuvvetlendirir (299, 39, 286, 315, 173, 114, 146, 147, 337). Hidroflorik asit aynı zamanda uygulandığı yüzeyde cam matriksi seçerek uzaklaştırır ve kristalin yapısını açığa çıkarır (296, 49, 50). Hidroflorik asit, ağız içi dokularına zarar verebildiği için dikkatli kullanılmalıdır (185).

b) Fosforik asit; porselen yüzeyinin pürüzlendirilmesi için %36-40 oranlarındaki fosforik asitlerden yararlanır. Hidroflorik asite göre daha az güçlü bir asittir. (79, 235, 262). Newburg, fosforik asidi porselen yüzeyini asitlemek için değil de, porselenin temizlenmesi için önermiştir (223).

c) Asidüle fosfat florür; porselen yüzeyinin güvenli ve etkili asitlenmesinde %1.23 oranındaki asidüle fosfat florür kullanılır (235, 297, 340, 1, 163, 323, 174). Porselen yüzeyinde düzgün, homojenize bir alan yaratır (284, 5).

2. Kumlama: Dental restorasyonların kumlanması materyallerin yüzeylerini temizlemek ve hem yüzeyi arttırmak hem de mikroretantif topografiyi sağlamak için sıklıkla kullanılır (316). Böylece aktive olan yüzeyde uygulanacak materyalin

ıslanabilirliği artar(317). Ancak kumlama dikkatli bir şekilde yapılmalıdır, çünkü uygulama sırasında meydana gelebilecek materyal kaybı restorasyonun klinik olarak uyumunu bozabilir (167, 168). Kumlamadan sonra metal yüzeyinde oluşan düzensizlikler; kumun çekirdek büyüklüğüne, metalin sertliğine ve kumlamanın basıncıyla uygulama süresine bağlıdır (131).

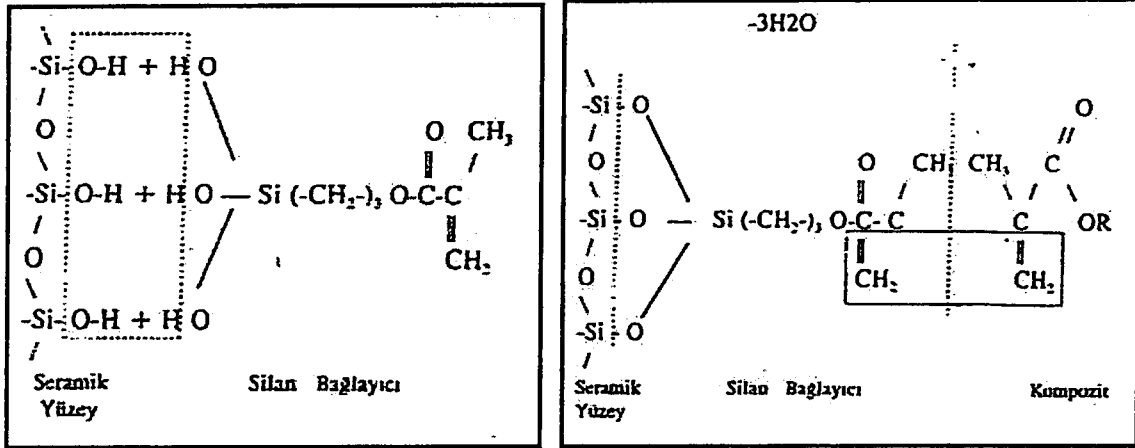
a) Aluminyumoksit partikülleri ile kumlama; yüzey gerilimini azaltmak ve bağlantı yüzey alanını arttırmak amacı ile, Al_2O_3 ile kumlama yapılarak yüzeyi pürüzlendirmek ağız içi porselen tamiri için basit bir metoddur. Bu metod ağız içinde kullanılan bir alet yardımı ile kırık yüzeyinin doğrudan kumlanması esasına dayanır. Hava abrazyonu veya kumlama, mikromekanik retansiyonu geliştirir. Al_2O_3 ile porselen yüzeyinin fiziksel değişikliği, genellikle $50\mu m$ 'lik partiküller kullanılarak sağlanır. Hava abrazyonu, metal ile rezin arasındaki retansiyonu, metal yüzeyinden oksitleri veya yağlı maddeleri temizleyerek, metal-rezin arasında kimyasal ve mekanik bağlantıyı arttırıp çok ince pürüzler yaratarak düzeltir. Böylece daha güçlü kompozit-alaşım bağlantısı ve etkin bir şekilde rezin tarafından ıslatılabilmeye imkan verir (235, 281).

b) Silisyumoksit partikülleri ile kumlama; tribokimyasal silika kaplama ile porselen ve alaşım yüzeyine rezinin adezyonu kuvvetlendirilir (306, 236, 237). Salisilik asitle modifiye edilmiş mineral parçacıklarından oluşur. Partiküller açığa çıkmış kırık yüzeyine yüksek enerjiyle atılır. Yüksek ısı, abraziv parçacıklarının etkilerinin metal yüzeyinde $15\mu m$ derinliğe ulaşmasını sağlar. Sonuçta, metal veya porselen yüzeyinde mikromekanik ve kimyasal adezyonu sağlayacak, küçük silika parçacıklarından bir tabaka oluşur (167, 168). İyi bir sonuç elde etmek için ağız içi kumlama aletini restorasyona yaklaşık 10mm uzaktan tutmak

gerekmektedir. Kırıgın boyutuna bağlı olarak 10-15 saniye uygulamanın başarılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir (265). Silicoater, Cojet ve Rocatec bu uygulamanın en bilinen sistemleridir (281, 167, 168, 306, 235, 236, 237).

3. Frezle pürüzleştirme: Metal veya porselene kompozit rezinin tutunması için, undercut veya oluğa benzer retantif alanların yaratılmasında ince ve kalın frezlerden yararlanılabilir. Retansiyon yaratan bu frezler elmas olabildiği gibi, tamir setlerinin içinde özel olarak bulunan taşlar da olabilir. Frezler kullanılarak kırık yüzeyinde kompozit rezinin bağlanması için retantif alan oluşturulurken çukurlar ve düzensiz alanlar meydana gelebilir. Böylece yetersiz mekanik retansiyon oluşabilir (339, 285)

4. Silan uygulaması: Günümüzde bir çok tamir setinde bulunan silan bağlama ajanları, dişhekimliğinde ilk defa 1963 yılında Bowen tarafından kullanılmıştır. Bu materyal ile porselen–metal alaşımı ile kompozit materyali arasında kimyasal bağlantı oluşturmak amaçlanmaktadır (223, 227, 235). Silan bağlama ajanları, rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir. Genel kimyasal formülleri (258); $X - (CH_2)_3Si - (OR)_3$ şeklinde olup silanın porselen ile kompozit materyalini birbirine bağlama mekanizması Şekil 20'deki gibidir (75). Silan porselen yüzeye uygulandığı zaman hidrolize olarak porselen ile bağlantıya geçmektedir (25).



Şekil 20 A. Porselen yüzey ile silan bağlayıcı materyal arasındaki kimyasal reaksiyon.

Şekil 20 B. Porselen yüzey-silan bağlayıcı materyal-kompozit materyal arasındaki kimyasal bağlantı.

Silan bağlama ajanları aynı zamanda porselenin ıslanabilirliğini de geliştirerek düşük viskozitedeki kompozit rezinlerin akışkanlıklarını da artırırlar (85, 2). Silanlar su ile karışırlar ise; bir oligomer oluştururlar ve yapışma özelliklerinin kaybederler (233).

Organofonksiyonel bağlayıcılar olarak silanların inorganik yapı ile polimer arasında kullanılması bir çok araştırmacı tarafından önerilmiştir (28, 327, 257, 258, 240, 283, 103, 224, 338). Kompozit rezinlerde matris ile doldurucular arasında sıkı bir bağlanmaya gereksinim vardır. Bu bağlanma ara faz-ajan ile sağlanır. Bu ara faz organik silisyum bileşiği olan uzun molekül silanlardan oluşur. Kompozit rezinlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlayıcı ajanlarla önceden kaplanmıştır. Silan bağlayıcı ajanlar, molekül zincirlerinin her iki ucunda farklı fonksiyonel gruplara sahiptir. Bu uzun molekül silanlar bir uçtan polimer matrise bağlanırken, diğer uçtan da doldurucuya (silika) bağlanır. Silan bağlayıcı ajanlar zayıf yapıya sahip olan matristen, nispeten daha güçlü yapıya sahip olan dolduruculara streslerin iletimini sağlar, rezinin fiziksel ve mekanik

özelliklerinin geliştirdiği gibi rezin-doldurucu ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (111).

5. Kombine uygulamalar: Yüzey preparasyonlarını tek tek kullanmak yerine, birkaçını birlikte kullanmanın metal-porselen yüzeyine kompozit rezinin bağlanması daha etkili olacağını bildiren çalışmalar vardır (235, 36, 75, 262, 77, 194, 114, 173, 215, 216, 92, 301, 38). Silan ile hidroflorik asit kombinasyonunu (22, 185), kumlama, frezleme ve hidroflorik asit kombinasyonlarını (305), kumlama ile hidroflorik asit kombinasyonlarını (315), kumlama, hidroflorik asit ve silan kombinasyonlarını (285), hidroflorik asit, silan kombinasyonunu (146, 147) beraber inceleyen çalışmalar bulunmaktadır.

6. Fiber ile güçlendirme: Özellikle metal alt yapının açığa çıktığı büyük kırık vakalarında tamir materyalinin kırık yüzeyine bağlanması daha zor olduğu için uzun süreli başarı şansı azalır (54). Bu problemi gidermek amacıyla, tamir materyalinin net şeklindeki cam fiberler ile güçlendirilmesi düşüncesi ön plana çıkmıştır.

Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan akrilik ve kompozit rezinler gibi polimerik esaslı maddelerin güçlendirilmesi fikri yeni olmamakla birlikte, kullanılan materyallerin fiziksel ve kimyasal özellikleri klinik uygulamalarını sınırlandırmıştır. Son yıllarda geliştirilen cam fiberlerin polimer rezin ile ön muamele edilmesi tekniği, fiberlerin güçlendirme özelliğini kolay klinik kullanım ile birleştirmiştir. Önceki sistemlere bir alternatif olarak bu sistem günümüzde porselen tamirinde kullanılmaktadır (238).

DİREKT YÖNTEMLER

1. Kompozit restorasyonu (tamir sistemleri ile); özellikle kırık sahası küçük bir boyutta ise; kompozit rezinler kullanılarak yapılan ağız içi porselen tamiri, estetik görüntüsü ve kolay uygulaması ile tercih edilmelidir. Kırık sahasının özellikleri değerlendirilerek uygulanacak tamir setinin kullanım klavuzuna göre tamir işlemi gerçekleştirilir. Günümüzde gelişen adeziv teknolojisi ile bu yöntemle başarılı sonuçlar elde edilmektedir. Renk seçenekleri, ekonomik oluşu, tek seansta yapılması gibi avantajlarıyla klinik olarak en çok tercih edilen yöntemlerdir (235, 36, 185, 262, 84, 85, 269, 194).

2. Kırık parçanın simantasyonu (tamir sistemleri ile); eğer kırılan parça zarar görmeden geride kalabilmiş ise yine ağız içi porselen tamir setlerinden yararlanılarak kırık parça restorasyona yapıştırılabilir (75). Burada kırılan parçanın da yapıştırılırken özel işlemlere tabi tutularak uygulandığı (hidroflorik asit gibi) unutulmamalıdır. Ayrıca yapıştırma işlemi dikkatli bir şekilde yapılmazsa, kırık parçanın yerine yerleştirilmesinde zorluklarla karşılaşılabilir (kalın kompozit ve bonding uygulaması gibi).

İNDİREKT YÖNTEMLER

1. Faset uygulaması (lamine); metal-porselen restorasyonda eğer geniş bir alan kaybı söz konusu ise, kaybedilen alan porselen bir faset ile tamir edilebilir (36). Burada kırılan kısmın ölçüsü alınır ve laboratuvarında uygun bir porselen laminate işlenir. Gelen parça ağız içindeki restorasyona rezin bazlı simanlarla yapıştırılır. Burada maliyet ve seans kaybı dezavantaj yaratır.

2. Metal-porselen kuron uygulaması (overcasting): restorasyonun kırık parçasının yerini alacak üst yapıya yer sağlayabilmek için metal alt yapıdan metali perfore etmeden aşındırma yapılır. Gerekli tutuculuk için aksiyel duvarlar aşındırılır, okluzal yüzeyde 2mm'lik mesafe kalacak şekilde aşındırma yapılmaktadır ve daha sonra ölçü, prova ve simantasyon işlemleri uygulanır (56). Ancak özellikle anterior bölgede dişlerin anatomik formu nedeniyle bu uygulamanın yapılması zordur. Overcasting yönteminin, bağlantı noktalarının zayıflatılması, metal alt yapının perfore edilmesi, aşırı kontur, dişeti ile ilişkili olduğu durumlarda periodontal risk gibi sakıncaları bulunmaktadır.

Porselen tamir materyalinin ıslatma açısı, porselenin içeriği, yüzey uygulaması, ara bağlayıcı sistemler, tamir materyalinin türü, mikrosızıntı, metal-porselen-tamir materyali bağlantısını etkileyen faktörlerdir (120, 173, 262, 278, 296, 305, 315, 322, 343).

BÖLÜM II

GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırma klinik (invivo) ve laboratuvar (invitro) olmak üzere iki bölümde gerçekleştirildi.

2.1. İnvitro Çalışma

Ağız içi porselen tamir materyallerinin laboratuvar koşulları altında kopma dirençlerini test etmek amacıyla 2mm kalınlığında ve 1mm çapında toplam 180 silindir örnek hazırlandı. Örneklerin ağız içinde meydana gelen metal-porselen kırılma durumlarını taklit edebilmesi amacıyla; 60 tanesi sadece metal, 60 tanesi sadece porselen ve 60 tanesi de yarısı metal yarısı da porselen yüzeyli olarak oluşturuldu (Resim 1).



Resim 1. Tamir uygulamasından önce metal, metal-porselen ve porselen örnekler

Metal örnekler Vautid Plus 3000 (Almanya) kıymetsiz metalinden hazırlandı. Alaşımın içeriğinde; %58 Nikel, %25 Krom, %13 Molibden, %2 Silika ve %1 Ti bulunmaktadır. Örnekler Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümünde özel olarak hazırlanan bir düzenek yardımıyla hepsi eşit çapta olacak şekilde mumdan elde edildi. Daha sonra revetmana (Bellavest T, Bego, Almanya) alınıp 1050 °C santirfujde döküldü. Önce 100µm'lik aluminyumoksit tozları ile kaba bir kuşlama yapıldıktan sonra tesviye işlemleri tamamlandı ve 50µm aluminyum tozları ile son kuşlama yapıldı (Resim 2).



Resim 2. Dökümden çıkmış, kaba tesviyesi yapılmış metal örnekler

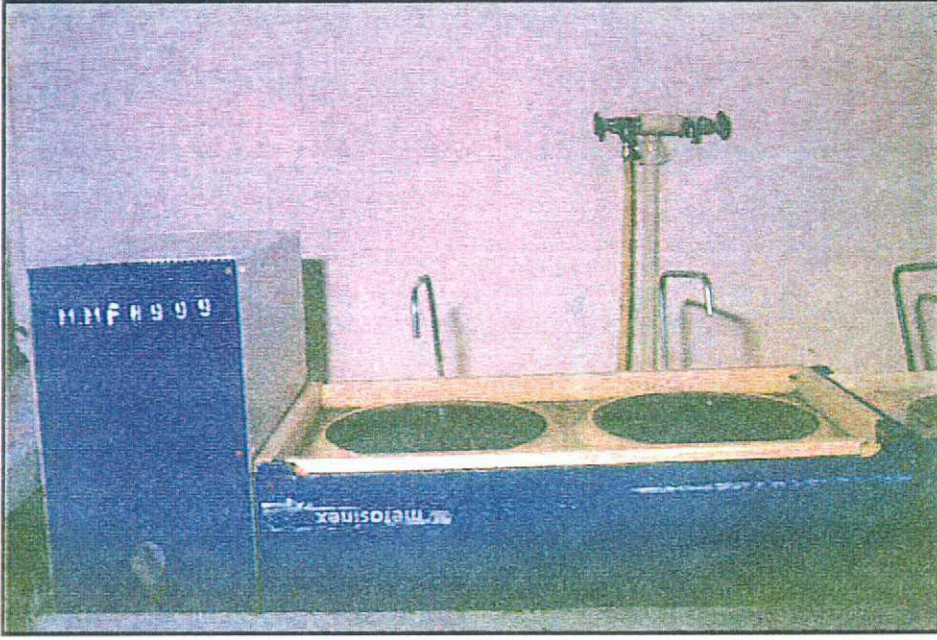
Porselen örnekler için, tamamı metal olan örneklerle eşit kalınlıkta olması amacı ile 0.6mm kalınlığında metal alt yapı hazırlandıktan sonra üzerine

Ceramco porseleninden (Dentsply, Amerika) opak 0.4mm kalınlığında işlenip 950 °C'lik porselen fırınında (İvoclar P 100, Almanya) pişirildi. Üzerine 1mm kalınlığında dentin tabakası konuldu ve 920 °C'de tekrar pişirildi.

Yüzeyin yarısının metal, yarısının porselen olduğu örneklerin hazırlanmasında ise mum modelaj örneğın tam ortasında basamak oluşturuldu. Döküm işleminden sonra kumlama ve tesviye yapıldı, metal porselen tam birleşme çizgisinde sıfırlanacak şekilde opak porselen ve dentin porselen işlenip pişirildi.

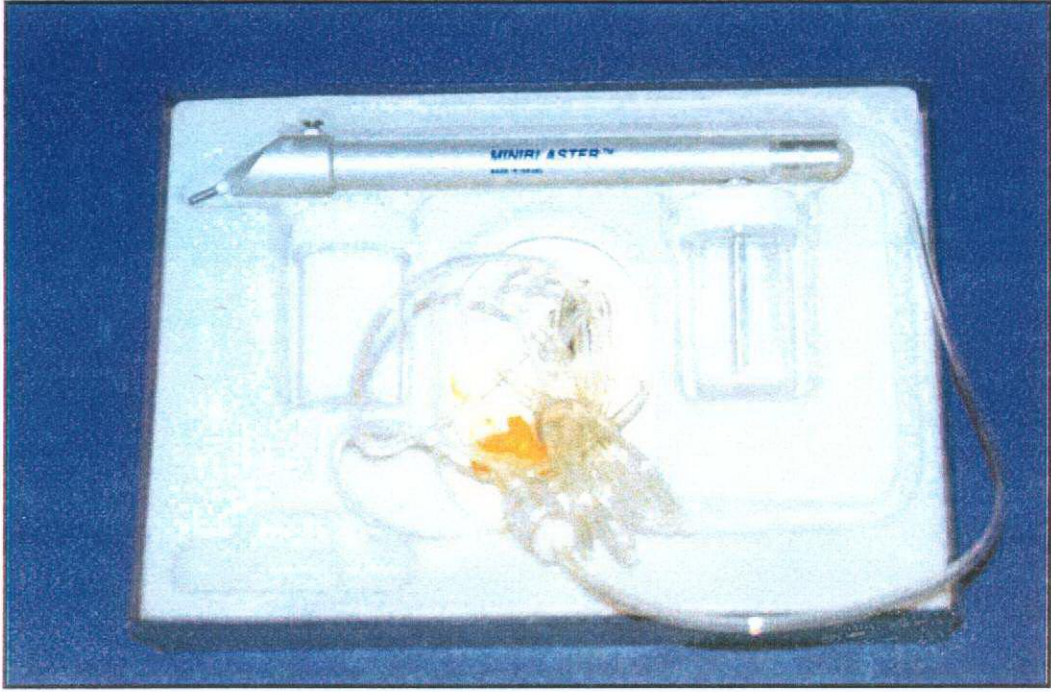
Örneklerin tümü deneyin gerçekleştirildiği test cihazına uygun olarak, 12mm çapında ve 20 mm yüksekliğindeki alüminyum boruların içine otopolimerizan akrilik rezin (Meliodent, Bayer Dental) yardımı ile gömüldü.

Örnekler ultrasonik cihazda (Bandelin Souorex RK 102) 15 dakika distile su içinde temizlendikten sonra, yüzeylerin tamamen düzgün ve pürüzsüz olmasını sağlamak amacı ile sırasıyla 500 ve 1200 no'lu silikon karbid zımparalar (English Abrasives, English Abrasives Ltd. İngiltere) kullanılarak, Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Metalografi Laboratuvarı'nda bulunan polisaj cihazında (Metasinex, Rathenow, Almanya) su banyosu altında zımparalanarak düzeltildi (Resim 3).



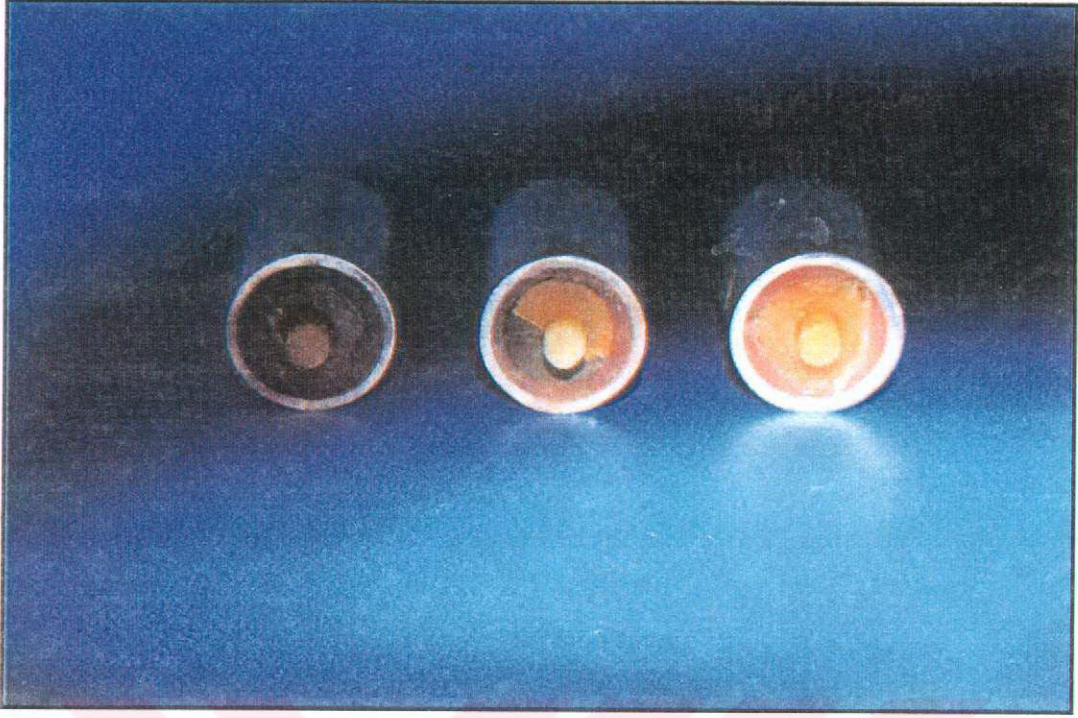
Resim 3. Örnek yüzeylerinin zımparalandığı cihaz.

Örneklerin yarısı ağız içi kumlama cihazı Miniblaster (Deldent Ltd, İsrail) yardımıyla, 50 μ m'lik alüminyumoksit partikülleri 2.5 bar basınç altında ve yaklaşık 20mm mesafeden dik açı ile yüzey matlaşmaya kadar kumlandı (Resim 4). Örneklerin kalan yarısına ise elmas frez (Diamont, FG 142G016, Almanya) ve aeratör yardımıyla su altında yüzey hazırlığı uygulandı.



Resim 4. Ağız içi kumlama cihazı

Yüzey hazırlığını takiben örnek gruplarının yüzeyinde herbirine beş farklı porselen tamir seti, 3.9mm çapında ve 3mm yüksekliğindeki şeffaf matrikslerin içine tabakalar halinde uygulanarak oluşturuldu. Tüm tamir malzemeleri ışın cihazı (Optilux 150, Demetrom, Amerika) ile polimerize edildi. Restorasyonların tamir işlemlerinden sonra bitirme ve polisaj işlemleri uygulandı. Polisaj için sarı kuşak elmas bitirme frezleri (Intensiv SA, İsveç), aşındırıcı diskler (Hawe Neos Dental, İsviçre), sarı ve beyaz silikon lastikler ve kendinden cila patı içeren rulolar kullanıldı. Tamir materyali uygulanan örnekler Resim 5'de gösterilmiştir.



Resim 5. Tamir malzemeleri uygulandıktan sonra örnekler

Kullanılan tamir setlerinin içerikleri Tablo 2'de gösterilmiştir.

MALZEME	TİPİ	ÜRETİCİ FİRMA
Porcelain Etch	Ağız içi tamir seti*	Ultradent, Amerika
Ceramic Repair	Ağız içi tamir seti †	Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein
Cimara	Ağız içi tamir seti ‡	Voco, Almanya
Silistor	Ağız içi tamir seti §	Heraeus Kulzer, Almanya
Silux Plus	Ağız içi tamir seti	3M, Amerika
Porcelain LinerM	Ağız içi tamir seti ¶	Sun Dental, Japonya

* İçerik: %9.5 hidroflorik asit (Porcelain Etch), nötralizan jel (EtchArrest: Sodyum bikarbonat), silan (Ultradent Silan: İsoopropanol, Metakriloksi propil trimetoksi silan), opak-bonding (PQ1, Permaquick: 2-hidroksietil metakrilat) ve kompozit rezin (Amelogen Universal: Mikrofil kompozit)

† İçerik: %37 fosforik asit (Total Etch), silan (Monobond-S: 3- Metakriloksi propil trimetoksi silan), adeziv rezin (Heliobond: Bisfenol-A-glisidildimetakrilat [Bis-GMA] ve trietilen glikol dimetakrilat) ve kompozit rezin (Tetric Ceram: Hibrit kompozit).

‡ İçerik: Cimara pürüzlendirici frez, silan (Cimara silan bağlayıcı: metillmetakrilat), adeziv rezin (Cimara Opaker likit: Bis-GMA ve uretandimetakrilat [UDMA]) ve kompozit rezin (Arabesk Top: Hibrit kompozit).

§ İçerik: pürüzlendirici frez (K 1), silan (Silicer: Isopropilalkol, silan), adeziv rezin (Silibond: metillmetakrilat) ve kompozit rezin (Charisma: Hibrit kompozit).

İçerik: %37 fosforik asit (3M Scotchbond Etchant), silan (Ceramic Primer: Prehidrolize silan bazlı primer), primer (Multipurpose primer: HEMA, 2 hidrosietilmetakrilat), adeziv (Multipurpose adhesiv: HEMA, BIS-GMA) ve kompozit rezin (Hibrit kompozit)

¶ İçerik: silan (Likit A: Metilmetakrilat (MMA), 4 META, Likit B: MMA, 3-trimetoksilil propil metakrilat)

Tablo 2. Kullanılan ağız içi porselen tamir materyallerinin içerikleri

Çalışmada kullanılan porselen tamir setleri ve uygulama aşamaları aşağıdaki şekildedir;

1. **Silux Plus, 3M**; uygulama yüzeyi düşük devirli bir anguldruvanın ucuna takılan polisaj fırçası yardımıyla pomza ile temizlendi, yıkanıp kurutuldu. Elmas frezle tüm zayıflamış porselen yüzeyleri kaldırıldı. Eğer metal açığa çıkmışsa frez veya kumlama ile pürüzlendirildi. Metal ve porselen yüzeylerine 15 saniye süreyle Scotchbond asit sürülüp, yıkandı ve kurutuldu. Scotchbond seramik primer uygulanıp kurutuldu. Scotchbond multi-purpose adesiv uygulanıp 10 saniye süreyle ışınlanıp polimerize edildi. Metal yüzeyleri uygun bir renkteki maskeleyici ajanla maskelenip 40 saniye

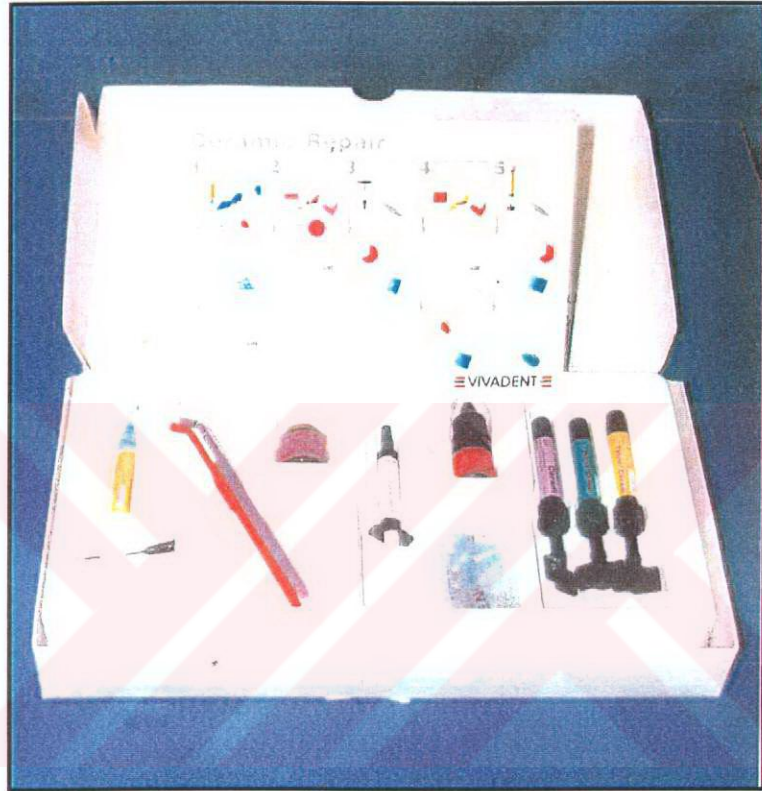
polimerize edildi. Uygun renkteki kompozit, tabakalar halinde yerleştirilip 40'ar saniye süreyle ışınlanarak polimerize edildi (Resim 6).



Resim 6. Silux Plus tamir seti

2. **Ceramic Repair, Vivadent;** uygulama yüzeyi aynı şekilde düşük devirli bir anguldruva ucuna takılan fırça ve pomza ile temizlendi, yıkanıp kurutuldu. Elmas frezle tüm zayıflamış porselen yüzeyleri kaldırıldı. Metal açığa çıkmışsa frez veya kuşlama ile pürüzlendirildi. Metal ve porselen yüzeylerine Total etch uygulandı ve 15 saniye bekledikten sonra yıkanıp kurutuldu. Monobond-S silan kaplama ajanı sürüldü ve 60 saniye beklendi. Monopaque tabakası sadece metal yüzeyine sürüldü ve 40 saniye ışınlandı.

Heliobond sürülüp fazlası hava spreyi ile uzaklaştırıldı. 20 saniye polimerize edildikten sonra uygun renkteki Tetric Ceram tabakalar halinde uygulandı ve 40'ar saniye polimerize edildi (Resim 7).



Resim 7. Ceramic Repair tamir seti

3. **Silistor, Heraeus Kulzer;** uygulama yüzeyi düşük devirli bir anguldruva ucuna takılan fırça ve pomza ile temizlendi, yıkanıp kurutuldu. Metal açığa çıkmışsa frez veya kumlama ile pürüzlendirildi. Zayıf parçalar elmas frezle uzaklaştırıldıktan sonra düşük devirli bir anguldruva ucuna takılan K1 özel frezi ile porselen yüzeyleri dikkatlice pürüzlendirildi. Artık porselen tozları fırça ile uzaklaştırıldı. Adezyon primeri olan Silicer uygulandı ve 2 dakika kuruması beklendi. Silibond-Dentacolor Opaker 1/1 oranında karıştırıldıktan

sonra metal yüzeyine maskeleyici olarak tatbik edildi ve 90 saniye ışınılandı. Üzerine Silibond sürüldü ve 90 saniye ışınılandı. Uygun renkteki Charisma kompozit rezini tabakalar halinde yerleştirildi ve 90'ar saniye sürelerle ışınılanarak polimerize edildi (Resim 8).



Resim 8. Silistor tamir seti

4. **Porcelain Liner-M, Sun Medical**; uygulama yüzeyi düşük devirli bir anguldruva ucuna takılan fırça ve pomza ile temizlendi, yıkanıp kurutuldu. Elmas frezle tüm zayıflamış porselen yüzeyleri kaldırıldı. Eğer metal açığa çıkmışsa frez veya kumlama ile pürüzlendirildi. A ve B sıvıları 1/1 oranında karıştırıldı ve yüzeye uygulandı. Hava spreyi ile çok az kurutulduktan sonra Silux Plus, 3M setinin maskeleyici ajanı ve kompozit rezini uygulanıp

polimerizasyon ışık cihazı yardımıyla 40'ar saniye süre ile ışınlandı (Resim 9).



Resim 9. Porcelain Liner M tamir seti

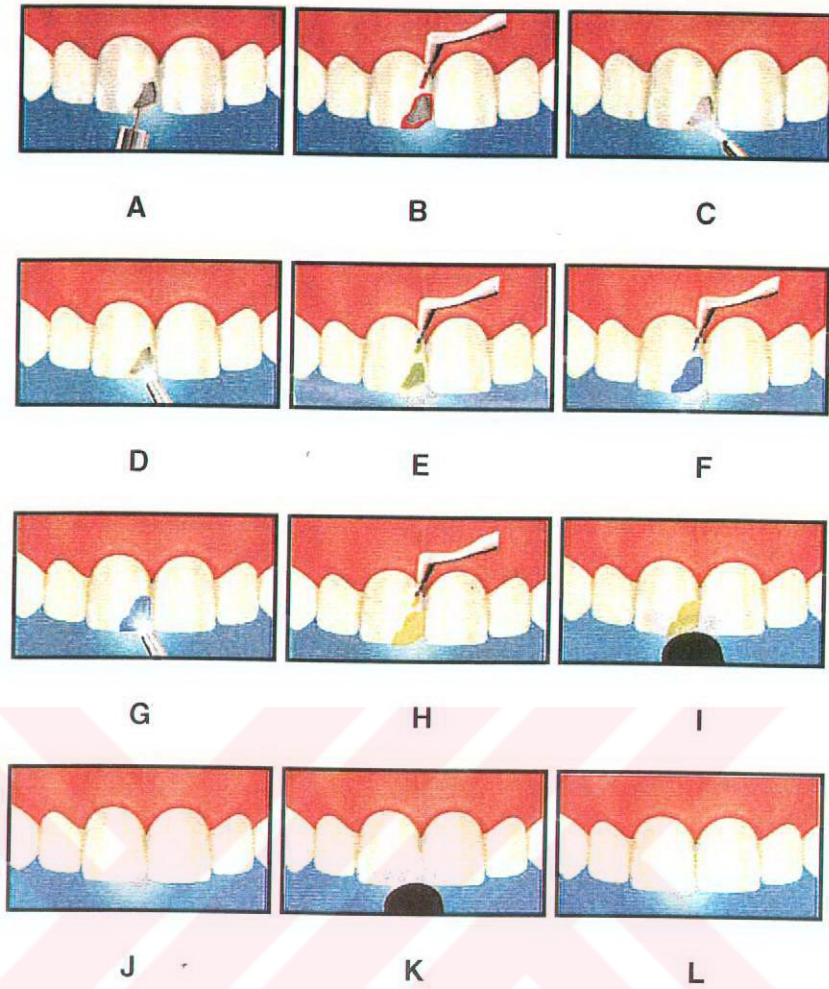
5. **Porcelain Etch, Ultradent;** uygulama yüzeyi düşük devirli bir anguldruva ucuna takılan fırça ve pomza ile temizlendi, yıkanıp kurutuldu. Elmas frezle tüm zayıflamış porselen yüzeyleri kaldırıldı. Eğer metal açığa çıkmışsa frez veya kumlama ile pürüzlendirildi. Porselen Etch 60 saniye süre ile uygulandı ve EtchArrest ile nötralize edildi. Yıkanıp kurutulduktan sonra silan uygulandı ve 60 saniye beklendi. Hava ile kurutulup PermaQuik bonding rezin uygulandıktan sonra hava ile inceltildi. 20 saniye ışık ile polimerize edildikten

sonra uygun renkteki Amelogen Universal kompozit rezin tabakalar halinde uygulanıp 40'ar saniye süreyle ışınlandı (Resim 10).



Resim 10. Porcelain Etch tamir seti

Porselen tamir setlerinin ağız içinde uygulama aşamaları aşağıda şematik olarak gösterilmiştir (Şekil 21).

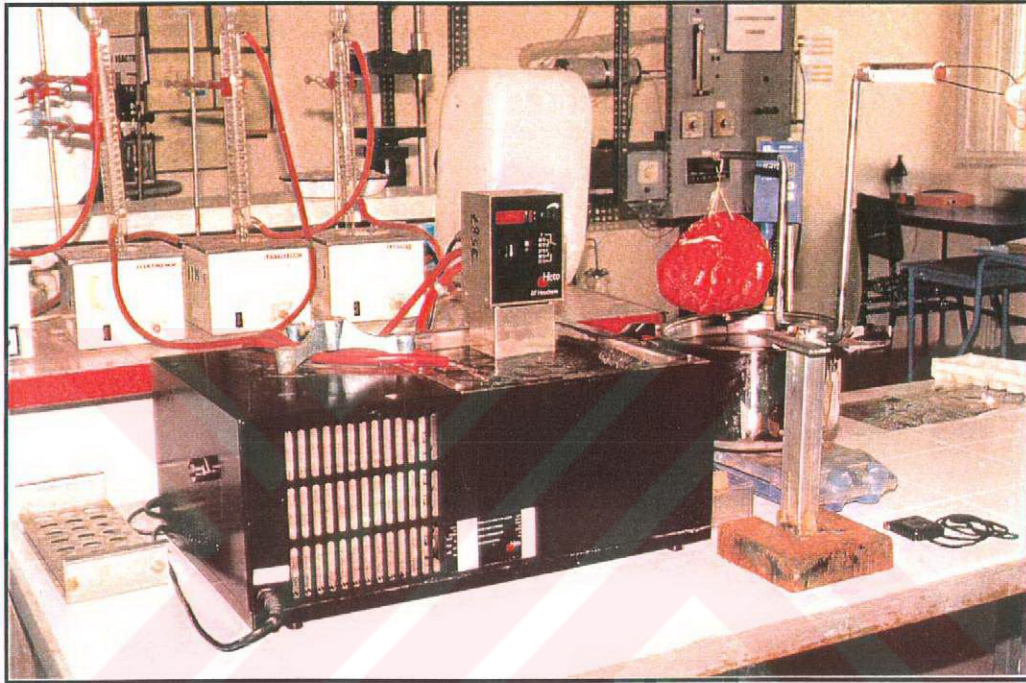


Şekil 21. Ağız içi porselen tamiri aşamaları

- A. Kırılmış yüzeyin preparasyonu B. Asit uygulaması C. Su ile yıkama
 D. Hava ile kurutma E. Silan uygulaması F. Primer uygulaması
 G. Adeziv uygulaması H. Opak uygulaması I. Opağın polimerizasyonu
 J. Kompozit rezin uygulaması K. Kompozit rezinin polimerizasyonu
 L. Bitmiş restorasyon

Örnek yüzeylerine porselen tamir setleri uygulandıktan sonra, örneklerin 1/3'ü bir gün, 1/3'ü bir hafta ve kalan 1/3'ü ise bir ay 37°C'lik distile suda bekletildi. Test edilen örneklerin ağız ortamıyla aynı koşullardaki sıcaklık değişimlere maruz kalmasını sağlamak amacı ile örnekler daha sonra termal döngü işlemi uygulandı. Termal döngü işlemini gerçekleştirebilmek için Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü'nde özel

olarak bir kol tasarlandı. Örneklere Ege Üniversitesi Kimya Fakültesi'nde ISO standartlarına uygun olarak, 5-55°C'lik su banyosunda herbir banyoda 20 saniye kalacak ve banyo aralarında 15 saniye süzülme süresi olacak şekilde toplam 550 döngü yaptırıldı (Resim 11).



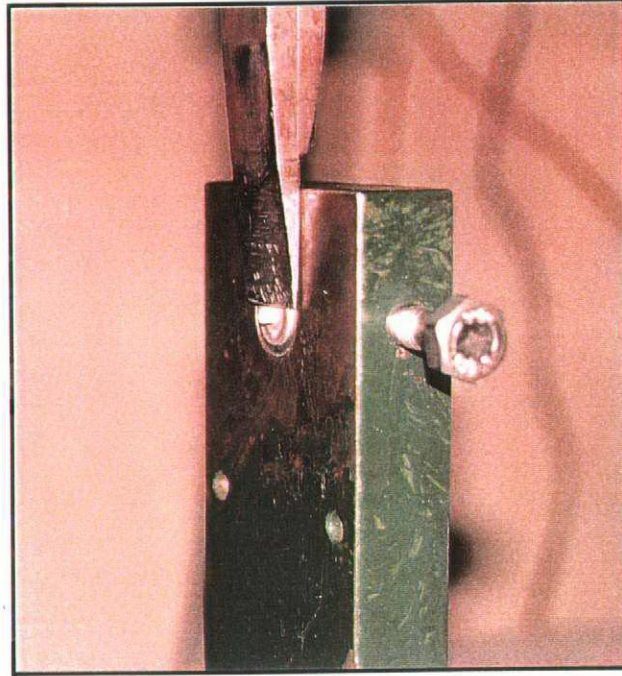
Resim 11. Örnekler termal döngü cihazında test edilirken

Bu işlemi takiben örneklere Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalürji ve Malzeme Bölümü'nde bulunan universal test cihazı Instron (AG-50 kNG, Shimadzu) yardımıyla kopma ve makaslama testleri 0.5mm/dakika hız ile uygulandı (Resim 12).



· Resim 12. Universal test cihazı

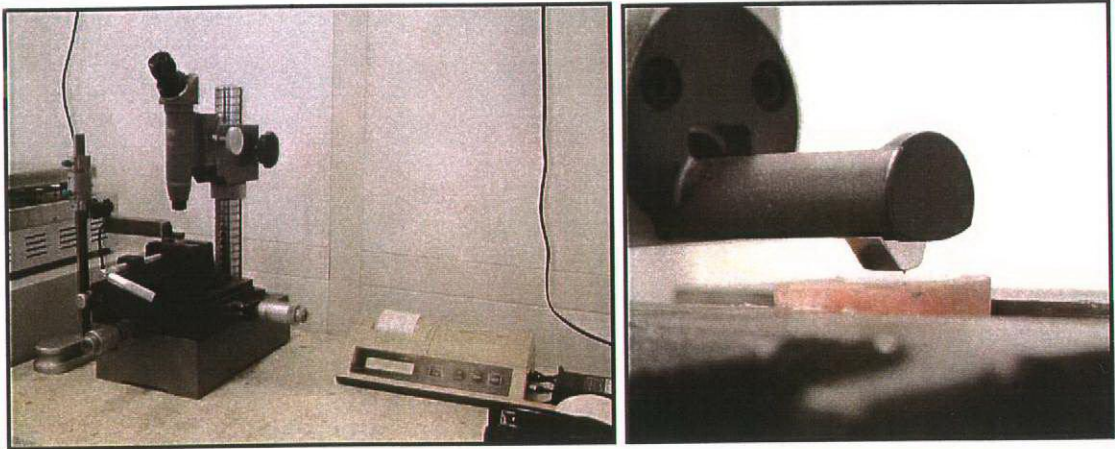
Örnekleri Instron cihazına yerleştirmek için yine aynı bölümde özel olarak alüminyum borunun çapına uygun olacak şekilde bir tutucu alet yapıldı (Resim 13).



Resim 13. Örnekler tutucu kol yardımıyla Instron cihazında test edilirken

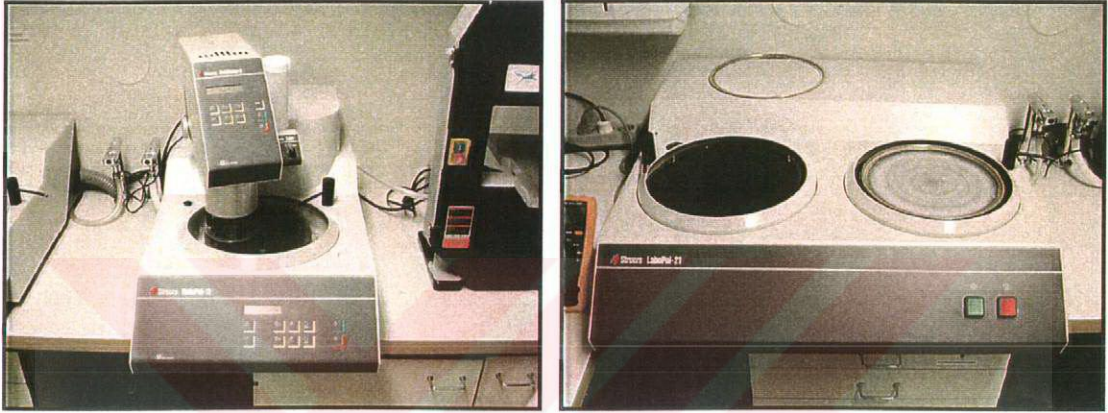
2.1.1. Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi

Metal, porselen veya her ikisi ile de tamir materyallerinin bağlanmasını sağlayan yüzey preparasyonlarının, örnek yüzeyinde meydana getirdikleri pürüzlülüğü gözlemek amacı ile tamir setleri içinde kullanılan yüzey hazırlığı işlemleri profilometre (Mitotoyo SurfTest 301, Japonya) yardımıyla incelendi (Resim 14).



Resim 14. Profilometre cihazı ve yüzey pürüzlülüğünün ölçümü

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi Finlandiya'da bulunan Turku Üniversitesi Dişhekimliği Enstitüsü Biomateryal Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Bu işlem için hazırlanan örneklerin yüzeyleri önce 500 ve sonra 1200 no'lu silikon karbid (paper 40400009) zımparalarla su altında Struers RotoPol-11 cihazında düzeltildi (Resim 15).



Resim 15. Örnek yüzeylerinin zımparalandığı cihazlar

Örnek yüzeylerinden beş ayrı kesitte ölçüm yapıp bulunan değerlerin aritmetik ortalaması alındı. Bu amaç için; 50 μ m'lik aluminyum partikülleri ile kumlama, hidroflik asit ile asitleme, fosforik asit ile asitleme, elmas frez ile pürüzlendirme ve kontrol grubu olarak da sadece 1200 no'lu silikon karbid zımpara uygulanmış yüzey kullanıldı.

2.1.2. Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

Instron cihazında test edilen örneklerin istatistiksel değerlendirilmesinin ardından gruptan elde edilen ortalama değerlere en yakın değeri gösteren örnekler belirlendi ve taramalı elektron mikroskobunda incelenmek üzere ultrasonik temizleyicideki distile suda 15 dakika temizlendi. Bunu takiben Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Tedavi Anabilim Dalı'nda bulunan taramalı elektron mikroskobunda (Jeol JSM 5200, Japon) vakum altında Sputter Coater (Polaron SC 502, İngiltere) ile altın kaplama yapılarak incelendi (Resim 16).



Resim 16. Makaslama testinden sonra altın kaplama yapılmış örnekler

Profilometrede incelenen örnekler ise yine ultrasonik temizleyicide (Quantrex 90, Land R Ultrasonics) distile suda 15 dakika temizlendikten sonra Turku Üniversitesi Dişhekimliği Enstitüsü Biomateryal Laboratuvarı'nda bulunan taramalı elektron mikroskobunda (Jeol JSM 5500, Japon) vakum altında Sputter Coater (Bal-Tec SCD 050) ile altın kaplama yapıldıktan sonra incelendi.

2.2. İnvivo Çalışma

2000-2003 yılları arasında Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na sabit protetik restorasyonunda kırık oluşması nedeniyle başvuran, yaşları 25 ile 66 arasında değişen 58 kadın ve 43 erkek, toplam 101 hastaya ağız içi porselen tamiri yapıldı. Restorasyonların ağız içinde kullanım süreleri 3 gün ile 19 yıl arasında değişmekteydi. Bu hastalar altı aylık periyotlarla kontrollere çağırıldı ve klinik olarak estetik görünüşleri önceden belirlenen bir indekse göre üç protez uzmanı tarafından değerlendirildi. Bu indeks (Creugers 1992);

Alpha; renk, şekil ve translusens bakımından restorasyonla iyi bir uyum sağlamış tamir uygulaması,

Bravo; restorasyonla arasında küçük, fakat kabul edilebilir renk, şekil ve translusens değişimi göstermiş tamir uygulaması,

Charlie; restorasyonla arasında başarısız renk, şekil ve translusens gelişmiş tamir uygulaması, olarak belirlendi.

Klinik uygulamalarda, laboratuvar uygulamalarında kullanılan beş tamir setine ilaveten Cimara, Voco tamir seti de uygulandı (Resim 17).



Resim 17. Cimara tamir seti

Ağız içi uygulamalarda tükrük, kan ve benzeri yapılarla tamir materyali ve restorasyonun etkileşimini engellemek için izolasyona oldukça önem verildi. Bu amaçla Rubber-Dam (Royal Shield, Malezya) mutlaka gerekli durumlarda kullanıldı, ayrıca tükrük emiciler, pamuk rulo ve spançlardan yararlanıldı.

Cimara, Voco tamir setinin uygulama basamakları; uygulama yüzeyi düşük devirli bir anguldruvaya takılan fırça ve pomza ile temizlendi, yıkanıp kurutuldu. Elmas frezle tüm zayıflamış porselen yüzeyleri kaldırıldı. Metal açığa çıkmışsa frez veya kumlama ile pürüzlendirildi. Düşük devirde çalışan bir anguldruva ucuna takılan özel bir frez yardımıyla porselen yüzeyi pürüzlendirildi ve tozlar fırça ile uzaklaştırıldı. Silan uygulandı ve 2 dakika kurutma için beklendi. Metal yüzeyine maskeleyici olarak opaker uygulandı ve 40 saniye ışınlandı. Üzerine bond sürüldü ve 20 saniye ışınlandı. Uygun renkteki Arabesk top kompozit rezini tabakalar halinde yerleştirildi ve 40'ar saniye süreyle ışınlanarak polimerize edildi.

Porselen tamiri uygulanan restorasyonlar şu şekilde sınıflandırılabilir;

1. Restorasyonun kırılma bölgesine göre;

- a) Anterior
- b) Posterior

2. Restorasyonun kırılma yüzeyine göre;

- a) Metal
- b) Porselen
- c) Opak

3. Kullanılan tamir materyaline göre;

- a) Cimara
- b) Porcelain Liner-M
- c) Silux Plus
- d) Porcelain Etch
- e) Silistor
- f) Ceramic Repair

4. Uygulanan tamir yöntemine göre;

- a) Tamir seti ile restorasyonun yeniden şekillendirilmesi
- b) Kırık parçanın yapıştırılması

5. Yüzey preparasyonuna göre;

- a) Kumlama
- b) Frezle pürüzlendirme
- c) Fiberle güçlendirme

6. Kırığın restorasyondaki konumuna göre;

- a) İnsizalde

- b) Okluzalde
- c) Kolede
- d) Vestibülde
- e) Lingual veya Palatinalde
- f) Endodontik giriş kavitesi
- g) Kombine

7. Kırılan parçanın restorasyonun hangi elemanı olduğuna göre;

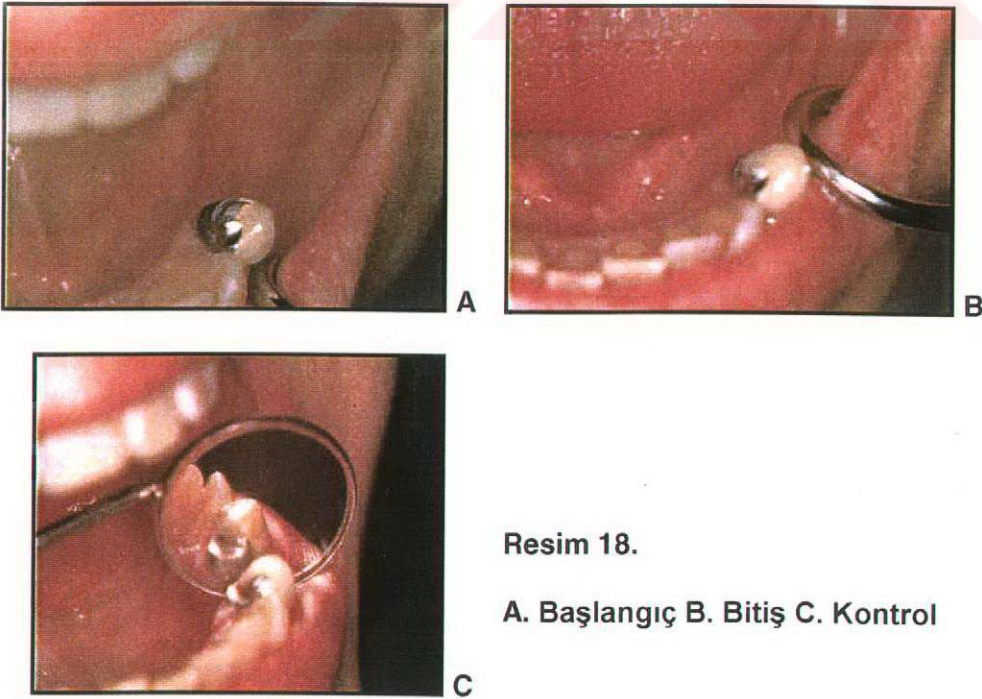
- a) Gövde
- b) Destek diş

Yukarıda sınıflandırılan ağız içi porselen tamirlerinden çok sayıda hastada oldukça fazla sayıda tamir yapılmış olmasına karşın yer darlığı nedeniyle ancak sınıflandırmaya göre tipik birkaç örnek verilmiştir.

Vak'a 1.

50 yaşında bayan hastanın (A.Ş.) alt sol 1. Premolar dişine (34 numaralı diş) denk gelen sabit restorasyonun destek diş kısmının okluzal yüzü kırılmıştı. Hastadan alınan anamnezde restorasyonun 1 yıl önce yapıldığı ve yemek yerken kırıldığı tespit edilmiştir. Kırık yüzeyi önce anguldruva yardımıyla pomza ile temizlendikten sonra ağız içi kuşlama cihazı ile 50µm'lik alüminyumoksit tozları ile yüzey pürüzlendirilmesi yapıldı. Daha sonra kırık tamirinde kullanılacak olan Porcelain Etch, Ultradent tamir setinin kullanım basamaklarına göre restorasyon tamamlandı. Okluzal ilişkiler artikülasyon kağıdı yardımıyla tüm yönlerde prematür kontaktlar yok edilerek düzenlendi. Bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra hasta 6 aylık kontrollere çağırıldı.

Tedavinin başlangıcı 3 yıl önce olup hasta 3 yıldır kontrollere gelmektedir. Kırık kenarlarında hafif renklenmelere ilk 6 aylık kontrollerde rastlanılmıştır (Resim 18).



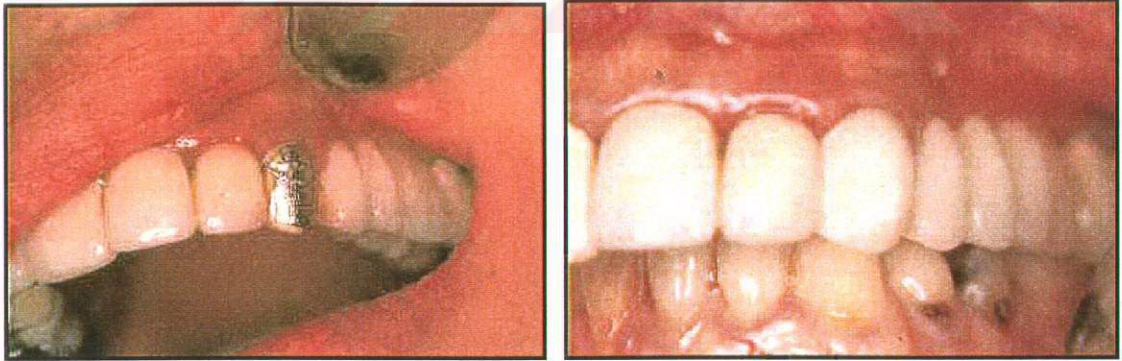
Resim 18.

A. Başlangıç B. Bitiş C. Kontrol

Vak'a 2.

46 yaşında bayan hastanın (M.Y.) üst sol Kanin dişine (23 numaralı diş) denk gelen köprü gövdesinin vestibül, insizal ve palatinal yüzleri tamamen kırılmıştı. Hastadan alınan anamnezde restorasyonun 9 yıl önce yapıldığı ve yemek yerken kırıldığı belirlendi. Kırık yüzeyi önce anguldruva yardımıyla pomza ile temizlendikten sonra ağız içi kumlama cihazı ile 50µm'lik alüminyumoksit tozları ile yüzey pürüzlendirilmesi yapıldı. Daha sonra kırık tamirinde kullanılacak olan Silistor, Kulzer tamir setinin kullanım basamaklarına göre restorasyon tamamlandı. Okluzal ilişkiler artikülasyon kağıdı yardımıyla tüm yönlerde prematür kontaklar giderilerek düzenlendi. Bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra hasta 6 aylık kontrollere çağırıldı.

Hasta 3 yıldır kontrollere gelmekte olup, özellikle restorasyonun vestibül yüzünde, koleye yakın bölgelerde hafif renklenmeler oluşmuştur (Resim 19).



A

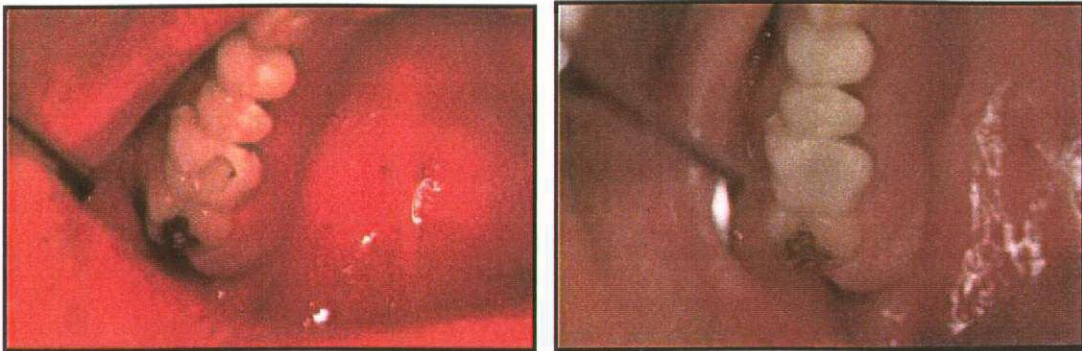
B

Resim 19. A. Başlangıç B. Bitiş

Vak'a 3.

56 yaşında erkek hastanın (A.E.) üst sağ 1. Molar dişine (16 numaralı diş) denk gelen sabit restorasyonun destek dişine endodontik giriş kavitesi okluzal yüzden açıldığı için bu bölgede bir kırık oluşmuştu. Hastadan alınan anamnezde restorasyonun 19 yıl önce yapıldığı ve endodontik olarak kanal tedavisine ihtiyaç duyduğu, fakat restorasyonu değiştirmek istemediği için restorasyonun üstünden böyle bir işlemin yapıldığı belirlendi. Kırık yüzeyinin alt kısmındaki cam iyonomer kaide maddesi 2mm derinlik kalacak şekilde indirildi. Daha sonra anguldruva ucuna takılan fırça ve pomza ile temizlendi. Frez yardımıyla yüzey pürüzlendirilmesi yapıldı. Daha sonra kırık tamirinde kullanılan porcelain Repair, Vivadent tamir setinin kullanım basamaklarına göre restorasyon tamamlandı. Okluzal ilişkiler artikülasyon kağıdı yardımıyla tüm yönlerde prematür kontaktların giderilmesi ile düzenlendi. Bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra hasta 6 aylık kontrollere çağırıldı.

Hasta 2.5 yıldır kontrollere gelmekte olup hiçbir renklenme gözlenmemiştir (Resim 20).



A

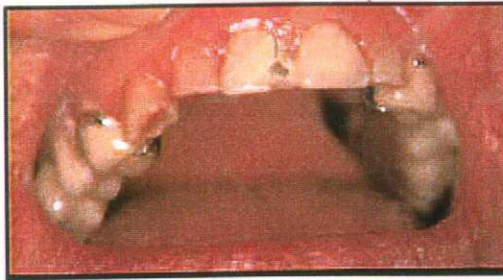
B

Resim 20. A. Başlangıç B. Bitiş

Vak'a 4.

42 yaşında bay hastanın (H.K.) üst sol 1. Keser dişine (21 numaralı diş) denk gelen sabit restorasyonun insizal yüzü kırılmıştı. Hastadan alınan anamnezde restorasyonun 6 ay önce yapıldığı ve ön bölgeye sert bir cismin çarpmasıyla kırıldığı tespit edilmiştir. Kırık yüzeyi önce anguldruva yardımıyla pomza ile temizlendikten sonra frez ile yüzey pürüzlendirilmesi yapıldı. Daha sonra kırık tamirinde kullanılacak olan Silux Plus, 3M tamir setinin kullanım basamaklarına göre restorasyon tamamlandı. Okluzal ilişkiler ısırtma kağıdı yardımıyla tüm yönlerde prematür kontaktlar elimine edilecek şekilde düzenlendi. Bitirme ve polisaj işlemlerinin ardından hasta 6 aylık kontrollere çağırıldı.

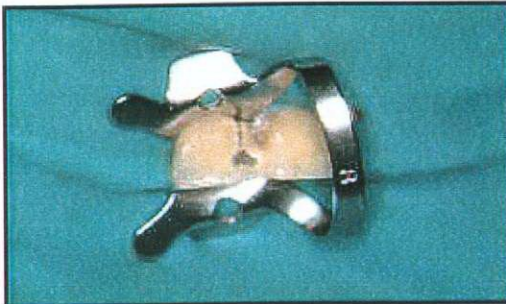
Hasta 1.5 yıldır kontrollere gelmektedir. Renklenme gözlenmemiştir (Resim 21).



A



B



C

Resim 21.

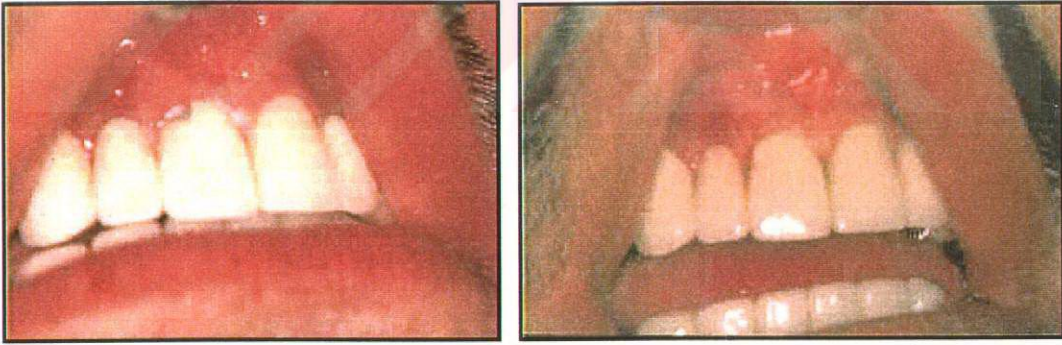
A. Başlangıç B. Bitiş

C. Rubber-Dam uygulaması

Vak'a 5.

42 yaşında erkek hastanın (H.Ç.) üst sağ 1. Keser dişine (11 numaralı diş) denk gelen sabit restorasyonun destek diş kısmının kole bölümünde küçük bir yer kırılmıştı. Hastadan alınan anamnezde restorasyonun 3 gün önce yapıldığı ve herhangi bir sebep yok iken kırıldığı belirlendi. Kırık yüzeyi önce anguldruva ucuna takılan fırça ve pomza ile temizlendikten sonra frez yardımıyla yüzey pürüzlendirilmesi yapıldı. Daha sonra kırık tamirinde kullanılan Cimara, Voco tamir setinin kullanım basamaklarına göre restorasyon tamamlandı. Bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra hasta 6 aylık kontrollere çağırıldı.

Hasta 2 yıldır kontrollere gelmekte olup hiçbir renklenme gözlenmemiştir. Burada kırığın simantasyon sırasında oluştuğu düşünülmektedir (Resim 22).



A

B

Resim 22. A. Başlangıç B. Bitiş

Vak'a 6.

48 yaşında erkek hastanın (Ö.A.) üst sol 2. Keser dişine (22 numaralı diş) denk gelen sabit restorasyonun destek diş kısmının kole bölgesinden bir parça kırılmıştı. Hastadan alınan anamnezde restorasyonun 1.5 yıl önce yapıldığı ve yemek yerken kırıldığı belirlendi. Kırık yüzeyi önce anguldruvaya takılan fırça ve pomza ile temizlendikten sonra ağız içi kumlama cihazı ile 50µm'lik alüminyumoksit tozları ile yüzey pürüzlendirilmesi yapıldı. Kırık parça sağlam olarak kalmıştı. Parçanın iç yüzeyi HF asit ile pürüzlendirildi. Daha sonra kırık tamirinde kullanılan Porcelain Liner-M, Sun Medical tamir setinin kullanım basamaklarına göre restorasyon tamamlandı. Bitirme ve polisaj işlemlerinin ardından hasta 6 aylık kontrollere çağırıldı.

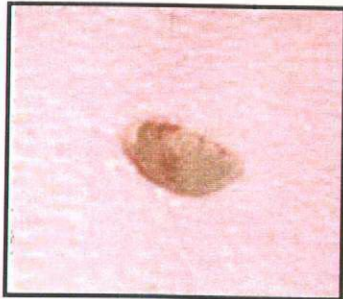
Hasta 2 yıldır kontrollere gelmekte olup renklenme gözlenmemiştir (Resim 23).



A



B



C

Resim 23. A. Başlangıç B. Bitiş C.

C Kopan parça

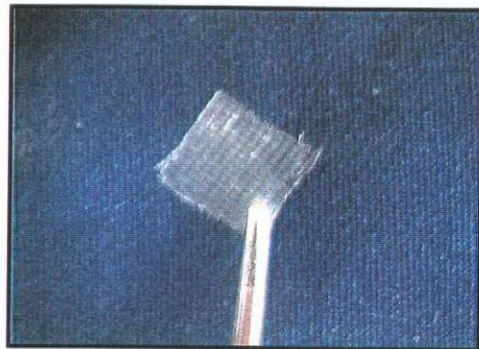
Vak'a 7.

28 yaşında bayan hastanın (H.A.) üst sol Kanin dişine (23 numaralı diş) denk gelen sabit restorasyonun destek diş kısmının vestibül yüzü tamamen kırılmıştı. Hastadan alınan anamnezde restorasyonun 15 ay önce yapıldığı ve yemek yerken kırıldığı belirlendi. Kırık yüzeyi önce anguldruvaya takılan fırça ve pomza ile temizlendikten sonra ağız içi kumlama cihazı ile 30µm'lik silisyumoksit tozları (Cojet, 3M-ESPE) ile yüzey pürüzlendirilmesi yapıldı. Uygulanan tamir materyalini kuvvetlendirmek amacıyla cam fiber (StickNet, Stick Tech) uygun boyutlarda kesilerek 5 dakika karanlık bir ortamda rezinle ıslatıldı. Daha sonra kırık tamirinde kullanılan Cimara, Voco tamir setinin silan bağlama ajanı uygulandı. Yüzey kurutulduktan sonra fiber ve üzerine opak madde uygulandı. Polimerizasyonu takiben kompozit rezin ile restorasyon şekillendirildi. Okluzal ilişkiler artikülasyon kağıdı yardımıyla tüm yönlerde prematür kontaklar giderilerek düzenlendi. Bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra hasta 3 ay sonra kontrole çağırıldı. Hiçbir renklenme gözlenmedi.

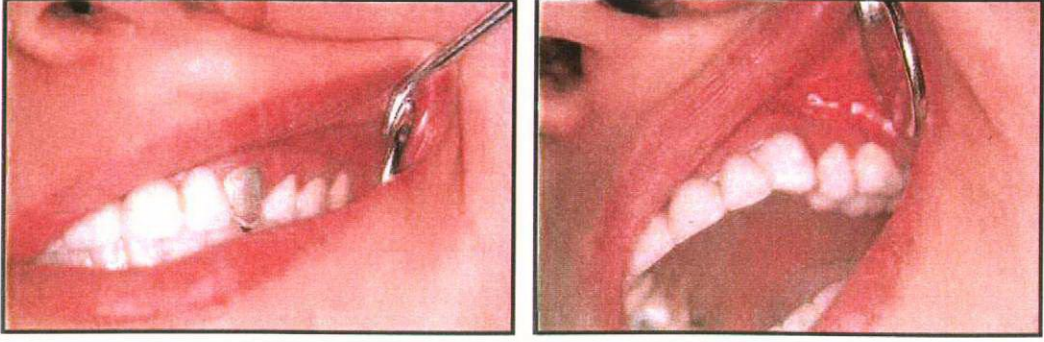
Hasta tekrar 6 aylık rutin kontrollerine çağırıldı (Resim 24).



A



B



C

D

Resim 24. A. Başlangıç B. Örgü şeklindeki fiber C. Restorasyona fiber yerleştirilmiş D. Bitiş



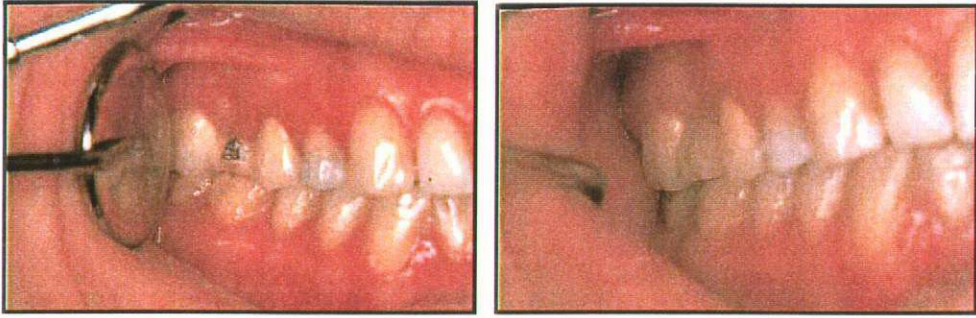
Ağız içi porselen tamirinde başarılı sonuçlar elde edilmesine rağmen, az da olsa başarısızlıkla sonuçlanan vak'alar bulunmaktadır. Bunlara örnekler aşağıda verilmiştir.

Vak'a 1.

52 yaşında bayan hastanın (N.Ş.) üst sağ 1. Molar dişine (16 numaralı diş) denk gelen köprü gövdesinin vestibül yüzü tamamen kırılmıştı. Hastadan alınan anamnezde restorasyonun 3 yıl önce yapıldığı ve yumuşak birşeyler yerken kırıldığı belirlendi. Kırık yüzeyi önce anguldruvaya takılan fırça ve pomza ile temizlendikten sonra ağız içi kumlama cihazı ile 50µm'lik alüminyumoksit tozları ile yüzey pürüzlendirilmesi yapıldı. Daha sonra kırık tamirinde kullanılan Porcelain Etch, Ultradent tamir setinin kullanım basamaklarına göre restorasyon tamamlandı. Okluzal ilişkiler artikülasyon kağıdı yardımıyla tüm yönlerde prematür kontaklar giderilerek düzenlendi. Bitirme ve polisaj işlemlerinin ardından hasta 6 aylık kontrollere çağırıldı. Ancak 2 ay sonra hasta tamir edilen bölümün düştüğünü söyleyerek tekrar kliniğimize başvurdu. Başka bir ağız içi tamir seti denenmesine karar verilerek kırık kısmın pomza ile temizlenmesini takiben ağız içi kumlama uygulandı. Daha sonra Silistor, Kulzer tamir seti kullanma talimatlarına uygun olarak kullanıldı. Ancak 1 ay sonra hasta yine aynı şikayetle kliniğimize başvurdu.

Burada kanımızca başarısızlıktaki en önemli faktör; köprü gövdesi ile antegonist diş arasında porselen için yeterli aralığın olmayışı ve köprü altındaki dokunun aşırı keratinize olmasından dolayı köprü uygulaması için de yeterli aralığın olmayışıydı. Ayrıca hastada brüksizm nedeniyle yaptığımız tamirin

ömrü kısalmişti. Hastanın köprüsü söküldü, cerrahi olarak keratinize doku alındı, gövde için yer sağlandı ve iyileşmeyi takiben yeni bir köprü uygulaması yapıldı (Resim 25).

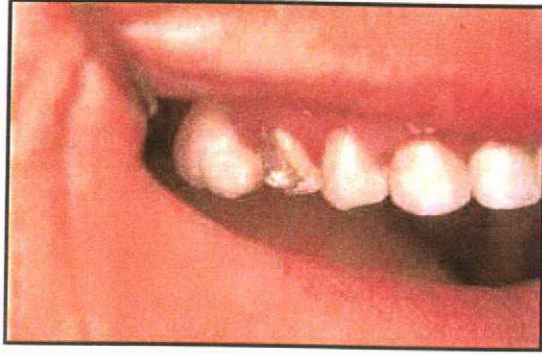
**A****B**

Resim 25. A. Başlangıç B. Bitiş

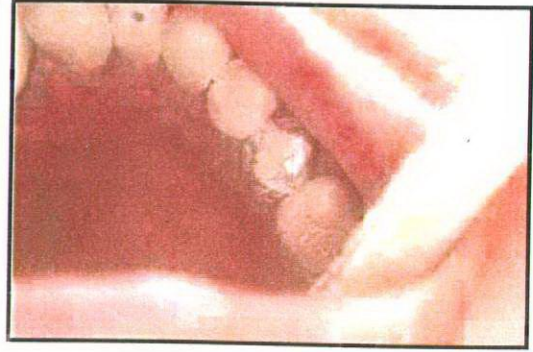
Vak'a 2.

45 yaşında bayan hastanın (R.Z.) üst sağ 2. Premolar dişine (15 numaralı diş) denk gelen sabit restorasyonun çapalarından birinin vestibül, palatinal ve okluzal yüzeyleri kırılmıştı. Hastadan alınan anamnezde restorasyonun 7 yıl önce yapıldığı ve yemek yerken kırıldığı belirlendi. Kırık yüzeyi önce anguldruvaya takılan fırça ve pomza ile temizlendikten sonra ağız içi kumlama cihazı ile 50µm'lik aluminyumoksit tozları ile yüzey pürüzlendirilmesi yapıldı. Daha sonra kırık tamirinde kullanılan Cimara, Voco tamir setinin kullanım basamaklarına göre restorasyon tamamlandı. Okluzal ilişkiler artikülasyon kağıdı yardımıyla tüm yönlerde prematür kontaktların giderilmesi ile düzenlendi. Bitirme ve polisaj işlemlerinin ardından hasta 6 aylık kontrollere çağırıldı. Ancak 4 ay sonra hasta erik yerken sert olan çekirdeğin tamir kısmına gelerek, restorasyonun yeniden kırılmasına yol açtığını bildirdi. Başka bir ağız içi tamir seti denenmesine karar verilerek kırık kısmın pomza ile temizlenmesini takiben ağız içi kumlama uygulandı. Daha sonra Silux Plus,3M tamir seti kullanma talimatlarına uygun olarak kullanıldı. Hasta yapılan restorasyonu 2.5 yıldır kullanmaktadır.

Burada başarısızlıktaki en önemli faktör; sert bir maddenin tamir bölgesine gelmesi ve istenmeyen bir kuvvet uygulamasıdır (Resim 26).



A



B



C



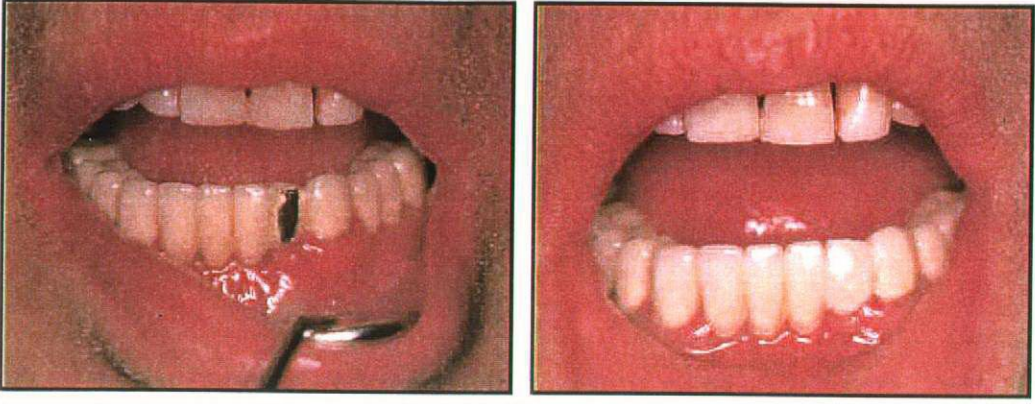
D

Resim 26. A. Başlangıç (Vestibül) B. Başlangıç (Okluzal)
C. Bitiş (Vestibül) D. Bitiş (Okluzal)

Vak'a 3.

45 yaşında erkek hastanın (E.D.) alt sol Keser dişi gövdeye (32 numaralı diş) denk gelen sabit restorasyonun vestibül yüzü tamamen kırılmıştı. Hastadan alınan anamnezde restorasyonun 3 yıl önce yapıldığı ve yemek yerken kırıldığı belirlendi. Kırık yüzeyi önce anguldruvaya takılan fırça ve pomza ile temizlendikten sonra ağız içi kuşlama cihazı ile 50µm'lik alüminyumoksit tozları ile yüzey pürüzlendirilmesi yapıldı. Daha sonra kırık tamirinde kullanılan Porcelain Liner-M, Sun Medical tamir setinin kullanım basamaklarına göre restorasyon tamamlandı. Okluzal ilişkiler artikülasyon kağıdı yardımıyla tüm yönlerde prematür kontaktların giderilmesi ile düzenlendi. Bitirme ve polisaj işlemlerinin ardından hasta 6 aylık kontrollere çağırıldı. Ancak 5 ay sonra hasta tamir edilen vestibül kısmın düştüğünü söyleyerek tekrar kliniğimize başvurdu. Başka bir ağız içi tamir seti denenmesine karar verilerek kırık kısmın pomza ile temizlenmesini takiben ağız içi kuşlama uygulandı. Daha sonra Porcelain Repair, Vivadent tamir seti kullanma talimatlarına uygun olarak kullanıldı. Ancak 7 ay sonra hasta aynı şikayetle kliniğimize başvurdu. Hasta periodontal enflamasyon nedeniyle ilgili bölgeden dişeti operasyonu geçirdi ve sabit restorasyonu yenilendi.

Olgudaki başarısızlıktaki en önemli faktör; kanımızca tamir edilen bölgede gingival hiperplazi bulunması ve enflamasyonun hem tamir işlemi boyunca hem de sonrasında porselen tamir materyalinin bağlanmasını olumsuz etkilemiş olabileceğidir (Resim 27).



A

B

Resim 27. A. Başlangıç B. Bitiş



2.3. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

İnvitro ve invivo sonuçlar elde edildikten sonra istatistiksel değerlendirme, Ege Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümünde SPSS 11.0 (Statistical Package of Social Sciences) istatistik programında yapıldı. Tüm veriler için istatistiksel önem aralığı $p < 0.05$ olarak kabul edildi.

İnvitro olarak elde edilen veriler, tek yönlü varyans analizinde (ANOVA) direnç bağımlı değişken alınarak uygulama grupları, kullanılan malzeme, yüzey preparasyonları ve suda bekletme süreleri karşılaştırıldı. Gruplar arası fark, kullanılan malzemeler arası fark ve grup-malzeme etkileşimi arasındaki fark önemli bulunduğu için Post Hoc Testleri yapıldı. Gruplar arası farkların belirlenmesinde "Duncan ^{a,b,c}" testi kullanıldı.

BÖLÜM III

BULGULAR

3.1. İnvitro Çalışma Bulguları.

Ağız içi porselen tamirinde kullanılan 5 farklı tamir sisteminin metal, porselen ve metal-porselen yüzeylere bağlanma dirençleri, hazırlanan test örneklerinin, farklı sürelerde suda bekletilmesini takiben test edildi. Elde edilen kırılma değerleri sonuçları ise yapılan *tek yönlü varyans analizi* ile karşılaştırıldı. Tablo 3' de istatistiksel olarak grup, malzeme, uygulama ve gün alt gruplarının verileri ve birbirleriyle olan etkileşimleri görülmektedir.

Grup: Örnek yüzeylerini gösteren metal, porselen ve metal-porselen'i ifade eder.

Malzeme: Kullanılan tamir setlerini; Silux Plus, Silistor, Porcelain Etch, Ceramic Repair ve Porcelain Liner-M, ifade eder.

Uygulama: Örnek yüzeylerinde pürüzlendirme yöntemleri olan kuşlama ve frezle pürüzlendirmeyi ifade eder.

Gün: Örneklerin bağlanma testinden önce suda bekletildiği 1 gün, 1 hafta ve 1 ay'lık süreyi ifade eder.

Varyans Kaynağı	F Hesap	Olasılık
Grup	10.30	*0.000
Malzeme	20.23	*0.000
Uygulama	7.76	0.007
Gün	4.36	0.016
Grup & Malzeme	2.98	*0.005
Grup & Uygulama	5.51	0.006
Malzeme & Uygulama	0.53	0.713
Grup & Malzeme & Uygulama	1.63	0.126
Grup & Gün	1.26	0.290
Malzeme & Gün	2.00	0.055
Grup & Malzeme & Gün	1.44	0.139
Uygulama & Gün	0.24	0.787
Grup & Uygulama & Gün	0.08	0.987
Malzeme & Uygulama & Gün	0.70	0.683
Grup & Malzeme & Uygulama & Gün	1.48	0.122

Tablo 3. Grup, malzeme, uygulama ve gün değerlerinin istatistiksel değerlendirme sonuçları.

Metal, porselen ve metal-porselen yüzeylerine bağlanma direnci arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$). Bağlanmaları test edilen Silux Plus, Silistor, Porcelain Etch, Ceramic Repair ve Porcelain Liner-M tamir setleri arasındaki fark yine istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$). Örnek yüzeylerine yapılan uygulamalardan kumlama ve frezle pürüzlendirme işlemleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p > 0.05$). Örnekleri test etmeden önce 1 gün, 1 hafta ve 1 ay distile suda bekletme süreleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p > 0.05$). Gruplar ve malzemeler arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0.05$).

Grup-uygulama, malzeme-uygulama, grup-malzeme-uygulama, grup-gün, malzeme-gün, grup-malzeme-gün, uygulama-gün, grup-uygulama-gün, malzeme-uygulama-gün, grup-malzeme-uygulama-gün arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır ($p > 0.05$).

Metal yüzeyli örneklerden elde edilen sonuçlar porselen ve metal-porselen yüzeylerden elde edilen sonuçlardan istatistiksel olarak farklı bulunmuştur (Tablo 4).

Grup	N	Alt Küme	
		1	2
1	58	64.17	
3	59		89.25
2	60		92.64
Sig		1.00	0.61

Grup 1: Metal 2: Metal-Porselen 3: Porselen

Tablo 4. Metal grubunda bulunan örneklerin bağlanma dirençleri, porselen ve metal-porselen grubunda bulunan örneklerin bağlanma dirençlerinden istatistiksel olarak farklıdır.

Tek yönlü varyans analizi ile sonuçlar gruplar için ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Metal yüzey için elde edilen verilerin istatistiksel olarak değerlendirme sonuçları Tablo 5' de gösterilmiştir.

Malzeme	Uygulama	Gün	Ortalama (N)	Std. Sapma	N
1	1	1	83.12	5.65	2
		2	78.62	32.17	2
		3	28.25	0.00	1
	2	1	58.75	1.41	2
		2	24.62	5.12	2
		3	27.43	5.91	2
2	1	1	110.81	8.04	2
		2	115.37	21.38	2
		3	47.93	5.21	2
	2	1	88.74	13.61	2
		2	46.12	0.35	2
		3	4.18	1.85	2
3	1	1	83.43	3.79	2
		2	43.68	2.73	2
		3	77.93	8.03	2
	2	1	63.37	0.00	1
		2	35.37	1.06	2
		3	21.62	1.23	2
4	1	1	76.74	8.21	2
		2	39.52	17.23	2
		3	49.78	53.56	2
	2	1	143.56	5.57	2
		2	123.43	12.02	2
		3	142.24	0.53	2
5	1	1	54.37	17.14	2
		2	77.18	1.15	2
		3	55.99	4.41	2
	2	1	41.43	0.79	2
		2	33.12	12.90	2
		3	16.00	3.88	2

Malzeme 1: Silux Plus 2: Silistor 3: Porcelain Etch

4: Ceramic Repair 5: Porcelain LinerM

Uygulama 1: Kumlama 2: Frez

Gün 1: 1 Gün 2: 1 Hafta 3: 1 Ay

Tablo 5. Metal grubundaki örneklerin malzeme, uygulama ve gün alt gruplarına göre istatistiksel değerlendirilmeleri.

Metal grubu için malzeme, uygulama, gün, malzeme-uygulama ve malzeme-gün arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Ancak uygulama-gün ve malzeme-uygulama-gün arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır (Tablo 6).

Varyans Kaynağı	F Hesap	Olasılık
Malzeme	25.09	*0.000
Uygulama	116.61	*0.000
Gün	15.31	*0.000
Malzeme & Uygulama	5.92	*0.001
Malzeme & Gün	8.66	*0.000
Uygulama & Gün	2.27	0.121
Malzeme & Uygulama & Gün	2.66	0.026

Tablo 6. Metal grubundaki örneklerin istatistiksel değerlendirme sonuçlarına göre; malzeme, uygulama ve gün değerleriyle olan ilişkileri.

Malzeme ile uygulama etkileşimi önemli bulunduğu için ileri bir analiz olan Post Hoc testlerinden Duncan^{a,b,c} analizi ile her malzeme için uygulama ve gün alt grupları ayrı ayrı incelenmiştir (Tablo 7-9)

Malzeme	Ortalama (N)	Std. Sapma	95% Güven Aralığı	
			Alt Sınır	Üst Sınır
1	50.13	4.51	40.89	59.37
2	68.86	4.17	60.30	77.41
3	54.23	4.51	44.99	63.48
4	98.21	4.17	89.65	106.77
5	46.35	4.17	37.79	54.91

Malzeme 1: Silux Plus 2: Silistor 3: Porcelain Etch
4: Ceramic Repair 5: Porcelain LinerM

Tablo 7. Test edilen tamir setlerinin metal grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri.

Uygulama	Ortalama (N)	Std. Sapma	95% Güven Aralığı	
			Alt Sınır	Üst Sınır
1	84.39	2.72	78.80	89.98
2	42.72	2.72	37.13	48.31

Uygulama 1: Kumlama 2: Frez

Tablo 8. Test edilen yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin metal grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri.

Gün	Ortalama (N)	Std. Sapma	95% Güven Aralığı	
			Alt Sınır	Üst Sınır
1	77.86	3.39	70.91	84,81
2	61.16	3.23	54.53	67.79
3	51.64	3.39	44.69	58.60

Gün 1: 1 Gün 2: 1 Hafta 3: 1 Ay

Tablo 9. Test edilen örneklerin suda bekletme sürelerinin metal grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri.

Metal yüzeyli örnekler için uygulanan malzeme ve günlerin istatistiksel olarak değerlendirilmesi Tablo 10 ve 11' de verilmiştir.

Malzeme	N	Alt Küme		
		1	2	3
5	12	46.35		
1	11	52.12		
3	11	53.40		
2	12		68.86	
4	12			98.21
Sig		0.27	1.00	1.00

Malzeme 1: Silux Plus 2: Silistor 3: Porcelain Etch
4: Ceramic Repair 5: Porcelain LinerM

Tablo 10. Metal grubunda bulunan örnekler için kullanılan tamir setlerinin bağlanma dirençleri, istatistiksel olarak farklı değerler verilmiştir.

Gün	N	Alt Küme	
		1	2
3	19	52.87	
2	20	61.16	
1	19		78.62
Sig		0.08	1.00

Gün 1: 1 Gün 2: 1 Hafta 3: 1 Ay

Tablo 11. Metal grubunda bulunan örneklerin suda bekleme sürelerine göre verdikleri bağlanma dirençleri, istatistiksel olarak farklı değerler verilmiştir.

Metal-Porselen yüzey için elde edilen verilerin istatistiksel olarak değerlendirme sonuçları Tablo 12'de gösterilmiştir.

Malzeme	Uygulama	Gün	Ortalama (N)	Std. Sapma	N
1	1	1	115.06	1.32	2
		2	108.25	6.36	2
		3	66.81	8.75	2
	2	1	108.31	24.12	2
		2	82.43	53.12	2
		3	67.99	1.23	2
2	1	1	74.81	20.59	2
		2	77.93	10.16	2
		3	14.99	8.30	2
	2	1	72.06	25.01	2
		2	46.37	2.12	2
		3	11.06	5.21	2
3	1	1	92.06	19.00	2
		2	89.37	13.25	2
		3	75.56	54.17	2
	2	1	79.06	18.11	2
		2	118.37	17.50	2
		3	105.43	14.23	2
4	1	1	114.18	97.48	2
		2	105.31	77.69	2
		3	208.00	39.24	2
	2	1	126.81	0.43	2
		2	141.93	149.81	2
		3	118.68	44.28	2
5	1	1	97.74	31.99	2
		2	118.43	10.16	2
		3	82.56	13.87	2
	2	1	72.18	14.05	2
		2	65.50	17.32	2
		3	121.99	11.13	2

Malzeme 1: Silux Plus 2: Silistor 3: Porcelain Etch

4: Ceramic Repair 5: Porcelain LinerM

Uygulama 1: Kumlama 2: Frez

Gün 1: 1 Gün 2: 1 Hafta 3: 1 Ay

Tablo 12. Metal-Porselen grubundaki örneklerin malzeme, uygulama ve gün alt gruplarına göre istatistiksel olarak değerleri.

Bu grup için malzemeler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı iken; uygulama, gün, malzeme-uygulama, malzeme-gün, uygulama-gün ve malzeme-uygulama-gün arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır (Tablo 13-16).

Varyans Kaynağı	F Hesap	Olasılık
Malzeme	6.38	*0.001
Uygulama	0.40	0.530
Gün	0.24	0.785
Malzeme & Uygulama	0.26	0.898
Malzeme & Gün	1.23	0.313
Uygulama & Gün	0.01	0.986
Malzeme & Uygulama & Gün	1.10	0.386

Tablo 13. İstatistiksel değerlendirme sonuçlarına göre metal-porselen grubundaki örneklerin; malzeme, uygulama ve gün değerleriyle olan ilişkileri.

Malzeme	Ortalama (N)	Std. Sapma	95% Güven Aralığı	
			Alt Sınır	Üst Sınır
1	91.47	12.07	66.81	116.14
2	49.53	12.07	24.87	74.20
3	93.31	12.07	68.64	117.97
4	135.82	12.07	111.15	160.48
5	93.07	12.07	68.40	117.73

Malzeme 1: Silux Plus 2: Silistor 3: Porcelain Etch
4: Ceramic Repair 5: Porcelain LinerM

Tablo 14. Test edilen tamir setlerinin metal-porselen grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri.

Uygulama	Ortalama (N)	Std. Sapma	95% Güven Aralığı	
			Alt Sınır	Üst Sınır
1	96.07	7.63	80.47	111.67
2	89.21	7.63	73.61	104.81

Uygulama 1: Kuşlama 2: Frez

Tablo 15. Test edilen yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin metal-porselen grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri.

Gün	Ortalama (N)	Std. Sapma	95% Güven Aralığı	
			Alt Sınır	Üst Sınır
1	95.22	9.35	76.12	114.33
2	95.39	9.35	76.28	114.49
3	87.30	9.35	68.20	106.41

Gün 1: 1 Gün 2: 1 Hafta 3: 1 Ay

Tablo 16. Test edilen örneklerin suda bekleme sürelerinin metal-porselen grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri.

Metal-Porselen yüzeyli örnekler için uygulanan malzeme ve günlerin istatistiksel olarak değerlendirilmesi Tablo 17 ve 18'de verilmiştir.

Malzeme	N	Alt Küme		
		1	2	3
5	12	49.53		
1	11		91.47	
3	11		93.07	
2	12		93.31	
4	12			135.82
Sig		1.00	0.92	1.00

Malzeme 1: Silux Plus 2: Silistor 3: Porcelain Etch
4: Ceramic Repair 5: Porcelain LinerM

Tablo 17. Metal-Porselen grubunda bulunan örnekler için kullanılan tamir setlerinin bağlanma dirençleri arasındaki farklar verilmiştir.

Gün	N	Alt Küme
		1
3	20	87.30
1	20	95.22
2	20	95.39
Sig		0.57

Gün 1: 1 Gün 2: 1 Hafta 3: 1 Ay

Tablo 18. Metal-Porselen grubunda bulunan örneklerle uygulanan bekleme sürelerine göre istatistiksel olarak farklı olmayan bağlanma dirençleri değerleri.

Porselen yüzey için elde edilen verilerin istatistiksel olarak değerlendirme sonuçları Tablo 19'da gösterilmiştir.

Malzeme	Uygulama	Gün	Ortalama (N)	Std. Sapma	N
1	1	1	133.87	91.92	2
		2	79.12	18.20	2
		3	68.12	11.13	2
	2	1	78.18	12.28	2
		2	54.37	2.29	2
		3	71.31	33.50	2
2	1	1	30.37	2.65	2
		2	40.81	9.46	2
		3	65.93	80.87	2
	2	1	111.37	1.76	2
		2	25.75	0.00	1
		3	26.62	8.48	2
3	1	1	54.06	29.42	2
		2	74.43	25.90	2
		3	42.68	15.81	2
	2	1	86.75	38.53	2
		2	33.06	16.17	2
		3	70.12	44.72	2
4	1	1	183.74	0.17	2
		2	124.43	39.68	2
		3	72.12	59.04	2
	2	1	203.56	31.38	2
		2	177.00	25.45	2
		3	158.25	5.30	2
5	1	1	115.93	124.18	2
		2	46.37	8.30	2
		3	178.06	101.03	2
	2	1	65.18	45.87	2
		2	69.62	58.15	2
		3	104.56	9.46	2

Malzeme 1: Silux Plus 2: Silistor 3: Porcelain Etch
4: Ceramic Repair 5: Porcelain LinerM
Uygulama 1: Kumlama 2: Frez
Gün 1: 1 Gün 2: 1 Hafta 3: 1 Ay

Tablo 19. Porselen grubundaki örneklerin malzeme, uygulama ve gün alt gruplarına göre istatistiksel değerleri.

Bu grup için malzemeler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı iken; uygulama, gün, malzeme-uygulama, malzeme-gün, uygulama-gün ve malzeme-uygulama-gün arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır (Tablo 20-23).

Varyans Kaynağı	F Hesap	Olasılık
Malzeme	9.16	*0.000
Uygulama	0.02	0.888
Gün	2.67	0.086
Malzeme & Uygulama	1.68	0.180
Malzeme & Gün	1.33	0.267
Uygulama & Gün	0.02	0.974
Malzeme & Uygulama & Gün	1.21	0.324

Tablo 20. İstatistiksel değerlendirme sonuçlarına göre porselen grubundaki örneklerin; malzeme, uygulama ve gün değerleriyle olan ilişkileri.

Malzeme	Ortalama (N)	Std. Sapma	95% Güven Aralığı	
			Alt Sınır	Üst Sınır
1	80.83	13.17	53.88	107.78
2	50.14	14.23	21.03	79.25
3	60.18	13.17	33.23	87.13
4	153.18	13.17	126.23	180.13
5	96.62	13.17	69.67	123.57

Malzeme 1: Silux Plus 2: Silistor 3: Porcelain Etch
4: Ceramic Repair 5: Porcelain LinerM

Tablo 21. Test edilen tamir setlerinin porselen grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri.

Uygulama	Ortalama (N)	Std. Sapma	95% Güven Aralığı	
			Alt Sınır	Üst Sınır
1	87.33	8.33	70.29	104.38
2	89.04	8.60	71.44	106.65

Uygulama 1: Kumlama 2: Frez

Tablo 22. Test edilen yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin porselen grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri.

Gün	Ortalama (N)	Std. Sapma	95% Güven Aralığı	
			Alt Sınır	Üst Sınır
1	106.30	10.20	85.42	127.18
2	72.49	10.70	50.60	94.39
3	85.77	10.20	64.90	106.65

Gün 1: 1 Gün 2: 1 Hafta 3: 1 Ay

Tablo 23. Test edilen örneklerin suda bekleme sürelerinin porselen grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri.

Porselen yüzeyli örnekler için uygulanan malzeme ve günlerin istatistiksel olarak değerlendirilmesi Tablo 24 ve 25'te verilmiştir.

Malzeme	N	Alt Küme		
		1	2	3
2	11	52.36		
3	12	60.18	60.18	
1	12	80.83	80.83	
5	12		96.62	
4	12			153.18
Sig		0.16	0.07	1.00

Malzeme 1: Silux Plus 2: Silistor 3: Porcelain Etch
4: Ceramic Repair 5: Porcelain LinerM

Tablo 24. Porselen grubunda bulunan örnekler için kullanılan tamir setlerinin bağlanma dirençleri arasındaki farklar.

Gün	N	Alt Küme	
		1	2
2	19	74.95	
3	20	85.77	85.77
1	20		106.30
Sig		0.46	0.169

Gün 1: 1 Gün 2: 1 Hafta 3: 1 Ay

Tablo 25. Porselen grubunda bulunan örneklerin suda bekleme sürelerine göre bağlanma dirençleri arasındaki farklar.

Metal yüzeyli örnekler için kullanılan malzemeler arasında en yüksek bağlanma direncini (143.56 ± 8.21 MPa) Ceramic Repair tamir seti, kumlama yapılmış uygulama ile 1 gün distile suda bekletme süresinde vermiştir. En düşük bağlanma direnci (16.00 ± 3.88 MPa) ise; Porcelain Liner-M'in frezle pürüzlendirme yapılmış 1 ay distile suda bekletilmiş örneğinde gözlemlenmiştir. Aslında yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda örneklerin suda bekletme sürelerine göre gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır, ancak bu

grupta en yüksek bağlanma direnci 1 gün distile suda bekletilen örneklerde, en düşük değer ise 1 ay süreyle suda bekletilen örneklerde gözlenmiştir.

Metal yüzeyli örneklerden Silux Plus tamir seti uygulanmış, kumlama yapılmış, 1 ay distile suda bekletilmiş örneklerden biri ile Porcelain Etch tamir seti uygulanmış, frezle pürüzlendirme yapılmış, 1 gün distile suda bekletilmiş örneklerden biri test uygulanamadan ayrılma göstermiştir.

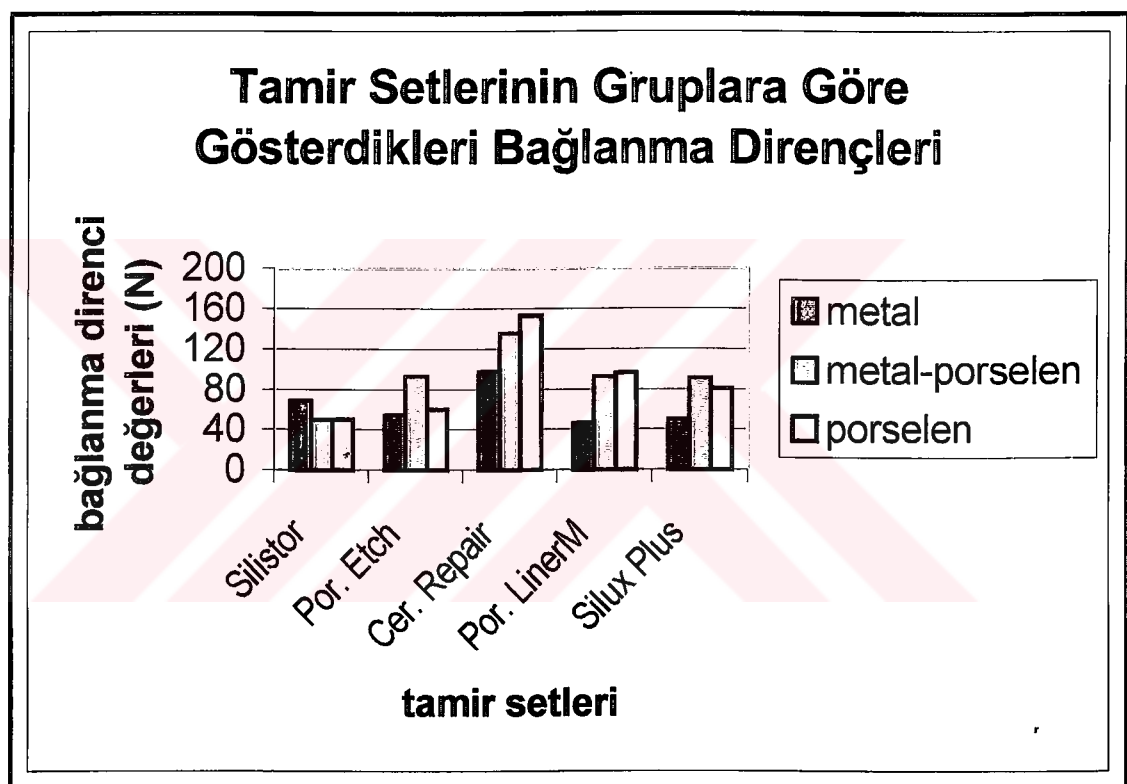
Metal-Porselen yüzeyli örnekler için kullanılan malzemeler arasında en yüksek bağlanma direncini (208.00 ± 39.24 MPa) Ceramic Repair tamir seti, kumlama yapılmış uygulama 1 ay distile suda bekletme süresinde vermiştir. En düşük bağlanma direnci (11.06 ± 5.21 MPa) ise; Silistor'un frezle pürüzlendirme yapılmış 1 ay distile suda bekletilmiş örneğinde gözlemlenmiştir.

Porselen yüzeyli örnekler için kullanılan malzemeler arasında en yüksek bağlanma direncini (203.56 ± 31.38 MPa) Ceramic Repair tamir seti frezle pürüzlendirme yapılmış uygulama 1 gün distile suda bekletme süresinde vermiştir. En düşük bağlanma direnci (26.62 ± 8.48 MPa) ise; Silistor'un frezle pürüzlendirme yapılmış 1 ay distile suda bekletilmiş örneğinde gözlemlenmiştir.

Porselen yüzeyli örneklerden Silistor tamir seti uygulanmış, frezle pürüzlendirme yapılmış, 1 hafta distile suda bekletilmiş örneklerden biri test uygulanamadan ayrılma göstermiştir.

Yapılan istatistiksel değerlendirmenin ışığı altında elde edilen sonuçları aşağıdaki şekilde özetleyebiliriz:

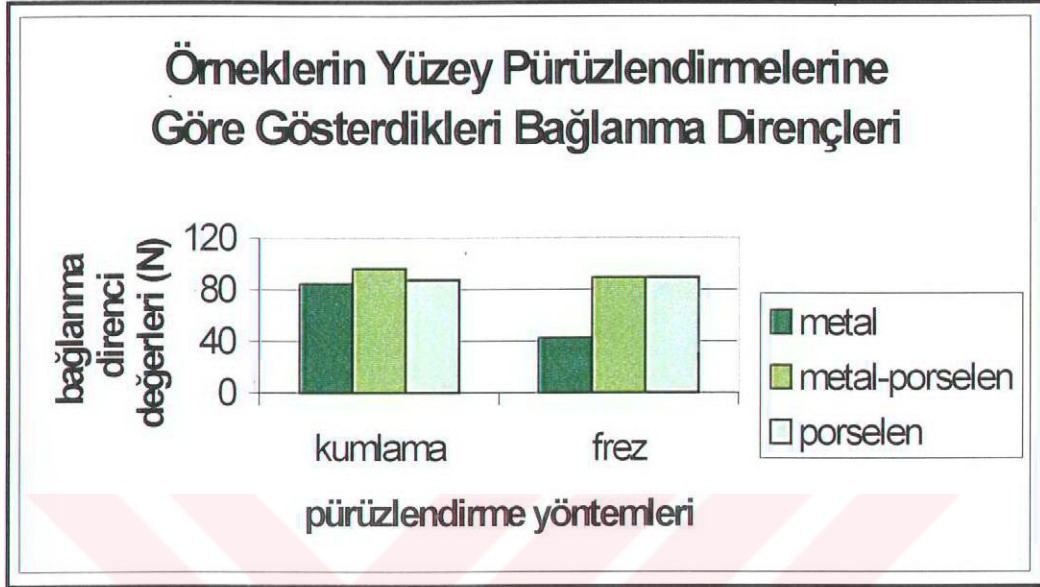
1. Malzemeler açısından; metal örnekler (98.21 ± 4.17 MPa), metal-porselen örnekler (153.18 ± 13.17 MPa) ve porselen örnekler (135.82 ± 12.07 MPa) içerisinde en yüksek bağlanma direncini Ceramic Repair tamir seti vermiştir (Grafik 1).



Grafik 1. Tamir setlerinin gruplara göre bağlanma direnci değerleri

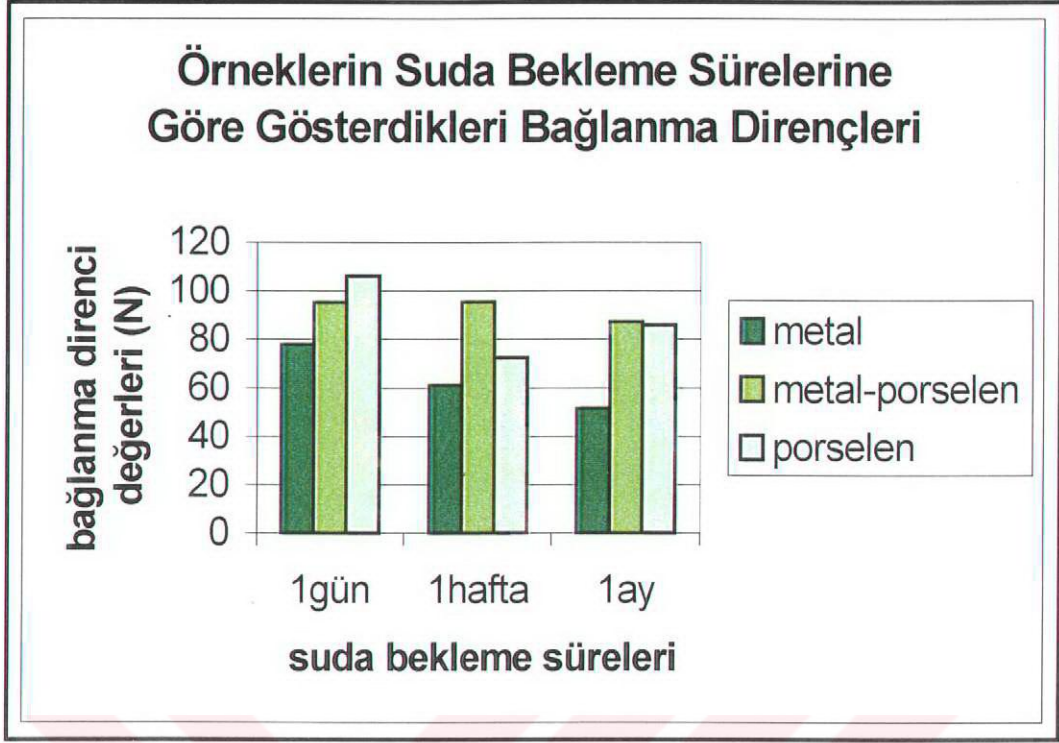
2. Yüzey Prüzlendirilmesi açısından; metal örnekler içerisinde en yüksek bağlanma direncini kumlama ile pürüzlendirme grupları (84.39 ± 2.72 MPa) verirken, porselen örnekler içerisinde kumlama ile pürüzlendirme (96.07 ± 7.63 MPa) vermiştir. Metal-porselen örnekler içerisinde ise farklı olarak frez

ile pürüzlendirme (89.04 ± 8.60 MPa) ile en yüksek bağlanma direnci elde edilmiştir (Grafik 2).



Grafik 2. Yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin gruplara göre bağlanma direnci değerleri

3. Suda Bekletilme Süreleri açısından; metal örnekler içerisinde en yüksek bağlanma direncini 1 gün distile suda (77.86 ± 3.39 MPa) bekleyen örnekler verirken, porcelen örnekler içerisinde 1 hafta distile suda (95.39 ± 9.35 MPa) bekleyen örnekler vermiştir. Metal-porselen örnekler içerisinde ise 1 gün distile suda (106.30 ± 10.20 MPa) bekleyen örnekler en yüksek bağlanma direncini vermiştir (Grafik 3).



Grafik 3. Örneklerin suda bekleme sürelerine göre bağlanma direnci değerleri

3.1.1. Profilometre ile yüzey pürüzlülüğü inceleme sonuçları

Metal, porselen ve metal-porselen örneklerin çeşitli yüzey hazırlıklarını takiben kazandıkları yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacı ile profilometre ile bakılmış ve elde edilen veriler istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır (Tablo 26).

Grup	Yüzey	Ortalama Ra (μm)	Std. Sapma
Metal	Kontrol	0.06	0.008
	Frez	2.21	0.422
	HF	0.07	0.015
	Fosforik Asit	0.08	0.008
	Alüminyumoksit ile kumlama	0.81	0.357
Porselen	Kontrol	0.08	0.036
	Frez	2.10	0.349
	HF	0.58	0.084
	Fosforik Asit	0.08	0.070
	Alüminyumoksit ile kumlama	1.74	0.342
Metal-Porselen	Kontrol	0.10	0.037
	Frez	2.16	0.729
	HF	0.50	0.336
	Fosforik Asit	0.25	0.074
	Alüminyumoksit ile kumlama	1.44	0.879

Tablo 26. Metal, metal-porselen ve porselen gruplarına uygulanan farklı yüzey pürüzlendirmelerin profilometrik değerlendirme sonuçları.

Metal örnekler için en pürüzlü yüzey ($2.21 \pm 0.42 \mu\text{m}$) frezle elde edilirken, en düzgün yüzey ($0.07 \pm 0.01 \mu\text{m}$) hidroflorik asit ile sağlanmıştır. Kontrol grubu ($0.06 \pm 0.008 \mu\text{m}$).

Metal-Porselen örnekler için en pürüzlü yüzey ($2.16 \pm 0.72 \mu\text{m}$) frezle elde edilirken, en düzgün yüzey ($0.25 \pm 0.07 \mu\text{m}$) fosforik asit ile sağlanmıştır. Kontrol grubu ($0.10 \pm 0.03 \mu\text{m}$).

Porselen örnekler için en pürüzlü yüzey ($2.10 \pm 0.34 \mu\text{m}$) frezle elde edilirken, en düzgün yüzey ($0.08 \pm 0.07 \mu\text{m}$) fosforik asit ile sağlanmıştır. Kontrol grubu ($0.08 \pm 0.03 \mu\text{m}$).



3.2. İnvivo Çalışma Bulguları

3 yıllık periyot içinde yaşları 25 ile 66 arasında değişen 58 kadın 43 erkek, toplam 101 hasta takip edilmiş ve hastalara ait bilgiler tablolarda gösterilmiştir. Ağızda kullanılma süreleri 3 gün ile 19 yıl arasında değişen restorasyonlara yapılan tamirlerden 87 tanesi başarılı, 11 tanesi başarısız olmuştur. 2 hastanın telefon numaraları değiştiğinden, kontrol seanslarına çağırılmamış ve tedavinin prognozu hakkında bilgi alınamamıştır. 1 hastanın tamir yapılan kısmının da içinde bulunduğu köprü restorasyonu ortadan ikiye ayrılmış ve restorasyonu yenilemek zorunluluğu doğmuştur. Elde edilen verilerin değerlendirilmesi sonucu klinik başarı oranının %86.13 olduğu gözlenmiştir.

9 hastanın tamir uygulaması kırıldığı için 2'şer kez ve 2 hastanın da 3'er kez tamirleri yenilenmiştir. Bu uygulamalardan 4 tanesi ise başarısızlıkla sonuçlanmıştır (Tablo 27-34).

Tamir setleri	Silistor	Ceramic Repair	Silux Plus	Porcelain LinerM	Cimara	Porcelain Etch
Hasta sayısı	10	14	12	14	39	12

Tablo 27. İnvivo olarak uygulanan porselen tamir setlerinin hastalara göre dağılımları

Yüzey tedavileri	Frez	Kumlama	Fiber
Hasta sayısı	59	39	3

Tablo 28. Ağız içi porselen tamir setleri uygulanmadan önce yapılan yüzey tedavilerinin hastalara göre dağılımları

Tamir yöntemi	Kompozit rezin ile	Kırık parçanın yapıştırılması ile
Hasta sayısı	93	8

Tablo 29. İn vivo olarak yapılan porselen tamiri yöntemlerinin hastalara göre dağılımları

Restorasyondaki kırık alanı	Palat/Ling	Kole	Vestibül	Okluzal	İnsizal	Kombine	Giriş kavitesi
Hasta sayısı	5	21	20	9	13	29	4

Tablo 30. Ağız içinde restorasyonda meydana gelen kırık alanlarının hastalara göre dağılımları

Restorasyon elemanı	Çapa	Gövde
Hasta sayısı	89	12

Tablo 31. Ağız içinde meydana gelen porselen kırığının bulunduğu restorasyon elemanlarının hastalara göre dağılımları

Kırığı takiben kalan yüzey	Metal	Porselen	Opak
Hasta sayısı	89	11	1

Tablo 32. Ağız içinde meydana gelen porselen kırığından sonra kalan yüzeyin hastalara göre dağılımları

Restorasyonun ağızda kalma süresi	0-3 ay	3-6 ay	6-12 ay	1-5 yıl	5yıl üzeri
Hasta sayısı	12	3	9	43	35

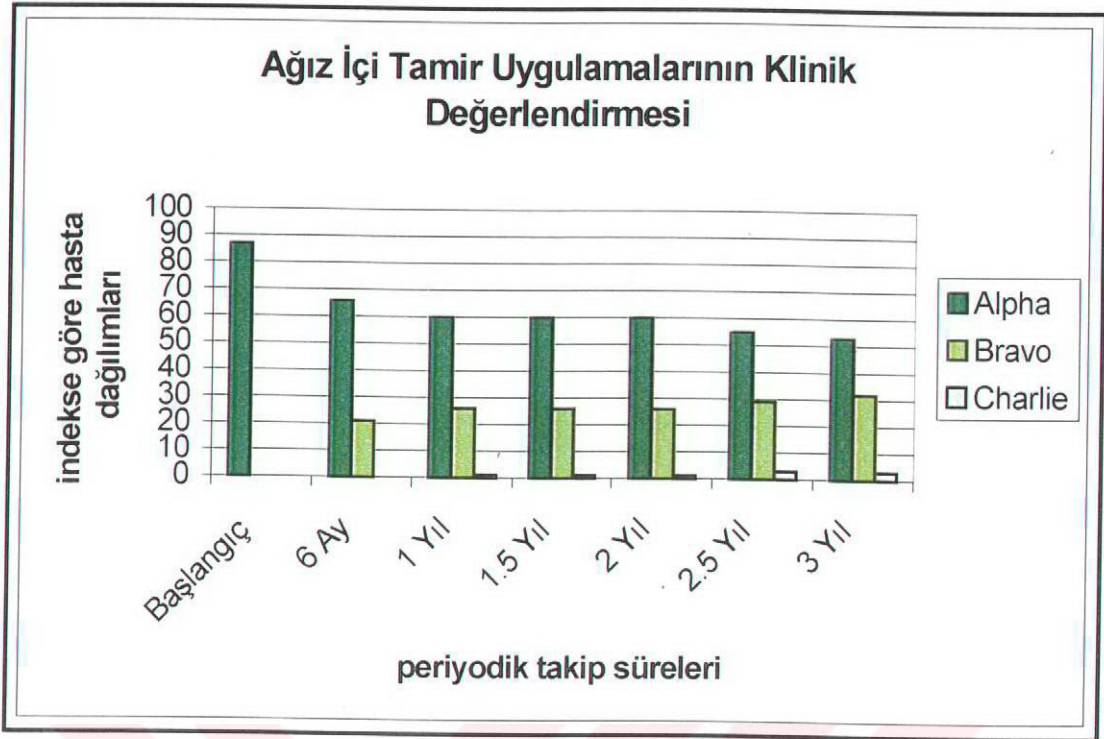
Tablo 33. İn vivo restorasyonların ağızda taşınma sürelerinin hastalara göre dağılımları

Kırık bölgesi	Üst çene	Alt Çene	Ön Dişler	Arka Dişler
Hasta sayısı	73	28	52	49

Tablo 34. İnvivo olarak kırık bölgesinin hastalara göre dağılımları

Klinik olarak uygulanan ağız içi porselen tamirleri 6 aylık periyotlarla başarıları yönünden bir indeks dahilinde 3 protez uzmanı tarafından değerlendirilmiştir.

Kontrollere çağırılan hastaların ilk 6 aylık dönemlerinde 66 tanesinin alpha, 21 tanesinin bravo kategorisinde olduğu belirlenmiştir. 1 yıl sonra bu değerler 60 alpha'ya karşılık 26 bravo ve 1 charlie olmuştur. Sonraki 1.5 ve 2 yıllık kontrollerde dağılımda bir değişiklik olmamasına karşılık 2.5 yıllık kontrollerde 55 alpha, 29 bravo ve 3 charlie belirlenmiştir. 3 yılın sonunda ise 53 alpha, 32 bravo ve 3 charlie kaydedilmiştir (Grafik 4).



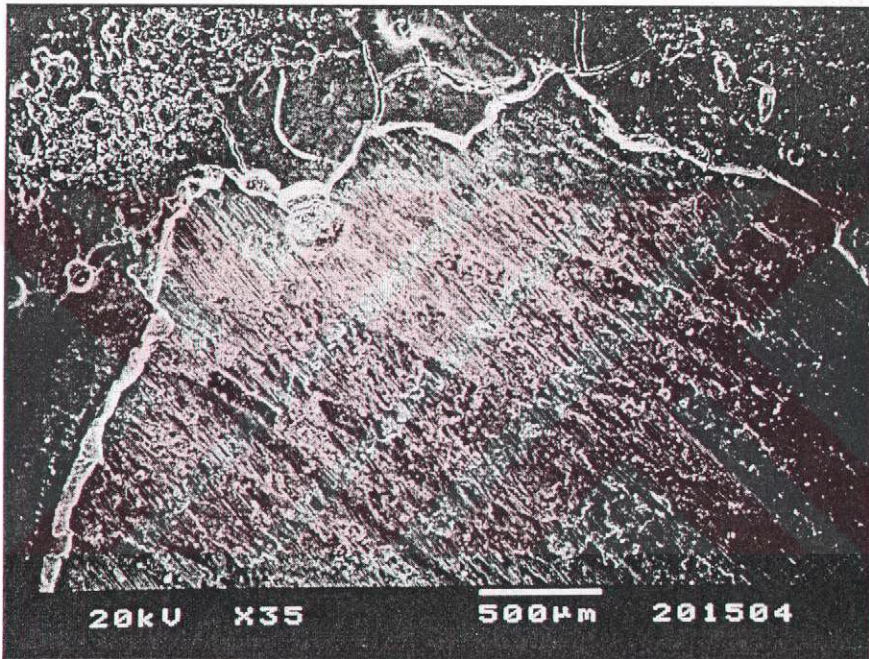
Grafik 4. Porselen tamiri uygulanan hastaların 3 yıllık klinik takibi sonucunda gösterdikleri estetik uyum.

Kenarlarda meydana gelen renklenmelerde hastalardan alınan anamnezlerde sıklıkla çay, kahve gibi renklendirici ajan içeren içeceklerin içilmesi ile sigara tüketiminin etkili olduğu gözlenmiştir. Ayrıca ağız bakımının da bu konuda etkili olduğu gözardı edilmemelidir.

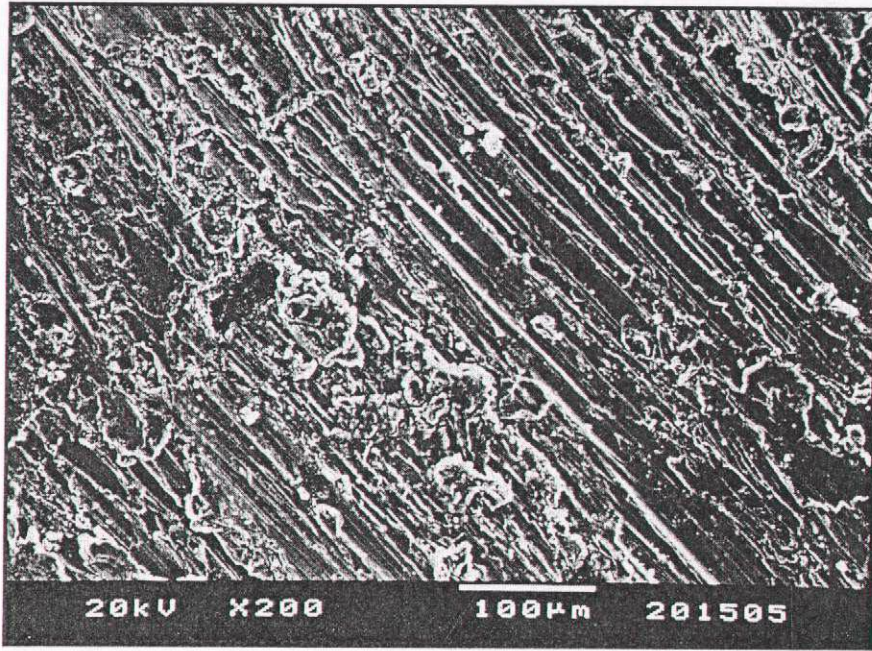
Yapılan cila işlemleri ile %80 oranında başarı sağlanarak renklenmiş tamir uygulamalarının yeniden estetik bir hale gelmesi sağlanabilmektedir.

3.3. TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU BULGULARI

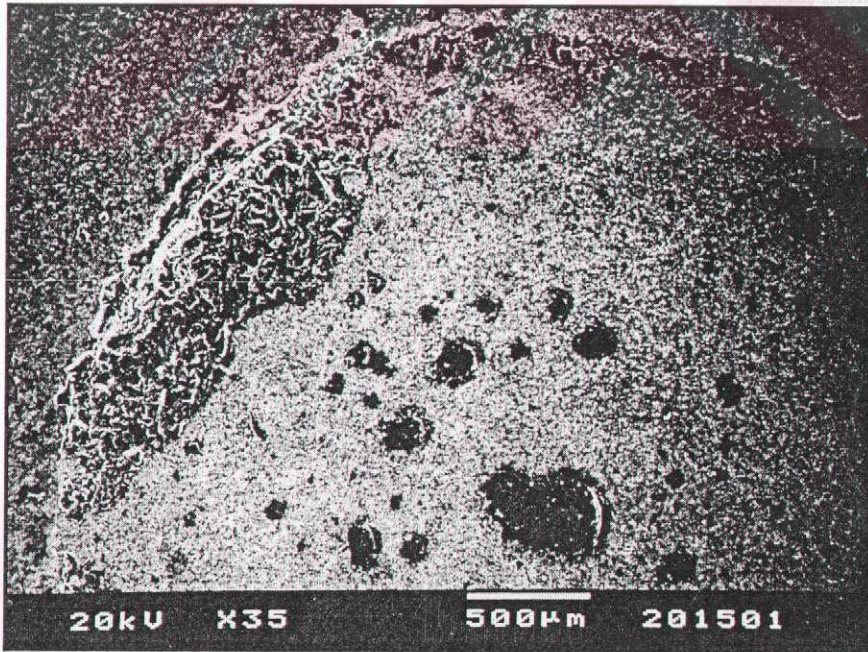
Örnekler Instron cihazında test edildikten sonra taramalı elektron mikroskopunda incelendi. Elde edilen görüntülerde porselen yüzeyler için hidroflorik asit uygulamasının, metal yüzeyler için ise alüminyumoksit partikülleri ile yapılan kumlamanın daha etkili yüzey pürüzlülüğü yarattığı tespit edilmiştir. Aşağıda farklı yüzeyler ve pürüzlendirmelere örnekler verilmiştir (Resim 28-55).



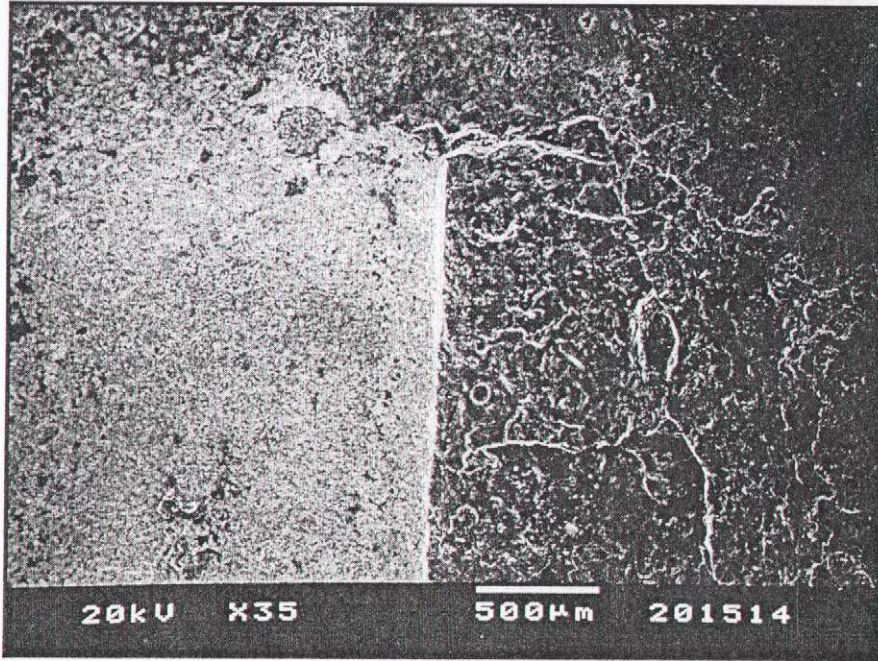
Resim 28. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal yüzeyli örnek (örnek kenarından x35)



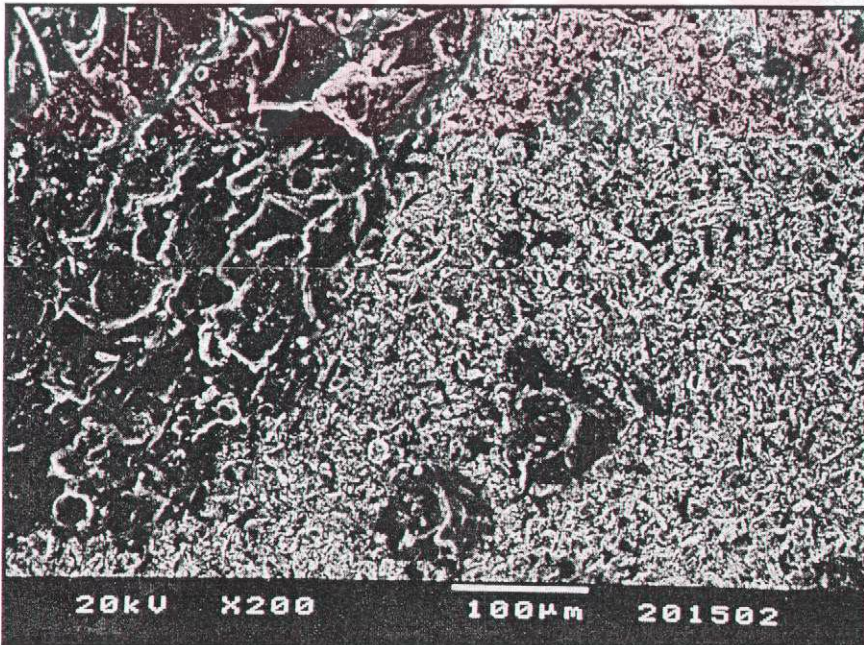
Resim 29. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal yüzeyli örnek (bağlanma bölgesinden x200)



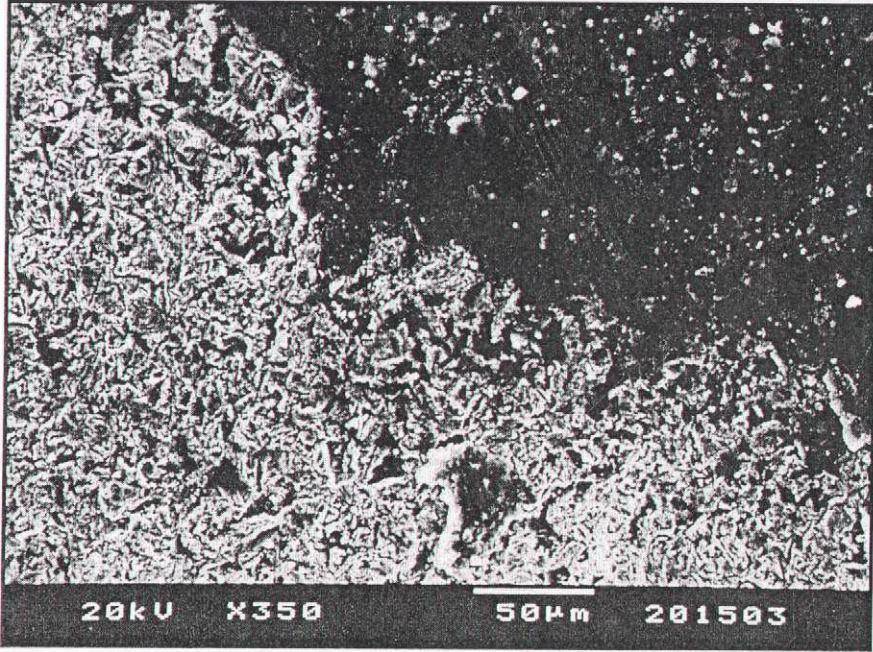
Resim 30. Kumlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal yüzeyli örnek (bağlanma bölgesinden x35)



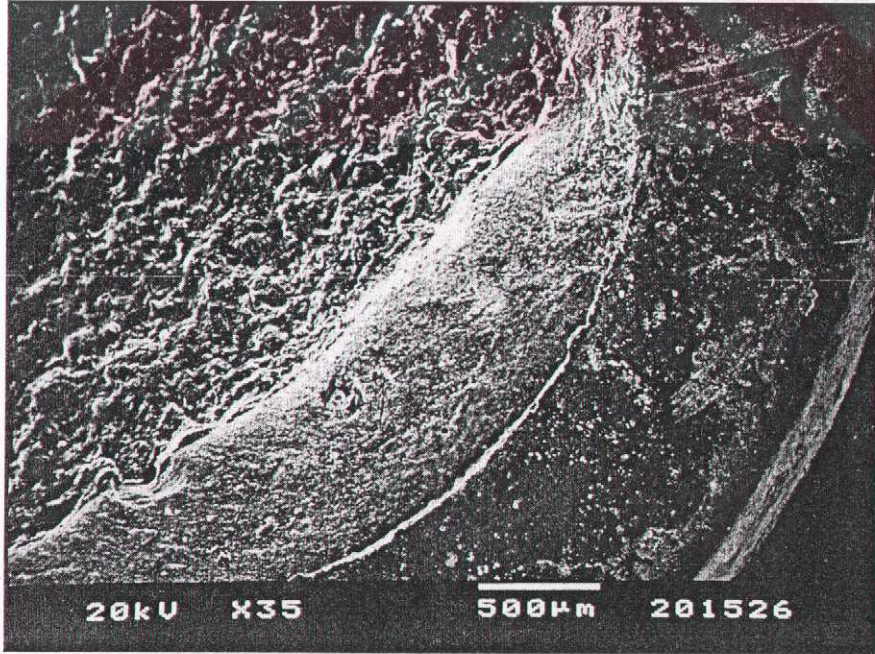
Resim 31. Kumlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal yüzeyli örnek
(metal-porselen birleşim bölgesinden x35)



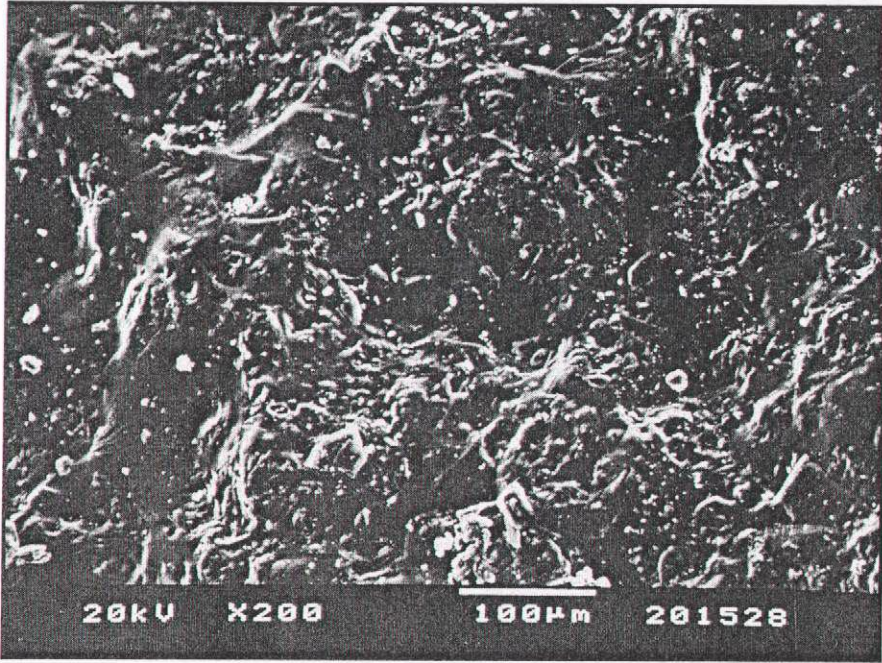
Resim 32. Kumlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal yüzeyli örnek
(kenara yakın bölgeden x200)



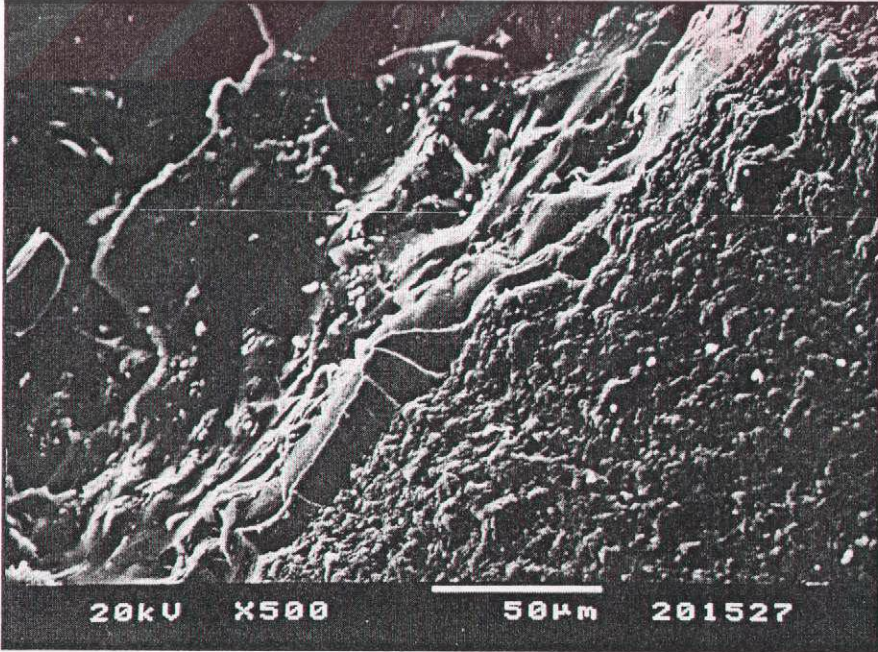
Resim 33. Kumlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal yüzeyli örnek
(bağlanma bölgesinden x350)



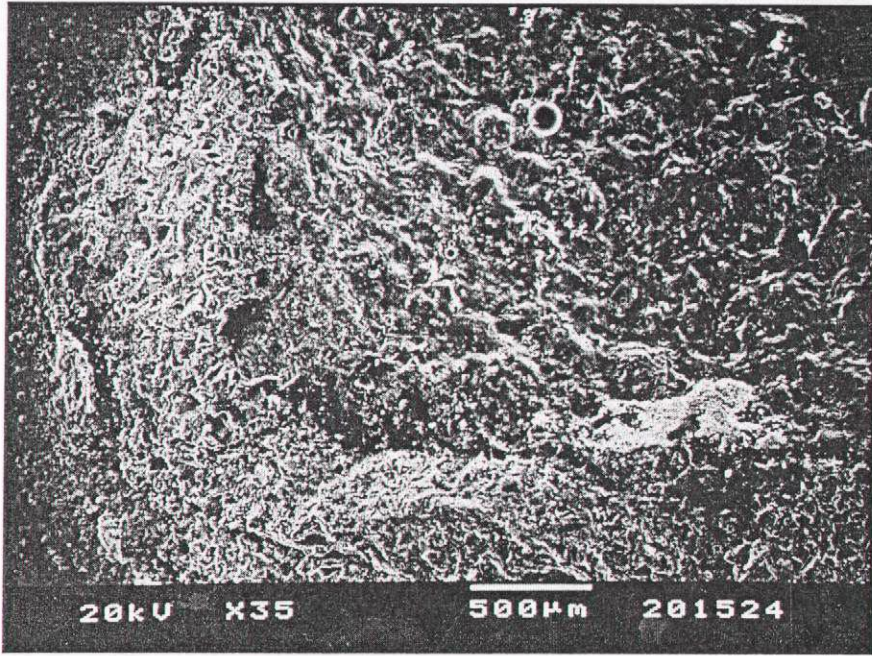
Resim 34. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Porselen yüzeyli örnek
(porselenden koheziv kopma x35)



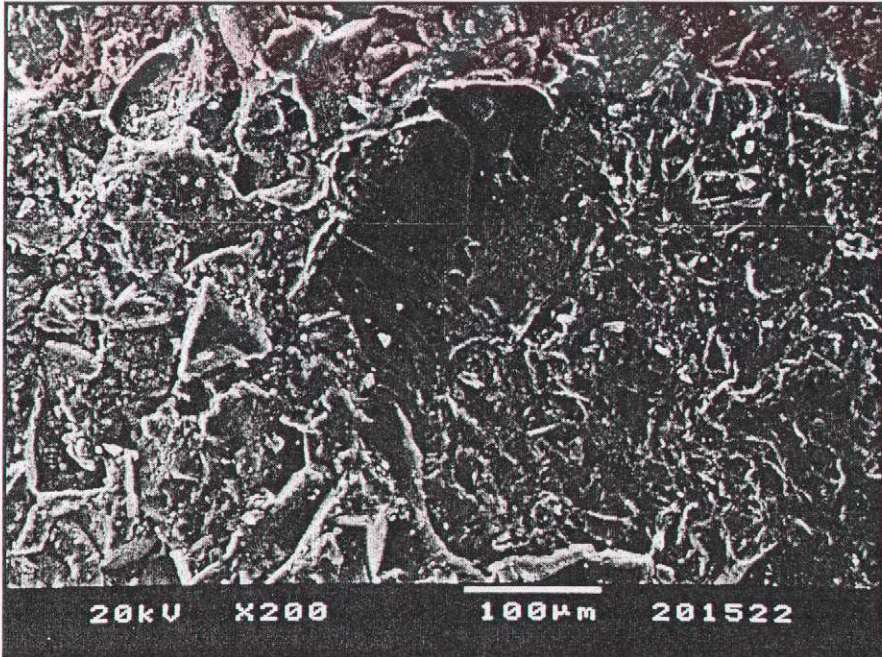
Resim 35. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Porselen yüzeyli örnek
(bağlanma yüzeyinden x200)



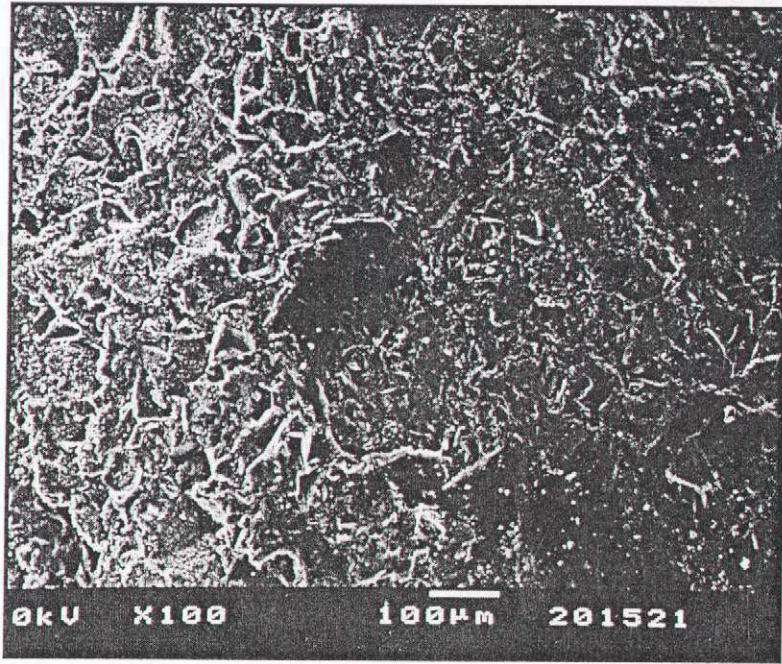
Resim 36. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Porselen yüzeyli örnek
(bağlanma yüzeyinden x500)



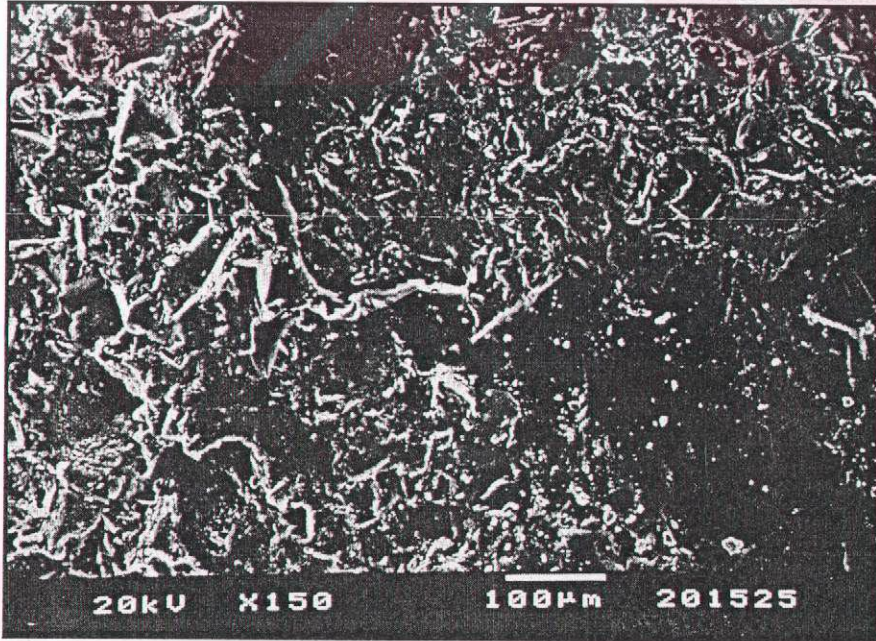
Resim 37. Kuylama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Porselen yüzeyli örnek
(porselenden koheziv kopma x35)



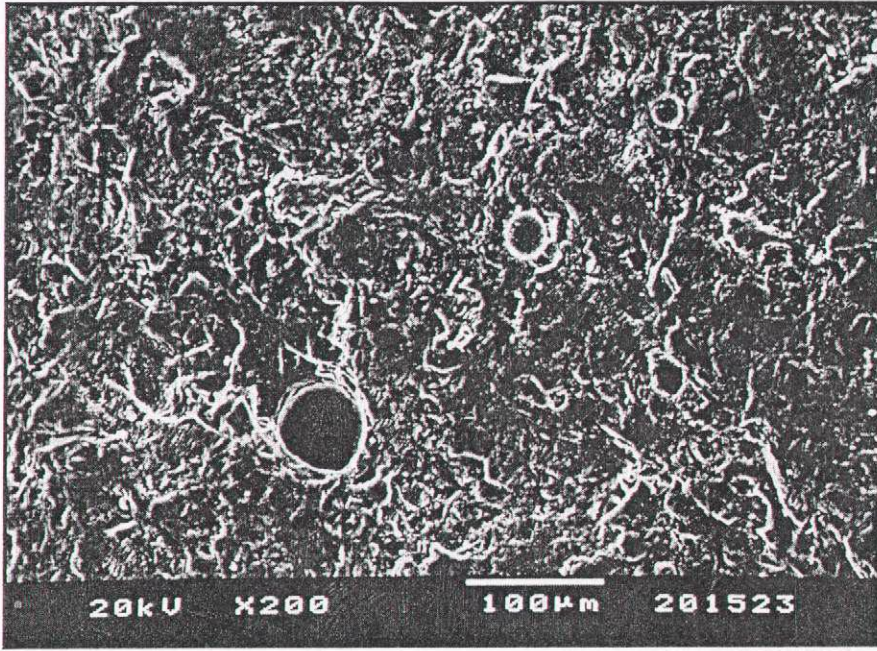
Resim 38. Kuylama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Porselen yüzeyli örnek
(porselenden koheziv kopma x200)



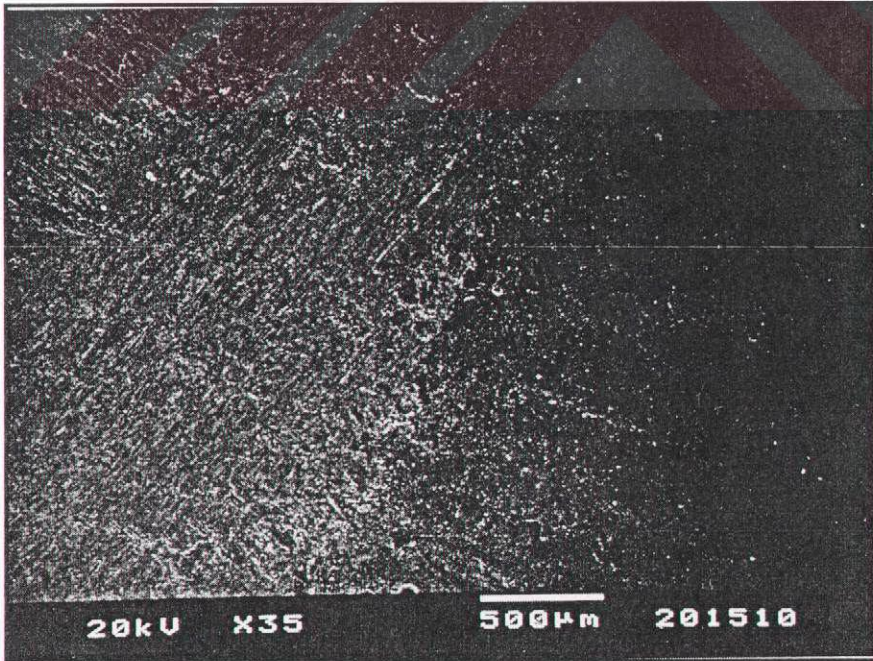
Resim 39. Kumlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Porselen yüzeyli örnek
(porselenden koheziv kopma x100)



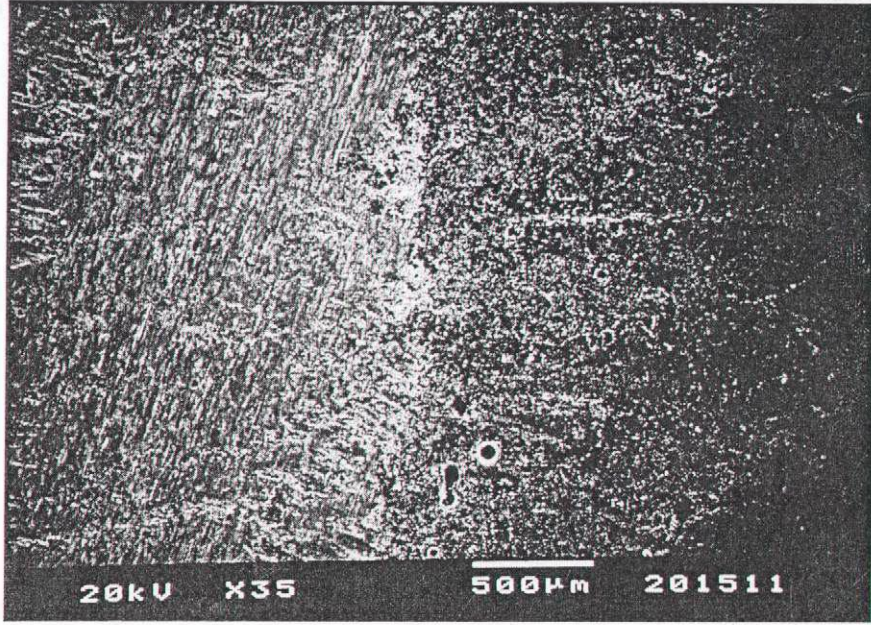
Resim 40. Kumlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Porselen yüzeyli örnek
(porselen yüzeyinde kompozit parçaları x150)



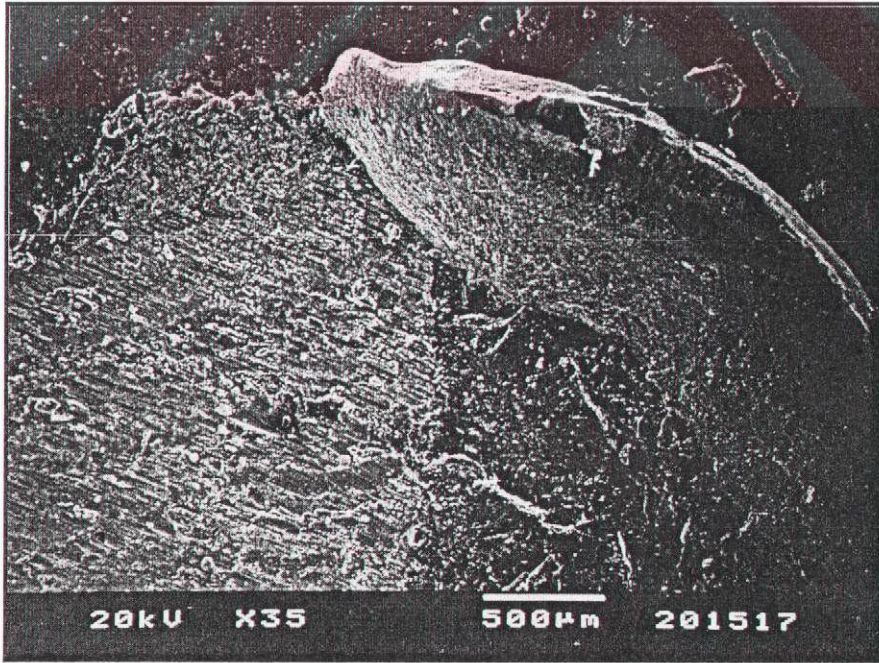
Resim 41. Kumlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Porselen yüzeyli örnek
(porselenin boşluklu yapısı x200)



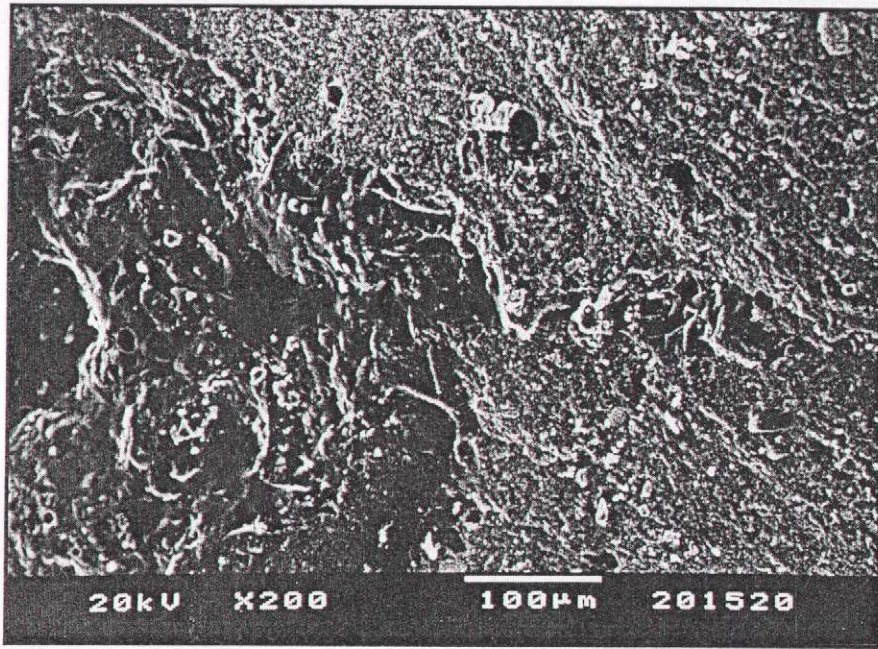
Resim 42. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek
(metal-porselen birleşim bölgesi x35)



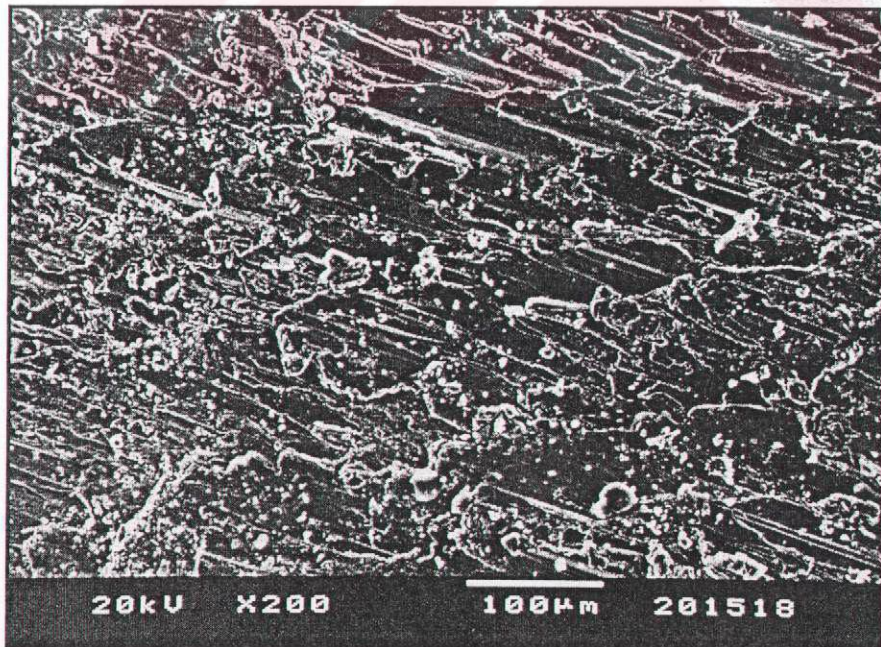
Resim 43. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek
(metal-porselen birleşim bölgesinden x35)



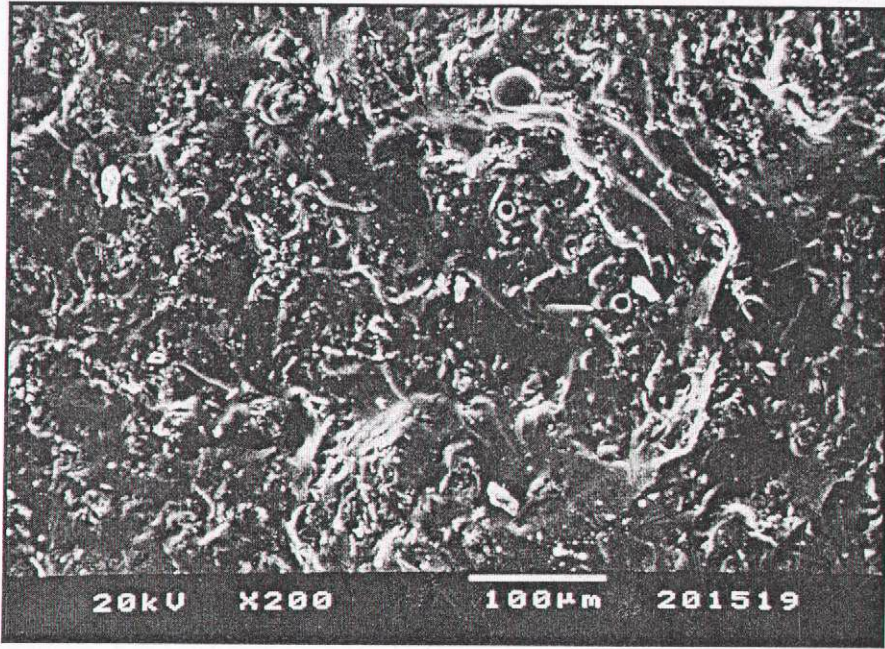
Resim 44. Frezle yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen örnek
(bağlanma bölgesinden x35)



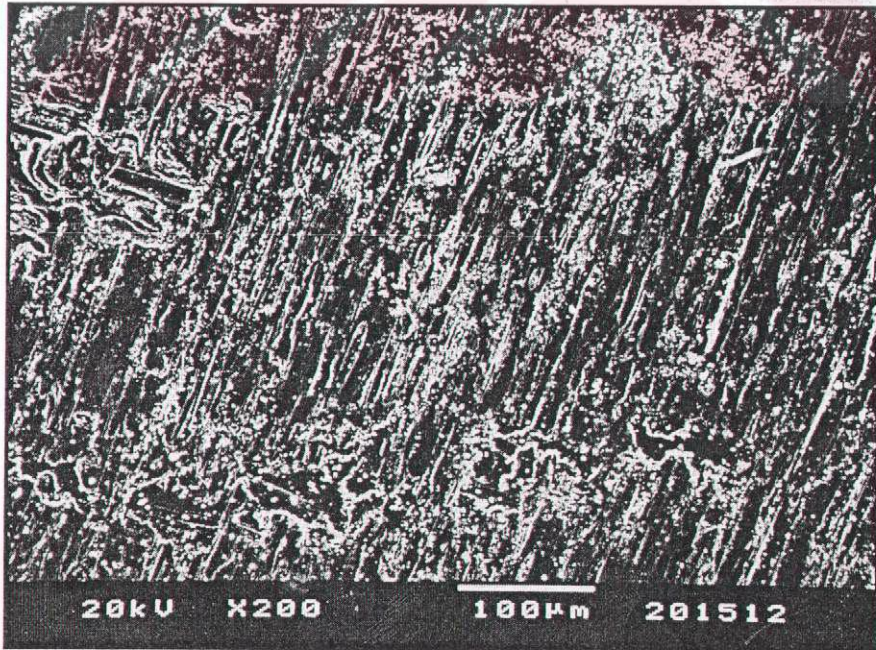
Resim 45. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek
(porselende kalan kompozit yüzey x200)



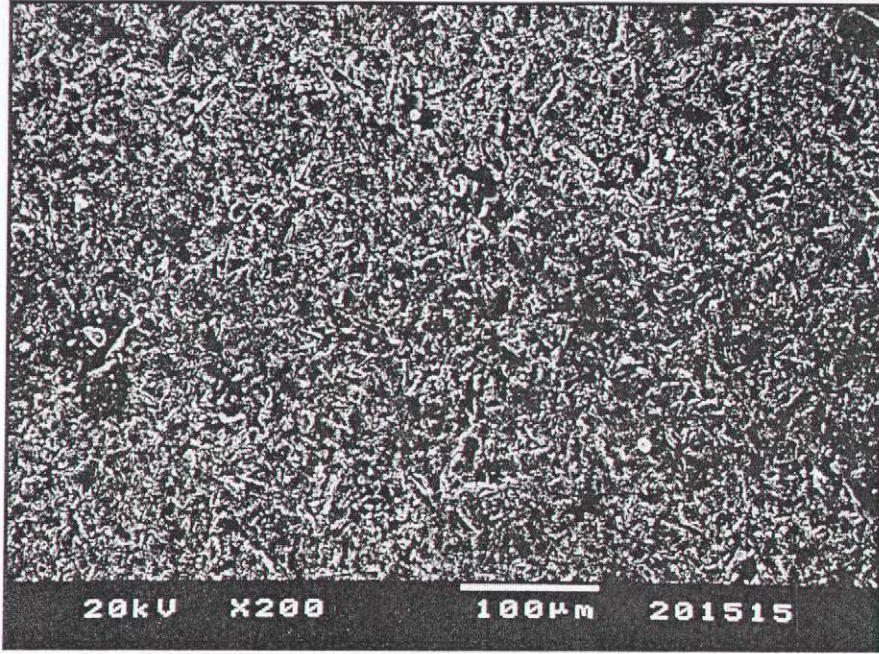
Resim 46. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek
(metal yüzeyinden görüntü x200)



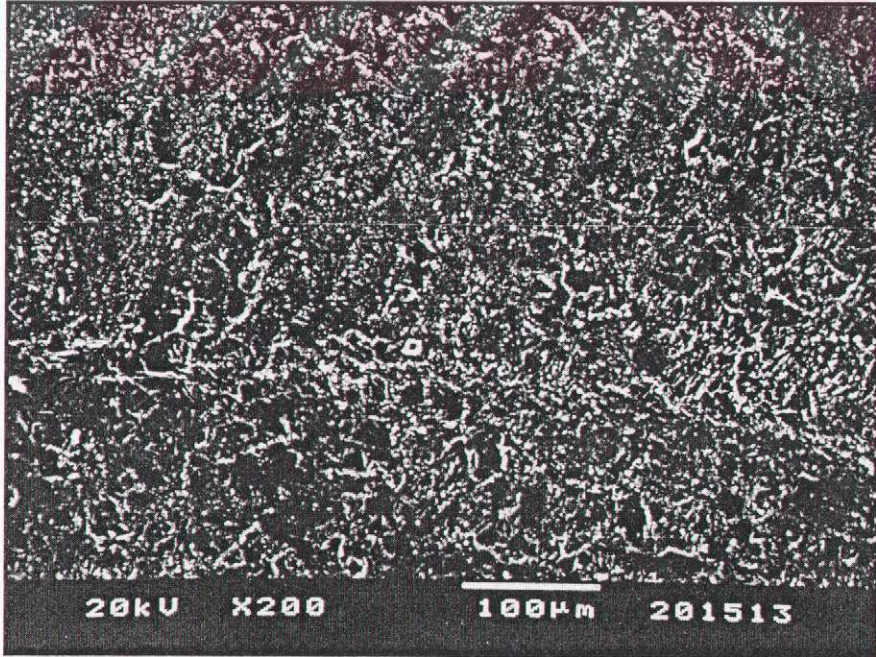
Resim 47. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek
(porselen yüzeyinden görüntü x200)



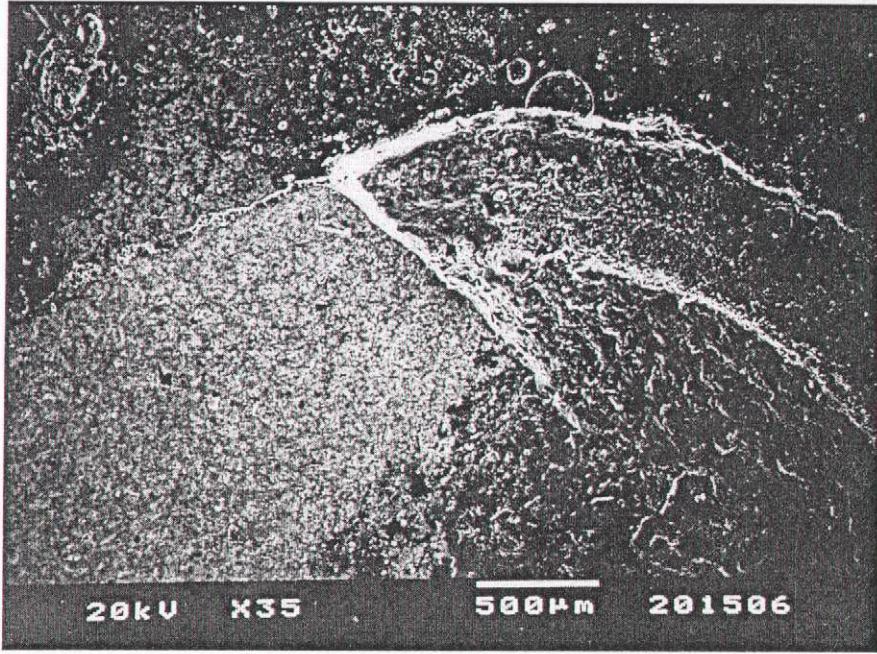
Resim 48. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek
(metal yüzeyinden x200)



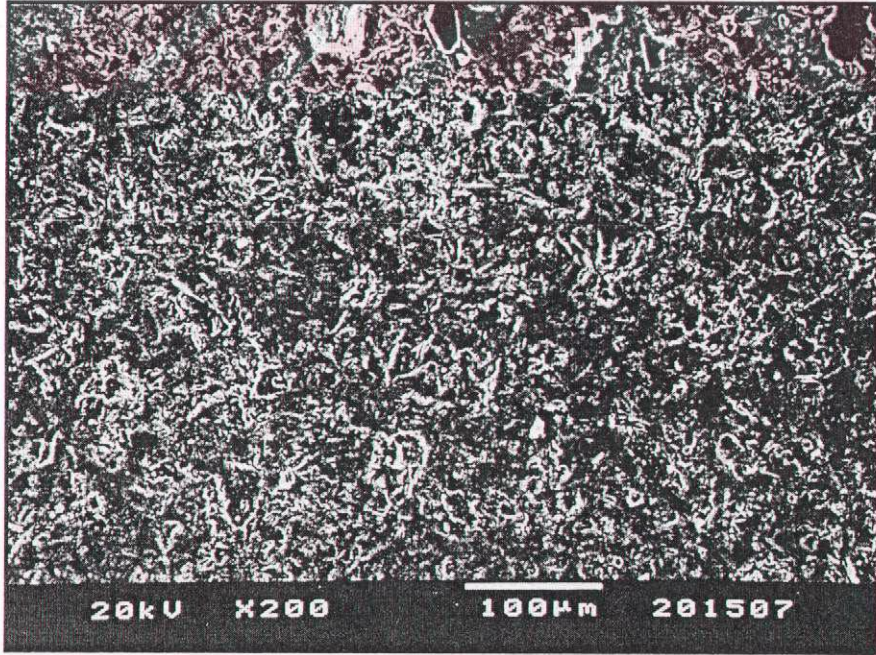
Resim 49. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek
(metal yüzeyinden x200)



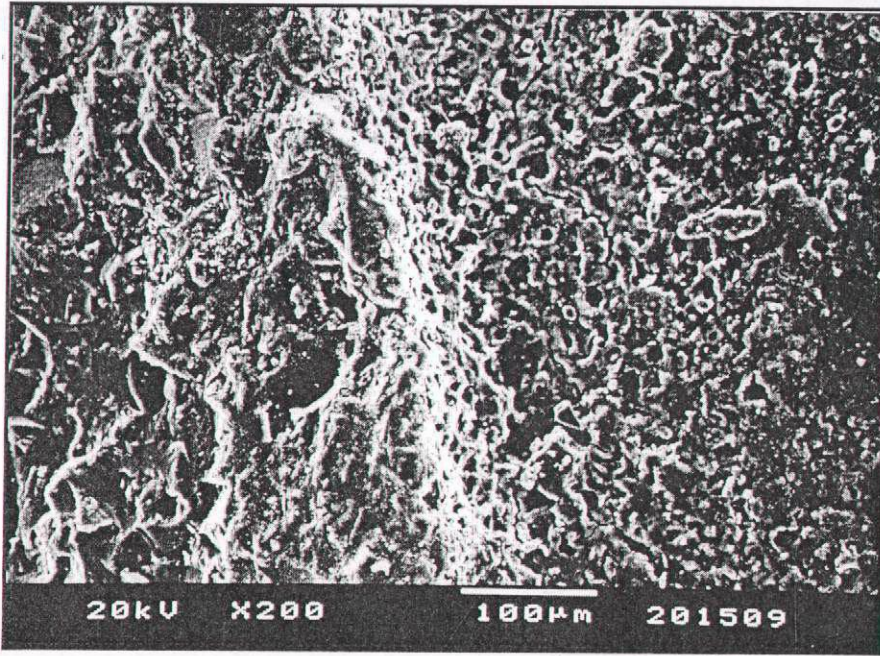
Resim 50. Frez ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek
(porselende uniform olarak kompozit parçaları x200)



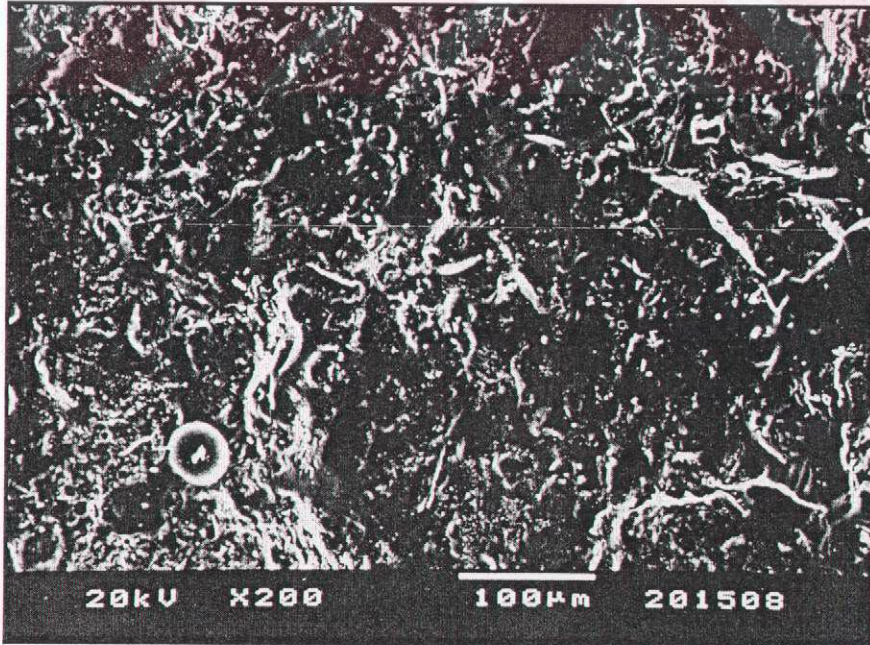
Resim 51. Kuşlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek (metal-porselen birleşim bölgesinden x35)



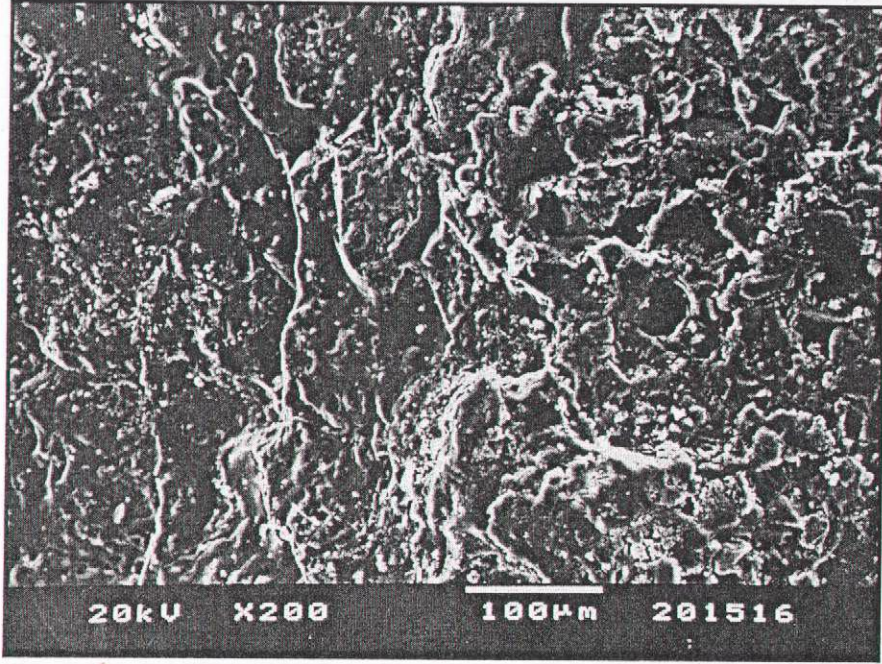
Resim 52. Kuşlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek (metal yüzeyinden x200)



Resim 53. Kumlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek (porselen yüzeyinde kompozit parçaları x200)

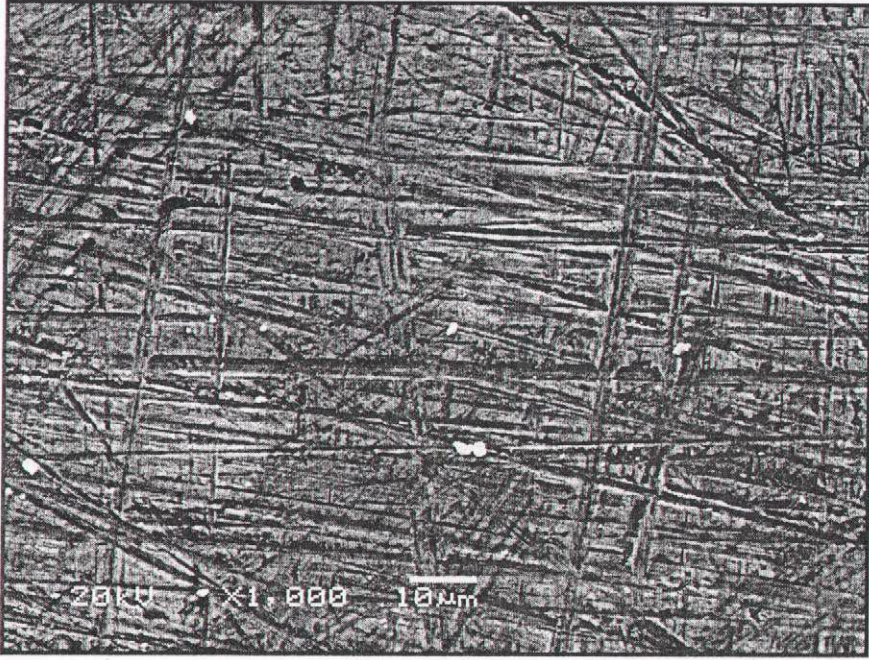


Resim 54. Kumlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen yüzeyli örnek (metal-porselen birleşim bölgesinden x200)

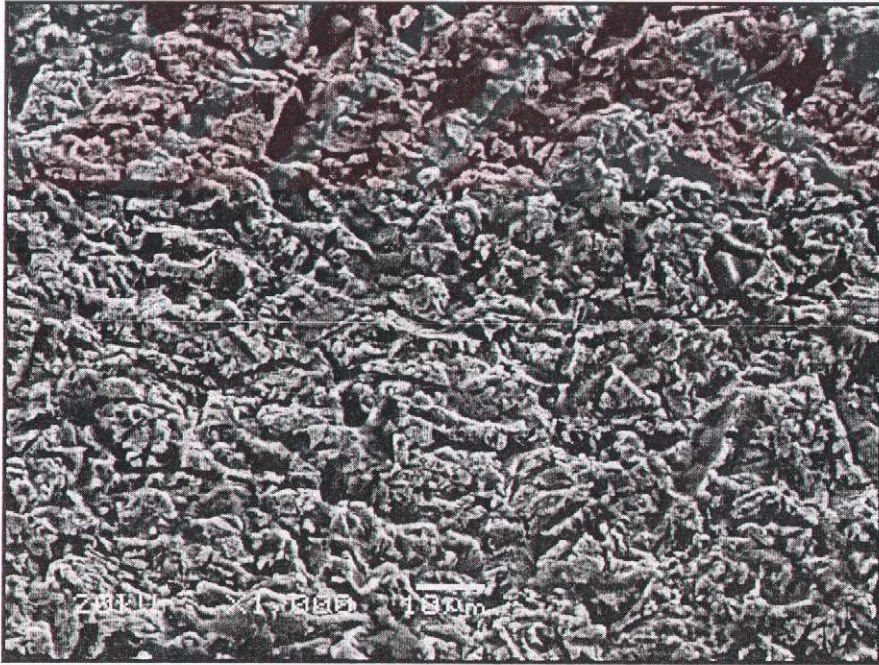


**Resim 55. Kumlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılmış Metal-Porselen örnek
(porselen yüzeyi x200)**

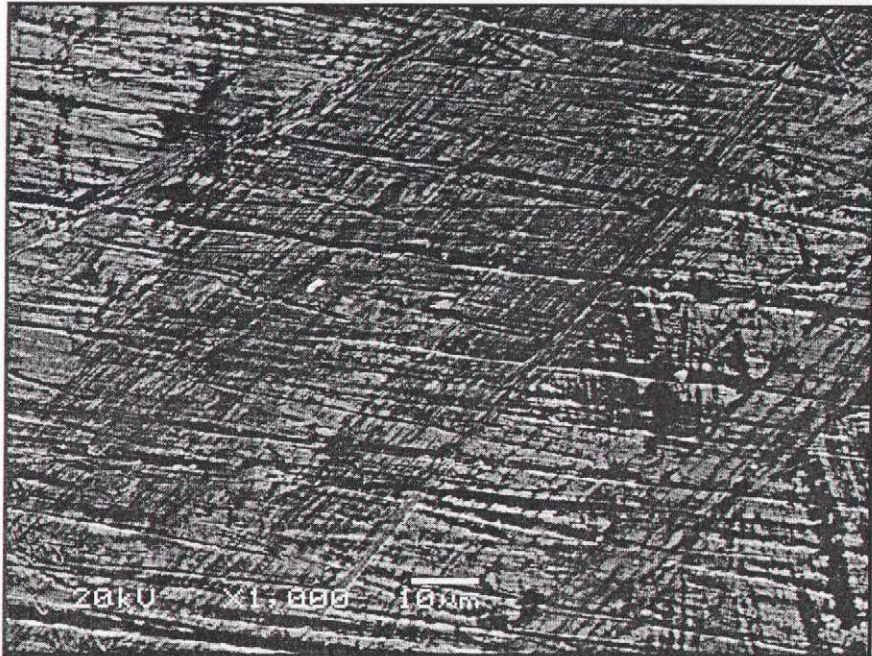
Örnekler yüzey pürüzlendirmelerinin ölçülmesi için profilometrede incelendikten sonra taramalı elektron mikroskopunda değerlendirildi. Yapılan incelemeler sonunda porselen yüzeylerinde hidroflorik ve fosforik asit uygulamalarının porselenin pöröz yapısını ortaya çıkardığı tespit edilmiştir. Metal yüzeylerde ise alüminyumoksit partikülleri ile kumlamanın uniform bir pürüzlendirme meydana getirirken frezle yüzeylerde oluk tarzında düzensiz alanların meydana geldiği gözlenmiştir. Aşağıda uygulamalardan elde edilen fotoğraflara yer verilmiştir (Resim 56-68).



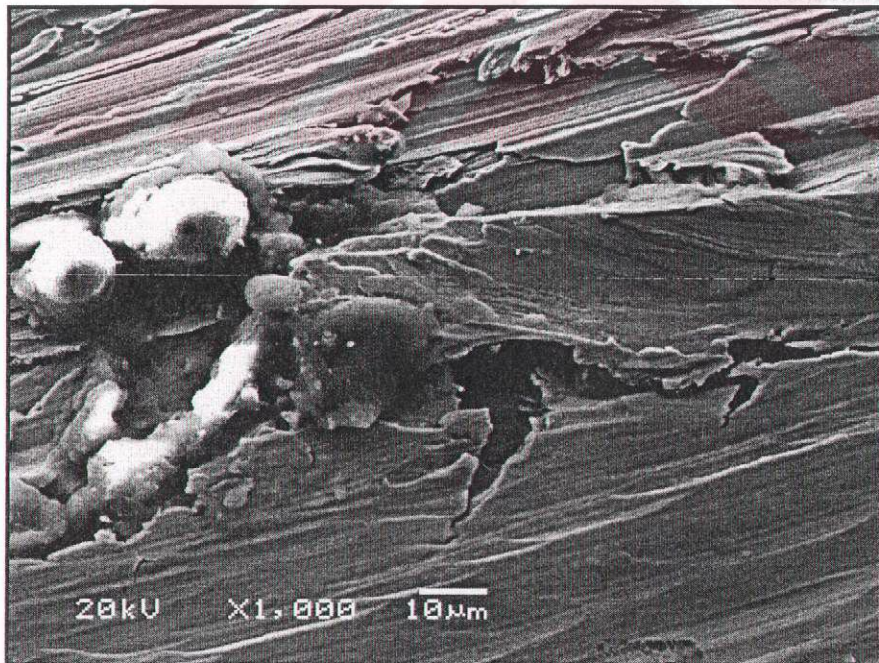
Resim 56. Metal kontrol (x1000)



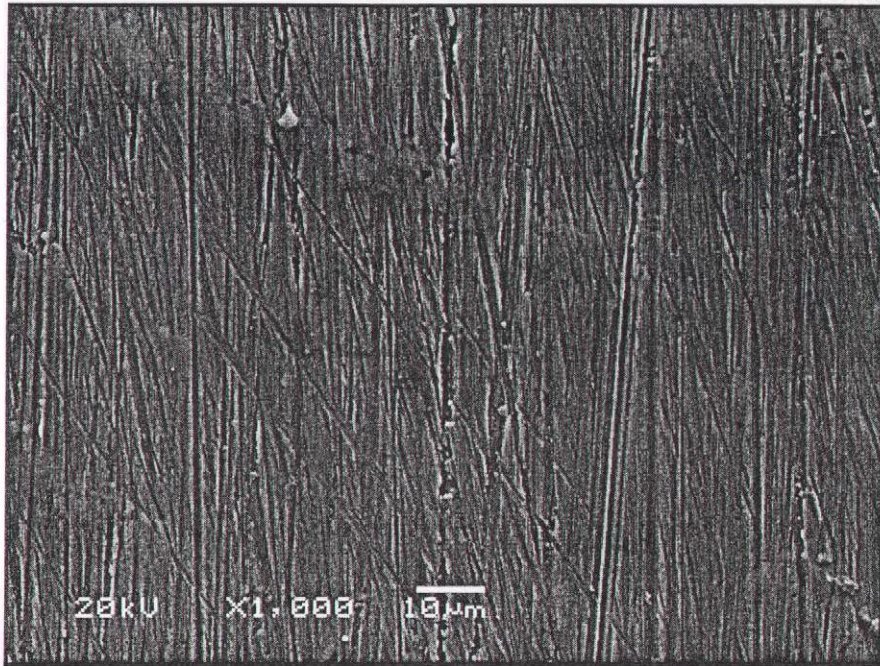
Resim 57. Metal alüminyumoksit ile kumlama (x1000)



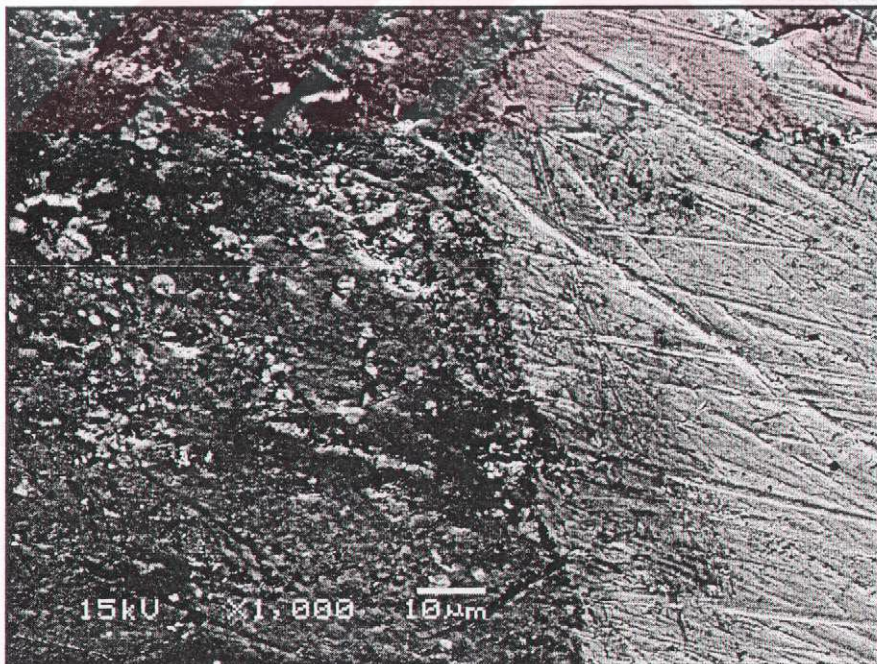
Resim 58. Metal fosforik asit (x1000)



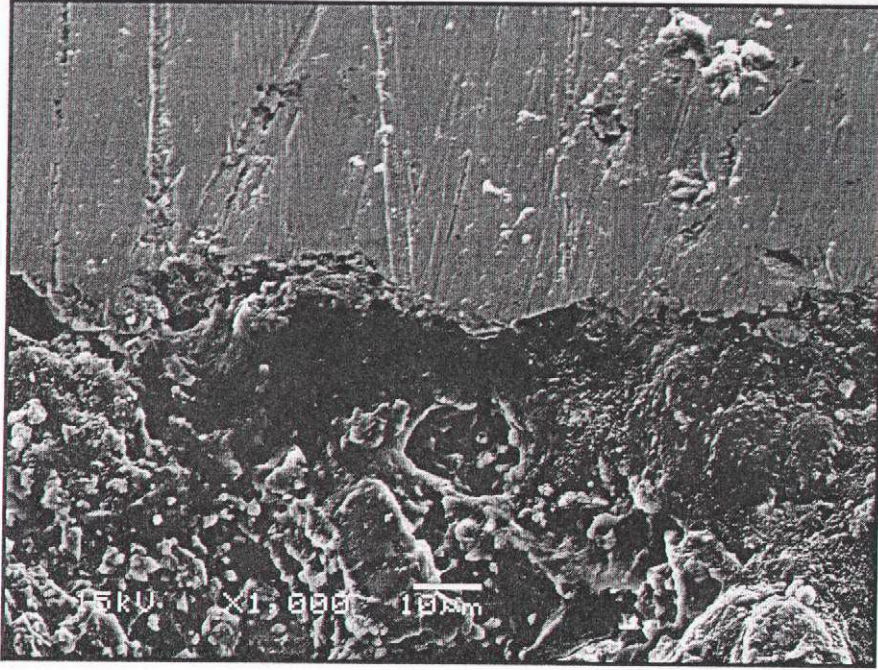
Resim 59. Metal frez (x1000)



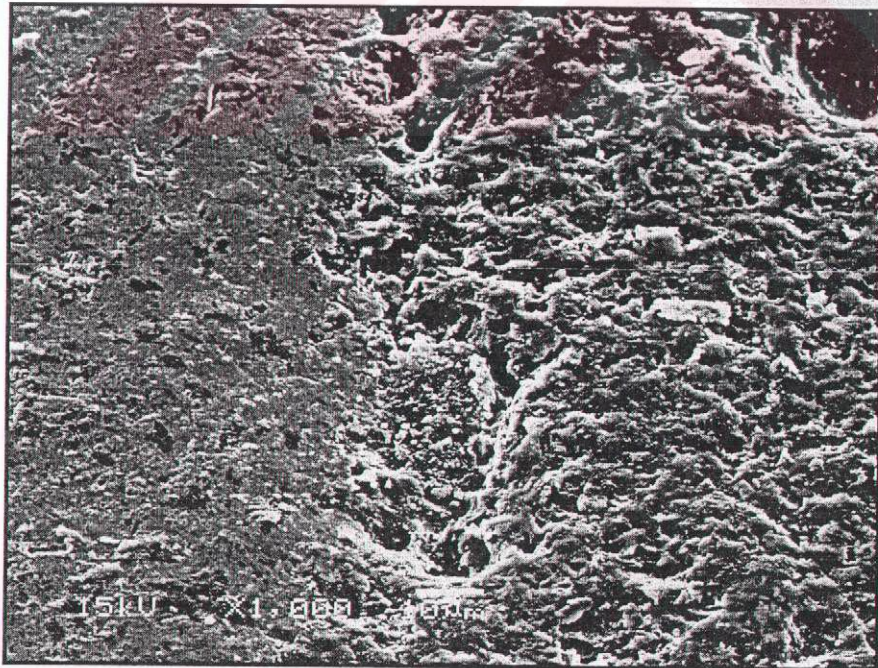
Resim 60. Metal hidroflorik asit (x1000)



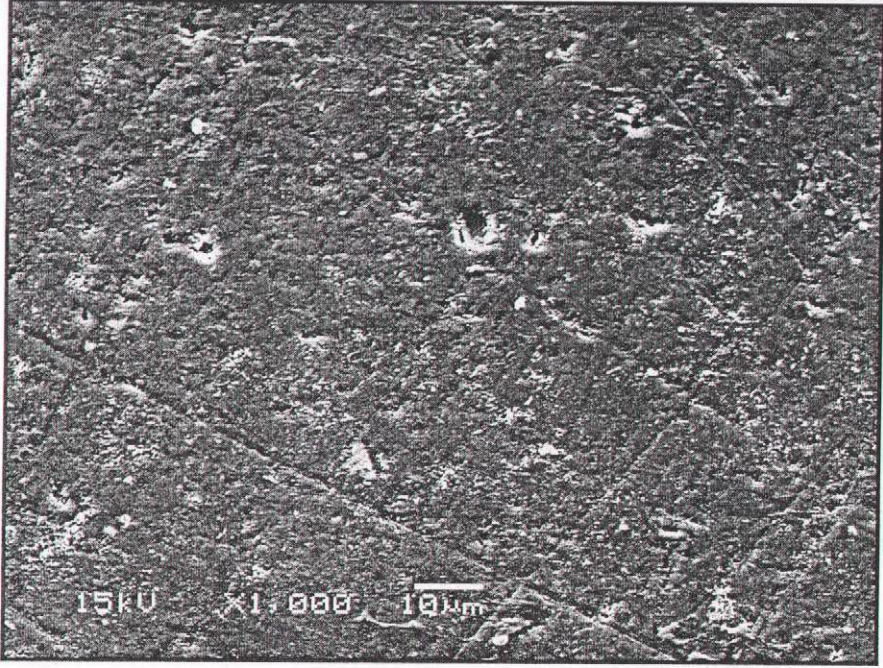
Resim 61. Metal-Porselen kontrol (x1000)



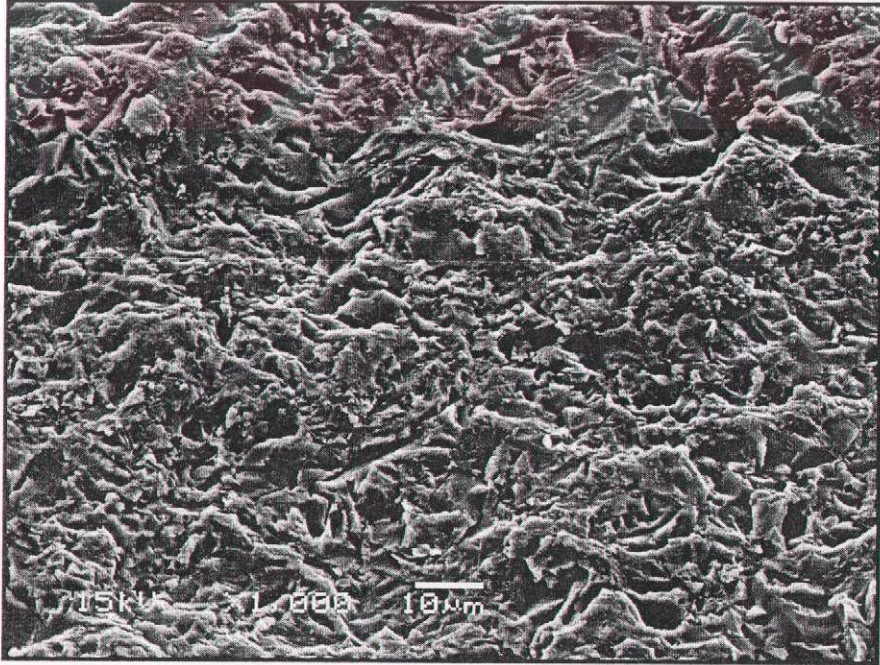
Resim 62. Metal-Porselen hidroflorik asit (x1000)



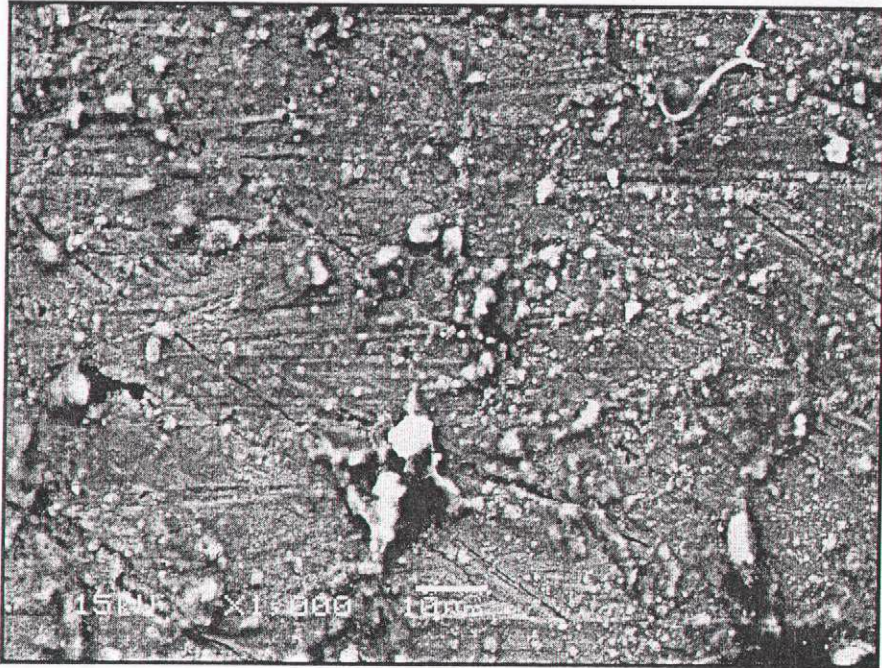
Resim 63. Metal-Porselen alüminyumoksit ile kuşlama (x1000)



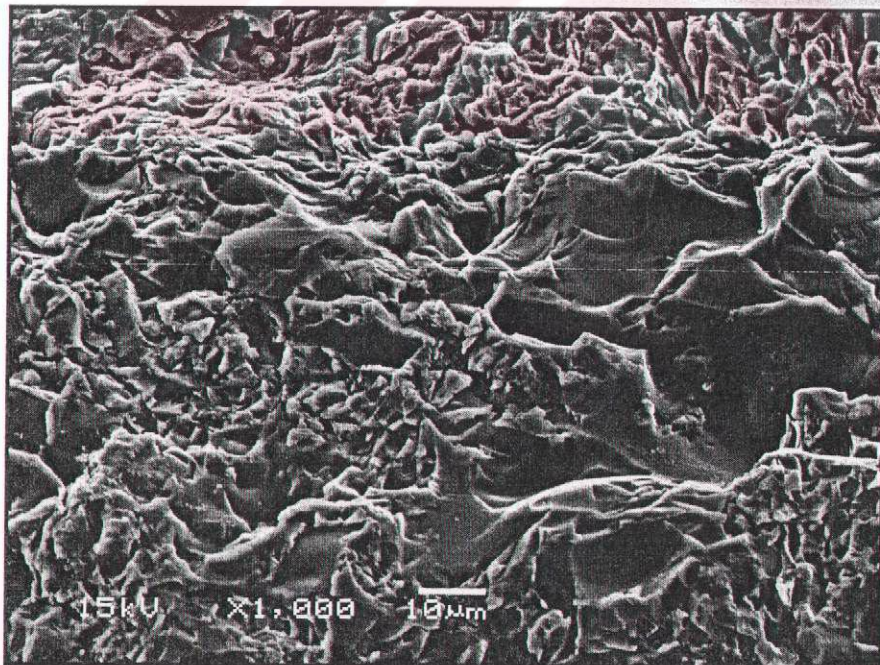
Resim 64. Porselen kontrol (x1000)



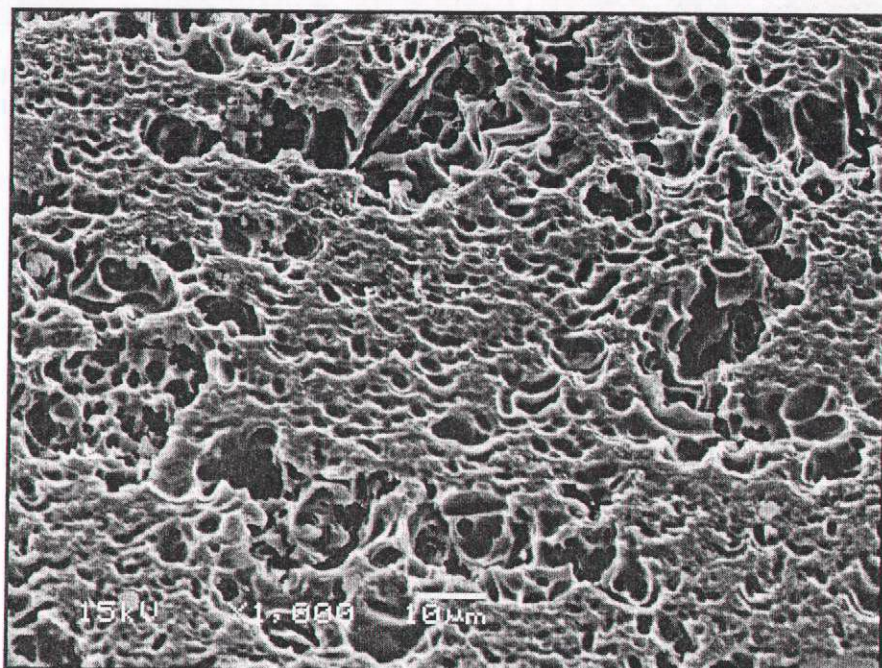
Resim 65. Porselen alüminyumoksit ile kumlama (x1000)



Resim 66. Porselen fosforik asit (x1000)



Resim 67. Porselen frez (x1000)



Resim 68. Porselen hidroflorik asit (x1000)

BÖLÜM IV

TARTIŞMA

Porselen mükemmel biyouyumluluğu ve yüksek estetik özellikleri nedeniyle, metal-porselen restorasyonlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Porselen materyalleri; uzun yıllar hasta ağızında iyi hizmet vermelerine karşın; restorasyonun yapımındaki laboratuvar hataları, porselenin pöröz yapısı, travma, okluzal çatışmalar gibi nedenlerden dolayı kırılma veya kopma gösterebilirler. Bu durum hasta ve hekimi zor durumda bırakabilir. Kırılmış restorasyonun ağızdan çıkarılması, ekonomik olmayışı ve restorasyonun kompleks yapısı gözönünde bulundurulduğunda çok pratik bir çözüm olmamaktadır. Bu gibi durumlarda ağız içi porselen tamiri uygulamaları hasta ve hekim açısından daha pratik sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır.

Porselen restorasyonlar partikül büyüklüklerinden, porselen tozunun kondanzasyonundan ve pişirme işlemi sırasında meydana gelen mikrokırıklardan dolayı gözenekli bir yapıya sahiptir. Bu bölgeler ve gözenekler asitleme, kumlama ve aşındırma gibi işlemleri takiben yüzeysel olarak görülürler (60).

Yüzeylerin asitlenmesi, özellikle porselen yüzeyinin, yüzey enerjisini ve topoğrafyasını değiştirmektedir. Simonsen ve Stangel, yaptıkları çalışmalarda porselen yüzeyinin mikromekanik retansiyonunu çeşitli asitler uygulayarak arttırmışlar ve böylelikle tamir materyali ile olan bağlanma direncini geliştirmişlerdir (291, 292, 299). Hidroflorik asit, fosforik asit ve asidüle fosfat florür ile mikromekanik retansiyon sağlanmasına karşın, metal alt yapının açığa çıktığı kırık vak'alarında bu asitler tek başlarına pek etkili olamamaktadır (23).

Bu çalışmada da metal yüzeyine uygulanan HF ve fosforik asitin, profilometre ve SEM ile yapılan incelemelerinde yüzeyde belirgin bir pürüzlülük meydana getiremediği belirlenmiştir. Yapılan araştırmalarda, yüzey hazırlıklarında porselen yüzeyini HF asit ile asitlemenin belirgin olarak daha etkili olduğu bulunmuştur (38, 299, 284, 276, 305). Bazı araştırmacılar porselen yüzeyler için HF asidi fosforik asitten üstün bulurken (2, 130), bazıları da fark olmadığını belirtmişlerdir (262). Porselen yüzeyine uygulanan HF asit ile porselenin ıslanabilirliği değiştiği için porselenin yüzey enerjisi ve rezine bağlanma potansiyeli de değişmektedir (255, 256, 146, 147).

Hayakawa, fosforik asit uygulayarak yaptığı porselen tamirinde hataların genellikle porselen ve kompozit rezin arayüzünde meydana gelirken, HF asit uygulanmış gruplarda porselenin kendi içinde ve porselen kompozit arayüzünde karışık olarak meydana geldiğini belirtmiştir (130). Kamada, porselen yüzeyine uygulanan fosforik asidin kompozit rezin bağlantısını arttırmadığını bildirmiştir (158).

Perelmuter ve Montagnon, HF asitle pürüzlendirilen porselen yüzeyinde mekanik retansiyonu sağlayan deliklerin meydana geldiğini ve bunun bağlanma direncini arttırdığını söylemişlerdir (249). Çeşitli çalışmalarda uygulanan SEM incelemelerinde (183, 78, 323, 299) ve bu çalışmadaki SEM fotoğraflarında HF asidin porselen yüzeyinde meydana getirdiği çukurcuklar belirgin bir şekilde gözlenmiştir. Çukurcukların oluşumunda asidin konsantrasyonu ve uygulama süresi önem taşımaktadır.

HF asit porselen yüzeyine uygulandığında yüzeyde derin kanallar ve pöröz bir yapıya neden olur. Bunu değerlendiren bazı araştırmacılar, HF asidin

uygulama süresi ve konsantrasyonu iyi ayarlanmadığında, yapıda erken hatalara neden olabilecek yüzey değişimlerinden bahsetmişlerdir (54). Ayrıca yine literatürde HF asit ile ilgili olarak ağız içi dokularına zararlı olabileceği üzerinde durulmuştur (23, 100). Bu çalışmada ise ağız içi uygulamalarda Porcelain Etch setinin içinde bulunan %9.5'lük HF asit 60 saniye süre ile yüzeylere uygulanmıştır. Ancak herhangi bir irritasyona karşı HF asit ile beraber nötralize edici ajanı da kullanılmıştır. Uygulanan hiçbir vak'ada zararlı bir etki görülmemiştir. Ayrıca kırık parçanın doğrudan restorasyona uygulandığı vak'alarda, kırık parçanın iç yüzeyi yine HF asit ile pürüzlendirilmiştir.

Invitro çalışmada test edilen örnekler arasında en yüksek bağlanma direnci gösteren grubun asitleme materyali %37'lik fosforik asittir. Ancak burada yüzey preparasyonu için sadece asit kullanılmadığından bu sonucu fosforik asitle pürüzlendirme işlemine bağlamak hatalı olur. Çalışmada tamir setleri bir bütün olarak kullanılmış ve kendi aralarında karşılaştırılmıştır.

Kumlama işlemi uzun yıllar dişhekimliğinde laboratuvarlarda metal yüzeyine yapılan uygulama ile sınırlı kalmıştır. Daha sonraları ağız içinde porselen tamiri amacıyla uygulanmaya başlanmıştır. Kumlamada, partikül boyutunun yanında partikül şeklinin, uygulanan basıncın, yüzeyin nemli veya kuru olmasının sonucu etkileyeceği açıklanmıştır (337).

Aluminyumoksit ile kumlama yapılarak yüzey pürüzlendirildiğinde bağlanma için yüzey alanı artar ve yüzey gerilimi azalır. Bu yüzey hazırlığı da rezinlerin yüzeyi daha etkili olarak ıslatmasına olanak tanır (308). Porselen yüzeyi alumina ile kumlanınca mikromekanik pürüzlendirme ve küçük alumina partikülleri ile kaplama meydana gelir (167). Metal yüzeylerin kumlanması, asitle

pürüzlendirme ve frezle mekanik pürüzlendirmeden daha fazla kimyasal reaksiyona neden olmaktadır (23). El-Sherif, Willams, Chung, yüzeylerin aluminyumoksit ile kumlanması kompozit-kıymetsiz metal alaşımı arasındaki bağlanma direncini arttırdığını belirtmişlerdir (98, 335, 54).

Chung ve arkadaşları, HF asidin porselende meydana getirdiği keskin açılı hatları azaltmak ve ağız içi dokulardaki zararlı etkilerinden kaçınmak amacı ile, klinik uygulamalarda porselen tamiri için aluminyumoksit ile yapılan kumlamayı HF asit uygulamasına tercih etmişlerdir (54, 217). Burke ise aluminyumoksitle porselen yüzeyinde elde edilen pürüzlülüğün HF ile elde edilenden daha az olduğunu bildirmiştir (36).

Silikanın metal veya porselen tribokimyasal uygulanması, 50µm'lik aluminyumoksit kullanılarak yapılan kumlama ile karşılaştırıldığında yüzey enerjisini belirgin olarak arttırdığı bulunmuştur (306). Silika kaplamadan sonra sağlanan yüksek bağlanma direnci, yüzey pürüzlendirme işlemiyle ıslanmayı ve mikroretantif yapıyı arttıran geniş bir yüzey alanı sağlanması ile meydana gelir. Silika bağlı silanlanmış yüzeye kimyasal bağlanmanın olması da bu direnci artırır (107). Metal yüzeyinin silika kullanılarak yapılan kumlamasında; asitlenmiş, suda bekletilmiş ve termal döngüye tabi tutulmuş örneklerden başlangıç direncine göre %25 daha fazla direnç sağlanmıştır (271, 312, 281, 47, 179). Bu çalışmada sadece iki hastada cojet ile kumlama yapıp invitro olarak değerlendirilme yapılmadığı için konu ile ilgili kesin bir yargıya varabilmek mümkün değildir.

Jochen ve Caputo, porselen yüzeyinin elmas frezle pürüzlendirilmesi ile tamir materyalinin retansiyonunun arttığını söylemişlerdir (148). Leibrock ve

arkadaşları yaptıkları çalışmada özel olarak dizayn edilen K1 frezinin porselen yüzeyinde pöröz bir yapı yarattığını ve kopan porselen parçalarını daha iyi uzaklaştırdığını belirtmişlerdir (183). Çalışmada kullanılan Silistor tamir setinde özel K1 frezi bulunmaktadır. Ancak bu frez üretici önerisine göre sadece tek kullanımlık olup ekonomik açıdan elverişli değildir. Ayrıca Shahverdi ve arkadaşlarının 1998 yılında yaptıkları çalışmada da belirttikleri gibi, bu frez kullanıldığı durumlarda yetersiz mikro retansiyon elde edilmiştir (285). Bu çalışmada da bu tamir seti için elde edilen düşük bağlanma direnci değerlerinin bir nedeni de K1 frezi ile pürüzlendirme işlemine bağlanabilir.

Şen ve arkadaşları, elmas frezle yapılan yüzey pürüzlendirmesi sonucunda bağlantı direncinin asit ile pürüzlendirme yönteminden daha düşük olduğunu bulmuşlardır (309). Lacy, porselen yüzeyinin elmas frezle pürüzlendirilmesi sonucu en düşük bağlantı direncini elde etmiştir (174). Wood, porselen yüzeylerinin elmas frezle pürüzlendirilmesiyle kırık oluşumunun başlayabileceğini veya tetiklenebileceğini ve böylelikle restorasyonun başarısızlıkla sonuçlanacağını bildirmiştir (339). Bu çalışmada da elmas frezle pürüzlendirme yapılan örnekler, kumlama yapılan örneklerle göre bağlanma direnci açısından daha düşük değerler vermiştir.

Metal veya porselen yüzeyine çeşitli pürüzlendirme işlemleri uygulandıktan sonra silan solüsyonu uygulanır ve çözücüsü buharlaşarak uzaklaştıktan sonra adeziv materyali uygulanır. Burada silanın nem kontaminasyonuna çok hassas olduğu ve raf ömrünün çok kısa olduğu unutulmamalıdır (277, 87).

Aluminyumoksitle kuşlama yapılmış ve HF asit uygulanmış yüzeylerin üzerine silan bağlama ajanları sürüldüğünde kompozit ile porselen arasındaki bağlanma direnci %25 oranında artar (275). Silanla tedavi edilen porselen yüzeyinin ıslanabilirliği artar ve porselenle kompozit arasında kovalent bağ formu oluşumuna katkıda bulunur (275, 38, 223).

Organosilanların ve asitleme ajanlarının etkilerini araştıran çalışmalarda (103, 229, 215, 216, 92, 301, 38, 174), silan kullanımının asitlemeden sonra yapışma direncini arttırdığı ve asitleme ile silanlamanın kombine etkilerinin tek tek uygulamalarından daha etkili olduğu gösterilmiştir.

Culler, bağlanma direncinde silan hidrolizi ne kadar yüksekse porselen tamir sisteminin de adeziv direncinin o kadar yüksek olduğunu bildirmiştir (68).

Peumans ve arkadaşları, tek bileşikli silanların alkol veya aseton içerdiğini ve bu silanların porselen yüzeyine uygulanmasından önce kimyasal reaksiyonun aktivasyonu için HF asit uygulamasına gereksinim olduğunu bildirmişlerdir (250). İki bileşikli silanlarda ise hidrolize silana akuöz asit solüsyonu karıştırılmıştır ve porselen yüzeyi ile direkt reaksiyona girebilmektedir.

Aida ve arkadaşları yaptıkları çalışmada yeni nesil silan ajanlarının herhangi bir asitlemeye gerek kalmaksızın, porselen yüzeyine yeterli bağlanma direnci gösterebildiklerini belirtmişlerdir (2).

Yüzeyin asitlenmesinden sonra silanların kullanımı bağlanma direncini arttırmaktadır. Silan ve asitlemenin kombine etkisi sadece asit veya sadece silan uygulamasından daha önemlidir (103, 229, 215, 216, 92, 302, 38). Bu çalışmada tüm tamir setleri içinde silan bağlayıcı ajan olduğunda uygulamalar

silanla kombineli olarak yapılmıştır. Tüm örnek yüzeyleri için en yüksek bağlanma direnci gösteren Ceramic Repair için kanımızca silan bağlama ajanı daha önemli bir rol oynamıştır. Çünkü yüzey pürüzlendirmesinde kullanılan fosforik asidin nispeten düşük etkisi silan ile en üst seviyeye çıkarılmıştır.

Raymond, Suliman ve Kupiec, yaptıkları çalışmalarda porselen tamirinde yüzey pürüzlendirmesi için kullanılan elmas frezle mekanik pürüzlendirmeyi takiben HF asit uygulamasının etkili bir kombine tedavi olduğunu belirtmişlerdir (270, 305, 173). Kupiec ve arkadaşları ayrıca porselen yüzeyine kompozit rezinlerin bağlanmasında en etkili metodun aluminyumoksit ile kumlamayı takiben HF asit ve silan uygulaması olduğunu rapor etmişlerdir (173).

Kombine tedavi tetkikleri ile daha yüksek bağlanma direnci sağlanacağını savunan araştırmacılardan Stokes ve Shahverdi, kumlama ve silan uygulaması ile tek tek uygulamalardan daha yüksek bağlanma direnci değerlerinin elde edileceğini belirtmişlerdir (302, 285).

Kupiec ve Chung, mekanik pürüzlendirmeyi takiben uygulanan silan bağlayıcı ajanların rezinin porselenle bağlanmasını arttırdığını belirtmişlerdir(173, 54).

Thurmond ve Pameijer, yaptıkları çalışmanın sonucunda porselen yüzeyine aluminyumoksit kumlamasını takiben uygulanan HF asidin diğer tek tek uygulanan işlemlerden daha yüksek bağlanma direnci oluşturduklarını söylemişlerdir (315, 242). Bu çalışmada da tamir setlerinin içinde bulunan tüm materyaller kombineli olarak kullanılmıştır.

Chung, porselen tamir setlerinin bağlanma dirençlerini karşılaştırdığı çalışmasında yüzey pürüzlülüğünü profilometrede değerlendirmiştir (54).

Metalin 50µm'lik aluminyumoksit ile kumlanması ile ortalama Ra değeri 0.71µm, porselenin ise 1.85µm olarak kaydedilmiştir. %9.5'lük HF asidin 4 dakika porselen yüzeyine uygulanması ile ise 3.33µm'lik yüzey pürüzlülüğü sağlanmıştır. Bu çalışmada da benzer uygulamalar yapılmış ve porselen yüzeyi için HF asidin, metal yüzeyi için ise kumlamanın daha etkili olduğu görülmüştür.

Düzensiz yüzeyler daha büyük yüzey alanına sahiptir ve düzgün yüzeylerin toplam yüzey enerjisinden daha fazladır. Böylece, daha büyük bağlanma direnci yaratabilirler. Eğer düzensizlikler andırkat gibi yapılarca bağlanma mikromekanik kilitleme şeklinde meydana gelir (326). Bu çalışmada elmas frezle pürüzlendirme tüm örneklerde en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerini vermiştir. Ancak, SEM fotoğraflarında kumlama ve asitle pürüzlendirme ile daha ince pürüzlülük görülmesine rağmen, frezle pürüzlendirmede daha mikro-retatif yüzey elde edilmiştir. SEM fotoğraflarında asitle pürüzlendirme işleminin, porselen yüzeyler için daha etkili olduğu gözlenmiştir.

Metal ve porselen örneklerin Ra değerleri metal-porselen örneklerle karşılaştırıldığında daha düşük çıkmıştır. Bunun muhtemel nedeni bir yüzeyden diğere geçişte ölçümün etkilenmiş olabileceğidir.

Son 20 yıldır restoratif girişimler devamlı olarak değişmekte ve adeziv teknoloji daha önemli hale gelmektedir. Dental adeziv teknolojinin avantajları; dişhekiminin kolay ve ekonomik yolla görüntü estetiğini sağlamasına yardımcı olmaktır (209). Bondinglerin başarısı beraber kullanılacağı materyalin kimyası ile yakından ilgilidir ve bağımsız olarak düşünülmemelidir (37, 247).

Porselen tamiri uygulamaları sadece porselen yüzeyine olmamaktadır. Bu nedenle aynen ağız içi ortamı oluşturmak amacı ile test edilecek örneklerin

de sadece porselen yüzeylerden değil, metal ve metal-porselen yüzeylerden de yapılması gerekmektedir. Önceki çalışmalara bakıldığında sadece porselen veya sadece metal örneklerin incelendiği belirlenmiştir (20, 7, 84, 85, 86, 57, 19, 10, 305, 337, 130, 173, 299, 185, 262). Sadece birkaç çalışmada kombine yüzeylerin test edildiği görülmüştür (54, 127). Bu çalışmada da ağız içi koşullarda klinik olarak karşılaşılabilen metal, porselen ve metal-porselen yüzeylerden örnekler hazırlanmış ve ayrı ayrı bağlanma dirençleri açısından test edilmiştir.

Porselen tamir sistemlerinin yapışma dirençlerini test etmek amacı ile eğme, bükme, germe ve kopma testleri kullanılmaktadır (323, 10, 77, 262). Bu testler içerisinde en yaygın olarak kopma testi uygulanmaktadır (77, 44, 196, 19, 84, 85, 86, 262, 337). Bu çalışmada da invitro olarak örneklerin kopma dirençleri makaslama ile birlikte değerlendirilmiştir.

Bağlanma direncini değerlendirirken, streslerin birikim yeri ve yapışma alanı kırıkların meydana gelmesinde önemlidir. Sonlu eleman analizi yapılan araştırmaların sonucunda örnek dizaynı ve değişen test koşullarının bağlanma direncini etkilediği bulunmuştur (326, 289). Bu çalışmada da test edilecek örneklerin dizaynlarında meydana gelebilecek hataları elimine etmek için, az sayıda örnek ile bir ön çalışma yapılmıştır.

Bağlanma direncinde etkili olan diğer faktörler; porselenin tipi ve markası (39, 283), asidin tipi ve markası (284, 222, 174, 5), asidin konsantrasyonu (291, 292, 299, 39), asitleme süresi (291, 292, 299, 39, 252), tamir öncesi hidrasyon (84, 85, 10), silan bağlayıcıların markası ve içerikleri (38, 84, 85, 68), tamire uygulanan termal döngü ve süresi (84, 85) olarak sıralanabilir.

Kümbüloğlu ve arkadaşları (172) lösit kristalleri ile güçlendirilmiş, ısı ile preslenebilir porselen üzerine uyguladıkları ağız içi tamir materyallerinin bağlanma güçleri ile ilgili çalışmalarında, metal destekli porselenler üzerinde elde edilen değerlerden oldukça düşük değerler bulmuşlardır (70-0 N). Burada porselenin yapısı ve içeriği bağlanma direncinde etkili bir unsurdur.

Çeşitli porselen tamir sistemleri kullanılarak porselen yüzeyine uygulanan bağlanma direnci testlerinde 6-29.9MPa arasında değerler bildirilmiştir (58, 7, 86, 54, 305, 337). Diğer bir bağlanma direnci test değeri 1-17MPa arasında bulunmuştur (262, 130, 337, 7, 21). Bu çalışmada ise porselen yüzeyine uygulanan beş farklı tamir materyalinin bağlanma direnci testlerinden 0.8-24.9MPa arasında değerler elde edilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında farklılık göstermektedir. Ancak burada çalışma dizaynının farklılığı, yüzey alanı, pürüzlendirme metodları, kullanılan tamir setleri ve testten önceki bekleme koşullarının etkisi gözönüne alınmalıdır. Çalışmada kullanılan tamir sistemlerinin hepsinde silan içerikli materyal yer almaktadır, ancak bileşim ve oranları farklıdır. Bütün gruplardan aynı bağlanma direnci değerleri alınmaması bu nedenle olabilir.

Yük ve termal döngü ağız ortamı ile aynı koşulları yaratmak açısından dental materyallerin test edilmesinde önemli bir noktadır. Termal döngü porselen ve rezinin bağlanma dirençlerine genişlemenin ısı etkilerindeki değişiklikten dolayı zarar verir (223, 95, 219, 227). Eski porselen tamiri çalışmalarında porselende meydana gelen hatalar rapor edilirken termal döngü ve eskitilmenin etkilerinden bahsedilmemiştir (283, 219). Termal döngünün etkilerini değerlendiren çalışmalarda (227, 262, 91, 313, 182, 337) test edilen

tüm sistemler için yapışma direncinin azaldığı belirtilmiştir. Bazı yazarlar ise test edilen materyaller için termal döngünün bağlanma direncinde etkili olmadığını belirtmişlerdir (173, 84). Bu çalışmada tüm invitro örnekler standartlara uygun termal döngü uygulanmış ve böylece sonuçların ağız ortamına yakın koşulda değerlendirilmesi sağlanmaya çalışılmıştır.

O'Kray, Hirasama ve Soderholm, test edilen ıslak ve kuru örnekler arasındaki sonuçların farklılık gösterdiğini ve suda bekletmenin etkili olduğunu söylemişlerdir (229, 134, 294). Pratt ve arkadaşları, örnekleri 3 ay suda bekletmenin bağlanma direncini belirgin olarak düşürdüğünü bildirmişlerdir (262). Silanlanmış yüzeylerin nemli koşullarda stabil olmadığını ve kırıkların oluşmasında bu durumun etkili olabileceğini belirten çalışmalar bulunmaktadır (262, 229, 318, 292, 293, 295, 215, 216, 92, 301). Yapılan çalışmalarda 37 C distile suda farklı süreler kullanılmıştır. Genellikle yapılan çalışmalarda suda bekletme ile termal döngü karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada ise diğer çalışmalardan farklı olarak 3 ayrı zamanda (1 gün, 1 hafta ve 1 ay) işleme alınan örneklerin bağlanma dirençleri termal döngüden sonra karşılaştırılmıştır. Yapılan istatistiksel değerlendirmenin ışığı altında genel olarak metal, porselen ve metal-porselen gruplarla 1 gün, 1 hafta ve 1 ay suda bekletme arasında, kullanılan 5 farklı tamir seti ile suda bekletme süreleri arasında ve kumlama ve frezle pürüzlendirme uygulamaları ile örnekleri suda bekletme süreleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$). Ancak metal örnekler kendi içerisinde ayrı ayrı incelendiğinde; uygulanan tamir setleri ile örnekleri suda bekletme süreleri arasındaki fark anlamlı olmasına karşın porselen ve metal-porselen örneklerde bu fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p>0.05$). Veriler

genel olarak değerlendirildiğinde, çoğunlukla bağlanma direncinin 1 gün suda bekletilen örneklerde daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir.

Invitro örnekleri suda bekletme ve termal döngü uygulama kombinasyonu, kompozit rezinlerin metal destekli porselen restorasyonlara bağlanmasını daha iyi test etmek için önerilmektedir (54, 321).

Zaimoğlu, yaptığı araştırmasında ağız içi porselen tamir materyallerinin alaşımın üzerine uygulandığında, porselenin üzerine uygulandığı zaman gösterdiği bağlanma direncinden daha düşük bir bağlanma direnci gösterdiğini açıklamıştır (346).

Beck ve Hirschfeld, kompozit rezinlerin oksit veya metal yüzeyine bağlanma dirençlerini, porselene bağlanma dirençlerinden daha düşük bulmuşlardır (19, 135). Burada kalan porselen miktarının önemli olduğu belirtilmiştir. Uygulanan testin ardından oluşan kopma yüzeyleri ise genellikle metal kompozit rezin ara yüzünde meydana gelmiştir (19). Bu çalışmada da benzer olarak örneklerde genellikle metal-kompozit arayüzünde kopmalar gözlemlenmiştir. Güçlü bağlanma direnci gösteren porselen yüzeyler ile özellikle Ceramic Repair seti arasında porselen-porselen yüzeyleri arasında da koheziv kopma meydana gelmiştir.

Metal destekli porselen restorasyonların yapımında Nikel-Krom alaşımlar sıklıkla kullanılmaktadır. Adeziv rezinler, metal oksitlerden dolayı yüzeye daha kolay bağlanabildikleri için kıymetsiz metal alaşımlarının bağlanma direnci daha iyidir (163, 66). Fakültemizde yapılan metal destekli porselen restorasyonlarda kıymetsiz metal alaşımlar tercih edilmektedir. Porselen kırığının tamiri için klinğimize başvuran hastalarımızın büyük çoğunluğu da daha önce kullandıkları

sabit restorasyonlarını fakültemizde yaptırmışlardı. Böylece tamir uygulanan metaller genelde kıymetsiz metal alaşımları olmuştur. Bu noktadan yola çıkılarak hazırlanan invitro örneklerde de kıymetsiz metal alaşımı tercih edilmiştir.

Ağız içi porselen tamiri uygulamalarında direkt ve indirekt yöntemleri tercih eden araştırmacılar bulunmaktadır. Cohen, posterior bölgede metal alt yapının ortaya çıktığı büyük bir kırık vak'asına hafif bir preparasyondan sonra metal destekli bir kuron üst yapı yapmıştır (56). Ancak, aşırı konturlu bir restorasyon meydana geldiği için fonksiyon ve estetik olarak sorun oluşmuştur. Yine Burke, tamamen metal alt yapının açığa çıktığı posterior bölgedeki bir vak'aya porselen laminate yaparak yapıştırılmıştır. 5 ay sonra yapıştırılan porselen kısımda kırık olduğu rapor edilmiştir (36). Kullanılan indirekt yöntemlerle ağız içi porselen tamiri, hastaya ve hekime zaman kaybettirdiği gibi istenilen başarılı sonuçlar da alınamamıştır. Bu nedenle direkt tamir yöntemleri ön plana çıkmıştır. Literatürdeki çalışmaların ışığı altında, invivo çalışmalarda direkt yöntemle porselen tamiri uygulanmıştır.

Direkt yöntemlerden kırılan parçanın tekrar yapıştırılması işlemi ile ilgili uygulamaya literatürde rastlanılamamıştır. Bu araştırmada ise klinik uyguladığımız, kırık parçanın doğrudan yapıştırılması ile yapılan 8 uygulamadan sadece 1 tanesi başarısızlıkla sonuçlanmıştır. Ancak bu vak'ada kırık parça 2 parçadan oluşmaktaydı ve restorasyonun en çok stress biriken yerlerinden biri olan gövde kısmında yer almaktaydı. Bu tür uygulamalarda dikkat edilmesi gereken hususlar; kırık parçanın zarar görmemiş olması, tercihen tek parçalı kırık olması, yapıştırma işleminde kırığın oturmasına engel

olacak aşırı materyal kullanımından kaçınılması ve kırık parçanın iç yüzeyine HF asit ile ön pürüzlendirme işlemi uygulanmasıdır.

Porselen tamiri yaparken hangi materyali kullanacağımıza karar vermemiz gerekir. Bunun için vak'anın durumunu, kırık bölgesini, açığa çıkan yüzeyin niteliğini ve büyüklüğünü değerlendirip ondan sonra karar vermek önemlidir. Eğer anterior bölgede bir kırık oluştuysa estetik ön plana çıktığından renk uyumu çok önemlidir. Tamir setlerinin en büyük eksikliklerinden biri renk seçeneklerinin az olmasıdır. Özellikle insizal için şeffaf renge ihtiyaç vardır. Test edilen setler içinde sadece Silux Plus tamir setinde şeffaf renk dahil pek çok alternatif renk bulunmaktadır. Literatürde klinik vak'a bildirimleri oldukça az olduğu ve genellikle tek tamir seti uygulandığı için bu soruna yeterince değinilmemiştir. Kırık yüzeyi gerek bağlanma gerekse estetik açıdan oldukça önemlidir. Eğer restorasyon metal alt yapı açığa çıkacak şekilde kırılmış ise metal yüzeyinin pürüzlendirilmesi için elmas frezler veya ağız içi kumlama aleti ile alüminyum oksit veya silisyumoksit partikülleri ile kumlama yöntemleri kullanılabilir (234, 35, 194, 79, 65). Son yıllarda yapılan çalışmalarda ağız içi kumlama yöntemi ile yüzey pürüzlendirme işlemi ön plana çıkmıştır. Tercih edilen partikül ise silisyumoksit partikülleri ve silika coating sistemidir. Bu çalışmada ise frezle pürüzlendirme, alüminyum ve silisyum oksit partikülleri ile kumlama yöntemleri uygulanmıştır. Sonuçta frezle pürüzlendirilmiş 7 ve alüminyumoksitle kumlanmış 2 vak'ada başarısızlık gözlenmiştir. Ancak burada başarısızlık sebebi olarak sadece yüzey hazırlıkları gösterilemez. Aynı zamanda kullanılan tamir setlerinin etkileri de gözönünde bulundurulmalıdır.

Kırık yüzeyi geniş bir metal alanı içeriyorsa, estetik açıdan metalin renge olumsuz etkisi ile karşılaşılabılır. Burada tamir setlerinin içindeki opağın önemi ortaya çıkmaktadır. Tamir setinin içinde yer alan opak kompozit veya rezin bazlı likit olabilir. Bu işlem ağız içi tamirin başarısında estetik ve fonksiyon açısından önemli bir kriterdir (178). Opak rezinlerde baz monomer olarak metil metakrilat kullanılmaktadır (196).

Opak, metal ile rezinin bağlanmasında görev yaparken aynı zamanda metali maskelemektedir. Ağız içi porselen tamirinde kullanılan opak materyalleri firmalara göre farklılık göstermektedir. Test edilen setlerin opak materyalleri değerlendirildiğinde sadece Silux Plus setinde farklı opak renk seçenekleri vardı, diğer setlerin opakları tek renkti. Burada önemli olan bir diğer nokta ise; opağın kıvamıdır. Eğer opak hazır olarak akışkan bir yapıda tüpte bulunuyor ise, örneğin Ceramic Repair, Porcelain Etch, Cimara setlerinde olduğu gibi, hem uygulaması kolay hem de maskelemesi iyi sonuçlar vermektedir. Yoğun kıvamda ise, örneğin Silux Plus da olduğu gibi, uygulaması akışkan olanlara göre daha zordur. Silistor tamir setinde olduğu gibi toz halinde bulunup likitle karıştırılıyorsa karıştırma oranına çok dikkat edilmek koşuluyla başarılı sonuçlar alınabilir. Yine literatürde klinik vak'aların az oluşu nedeniyle bu konuda da aydınlatıcı bir çalışmaya rastlanılamamıştır.

Kırık eğer porselen yüzeyi ile sınırlı kalmış ise, metalin açığa çıkması ile oluşacak olumsuzluklar görülmez. Opak materyalini kırığın restorasyonunda kullanmaya gerek yoktur, ancak bu çalışmada test edilen Porcelain Etch tamir setinde bulunan opak pasta aynı zamanda bonding ajanı da içerdiğinden uygulamalarda opakla beraber kullanılmıştır.

Klinik uygulamalarda izolasyon çok önemlidir. Özellikle kole bölgesine yakın kırıkların restorasyonunda bu daha da gereklidir. Literatürdeki çalışmalarda genellikle rubber-dam ile izolasyon sağlanmıştır. Bu çalışmada da klinik uygulamalarda rubber-dam'dan yararlanılmıştır. Ancak her vak'ada rubber-dam uygulaması mümkün olamamıştır. Çok üyeli bir köprü restorasyonu olduğunda veya kırık bölgesi 2. Molar dişler gibi çok posteriora ise güçlü bir tükürük emici ve pamuk rulolarla yeterli izolasyon sağlanabilmektedir.

Creugers ve arkadaşları 1992'de yaptıkları invivo çalışmada, tamir edilmiş restorasyonun başarısını esas alan bir indeks kullanmışlardır. Bu çalışmada da aynı indeksten yararlanılarak kontrollerde restorasyonlar değerlendirilmiştir. Creugers başlangıçta toplam 20 adet olan tamir uygulamalarının hepsini alpha olarak değerlendirirken, 1 yıllık kontrolün sonunda başarılı olan restorasyonlar arasında 5 bravo ve 5 alpha değerlendirmesinde bulunmuştur (65). Bu çalışmada ise; başlangıçta 101 alpha varken, ilk 6 aylık dönemde 66 tanesinin alpha, 21 tanesinin bravo kategorisinde olduğu belirlenmiştir. 1 yıl sonra bu değerler 60 alpha'ya karşılık 26 bravo ve 1 charlie olmuştur. Sonraki 1.5 yıl ve 2 yıllık kontrollerde dağılımda bir değişiklik olmamasına karşılık 2.5 yıllık kontrolde 55 alpha, 29 bravo ve 3 charlie tespit edilmiştir. 3 yılın sonunda ise 53 alpha, 32 bravo ve 3 charlie kaydedilmiştir.

Ağız içi ve çevresi tamir materyallerinin özellikleri için önemlidir. Su emilimi rezin bazlı materyallerin mekanik özelliklerini azaltabilir. Boyutsal stabilite veya yayılma özelliği restorasyonlar için önemlidir ve baskı kuvvetleri karşısında deformasyona sebep olabilir. Kompozit rezinler aşınmaya karşı

fiziksel ve kimyasal değişime uğrayabilirler (100). Tamir restorasyonu anterior bölgede ise renk stabilitesi çok önemlidir. Kompozit rezinin yüzeyinde meydana gelen değişiklikler sonucunda renk de değişmektedir. Özcan ön bölgede tamir restorasyonu olan 2 hastasında yüzey cilası, renk ve yapı kaybının meydana geldiğini bildirmiştir (234). Bu çalışmada ise yapılan kontroller sonucunda 101 olan ideal renk uyumunun yaklaşık olarak 3 yılın sonunda 53'e düştüğü gözlenmiştir. Burada renk değişimine etkili bir çok etken vardır. Bunlar; kötü ağız hijyeni, çay-kahve gibi boyayıcı ajan içeren içeceklerin tüketilmesi, sigara kullanımı ve yüzey cilasının düzgün bir şekilde yapılamaması olarak sıralanabilir (234, 188, 189, 132, 90, 81). Kompozit rezinin partikül boyutları da renklenmede önemlidir; hibrid veya mikropartiküllü olanlar makropartiküllülere oranla daha az renklenme gösterirler (70, 65). Bu çalışmada kullanılan kompozit rezinler; mikrodolduruculu ve hibrid tipte oldukları için makrodoldurucularla karşılaştırılmamıştır.

Kompozit rezinlerin ışık ile polimerizasyonları da restorasyonlar için önemlidir. Işık yoğunluğu 280 mW/cm^2 den daha büyük olmalıdır. Yerleştirilen kompozit tabakasının kalınlığı 2mm'den daha az olmalıdır. Polimerizasyon süresi olarak 60 saniye optimaldir (43).

Kompozit rezinlerin kullanılmaya başlanmasından beri restorasyonda düzgün yüzey sağlanması için, bitirme ve cilalama işlemleri ile ilgili çalışmalar devam etmektedir (298, 15, 40, 53, 81, 104, 186, 175, 176, 159, 160, 245, 268, 272, 188, 189, 128, 263). Pratten ve arkadaşları, lastikler kullanılarak diğer cilalama aletlerinden daha düzgün yüzeylerin yaratılabileceğini bulmuşlardır (263). Horton ve arkadaşları, ideal cilalama ajanı olarak diskler veya cilalama

bantlarını göstermişlerdir (136). Yüzey düzgünlüğü değerlendirilirken; hem cilalama aletinin özelliği, hem de kompozit rezinin markası, doldurucu tipi, partikül boyutları, doldurucu miktarı ve rezin tipi önemlidir (300).

Restoratif dişhekimliğinde sıklıkla kullanılan kompozit rezinler; oldukça sert maddelerdir (252, 253, 95). Bu materyallerin esas dezavantajları yüzey pürüzlülüğüdür (181). Ağız içinde plak formasyonu; düzgün yüzeylere nazaran pürüzlü yüzeylerde daha çok görülmektedir (261, 177). Bu dezavantajı gidermek için, çeşitli frezler, diskler ve taşlar kullanılmasına rağmen klinik olarak kompozit rezinlerin yüzey düzgünlüğü tartışmalıdır (80, 154, 207, 126, 141, 45, 190).

Kompozit rezin restorasyonların görünüşü zamanla değişir. Ağız içinde eksternal artık birikimi, marjinal sızıntı, sekonder çürükler ve internal renklenmeler restorasyonun görselliği açısından kabul edilemez durumlardır (211, 31). Bu çalışmada da kompozit rezinlerin yüzey düzgünlüğüne klinik uygulamalarda önem verilmiştir. İlk yapılan tamir restorasyonlarında görülen hafif yüzey pürüzlülüğünün, kontroller sırasında renklenme ile sonuçlanması bitirme ve cila işlemine daha fazla önem verilmesine yol açmıştır. Bu renklenmeler özellikle tamir-porselen birleşim hattında yoğunlaşmıştır. Kullanılan bitirme frezleri, aşındırıcı diskler ve lastiklere ilave olarak bonding rezin uygulaması da yüzey düzgünlüğüne katkıda bulunmuştur.

Porselen kırıklarının meydana gelmesinde etken faktörün tamirden önce tespit edilmesi önemlidir. Özcan, 35 hastada yapılan 50 tamir uygulamasının %84'ünde kırığın bukkal veya labial yüzde meydana geldiğini bildirmiştir. Bu çalışmada 20 hastanın bukkal veya labial, 5 hastanın palatinal veya lingual, 9

hastanın okluzal, 13 hastanın insizal, 21 hastanın kole, 29 hastanın birden fazla yüzeyi içeren ve 4 hastanın da endodontik giriş kavitesi şeklinde okluzal veya palatinal-lingual yüzden porselen kırığının olduğu belirlenmiştir. Özcan, özellikle restorasyonların ön yüzlerinde meydana gelen kırıklarda travmanın etken olabileceğini belirtmiştir (234). Okluzal çatışmalar ise her yüzde meydana gelen kırıklarda önemli bir etkidir. Kole bölgesindeki kırıklarda ise, metalin o bölgelerde çok ince olmasına bağlı olarak porselenin bağlanma direncinde azalma görülebilmektedir. Ayrıca restorasyonun yapıştırılmasını takiben çok kısa bir sürede bu bölgelerde meydana gelen kırılmalarda, simantasyon sırasındaki yanlış uygulamalar etkili olabilmektedir. Endodontik uygulamalar için açılacak giriş kavitesinde eğer dikkatli çalışılmazsa restorasyonun başka bölümlerinde de kırık meydana gelebilir. Bu çalışmada 1 hastada benzer bir olay meydana gelmiş ve lingual yüzde açılan giriş kavitesi haricinde dişin insizal yüzü de zarar görmüştür. Burada aşırı kuvvet uygulamak ve yeterli su soğutması yapmamak etken rol oynamış olabilir.

Ağız içi porselen tamirinin başarısını etkileyen faktörler arasında, kalan porselende çatlak varlığı özellikle çok miktarda mevcutsa önemlidir. Tamir edilen porselen restorasyonun çevresinde çatlak oluşumunun bulunması yapıyı içsel olarak zayıflattığı için tekrar kırık oluşma riski devam etmektedir (44).

Geniş bir porselen kırığı varlığında kompozit rezin kullanılarak ağız içi tamir yöntemi ile kırık tamir edilebilir. Ancak sonuçlar her zaman orijinal restorasyon kadar estetik ve sağlam olmayabilir (65, 185, 135). Modern adeziv sistemlerindeki gelişmelerle restorasyonun şekli ve kalan destek yapı,

restorasyonunun retansiyonunu artık eskisi kadar çok etkilememektedir (325, 260).

Klinik çalışmalar restorasyonların retansiyonunda mikrosızıntının önemli rol oynadığını vurgulamaktadır. Meerbeek, restorasyonun kaybindan önce, tamamen ayrılma olmaksızın içeriye sızıntı olabildiğini ve bu nedenle mikrosızıntının klinik olarak gözlenmesinin çok zor olduğunu belirtmiştir (209).

Araştırmacılar, ağız içi porselen tamirinde klinisyenin özellikle yüzey pürüzlendirme metodlarını uygularken çok dikkatli olması gerektiğini, agresif mekanik ve kimyasal ajanların hasta ve hekime zarar verebilecek potansiyel etkilerini minimuma indirmesi gerektiğini bildirmişlerdir (255, 256, 54).

Burke kuron veya köprü yapısının sertliğinin tamirin prognozunu etkileyebildiğini, eğer yapı yeterince sert değilse metalin esneyebileceğini ve bunun da porselenin ayrılmasına ve sonunda kompozit tamirin kırılmasına yol açabileceğini belirtmiştir. Aynı araştırmacı endodontik giriş kavitesi veya aşırı okluzal uygulamalar gibi tedavilerin yapının sertliğinde azalmaya yol açabileceğini ve takiben hataların meydana gelebileceğini ve laboratuvarda yapılan yanlışların yine hataya neden olduğunu bildirmiştir. Ancak porselenin kırık nedeni travma ise; metal altyapıda bir zarar yoksa, restorasyonun tamiri ile alt yapının sertliği etkilenmeyeceği için başarılı olunacağını ifade etmiştir (34, 35, 36).

Ağız içi porselen tamiri uygulanan hastada parafonksiyonel okluzal kuvvetler mevcutsa, zaten bu başlangıçtaki porselen kırığının da esas nedeni olabilir, tamirden sonra kırığın tekrarlamaması için gece koruyucu plaklar

yapılmalıdır. Böylece gelebilecek ani ve ters kuvvetler karşısında tamir bölgesi korunmuş olur (135).



BÖLÜM V

SONUÇ

Yeni gelişen adeziv teknikler ve kompozit rezin uygulamaları ile, özellikle restorasyonun küçük bir kısmının zarar gördüğü durumlarda ağız içi porselen tamir uygulamaları basit, tekrarlanabilir ve etkili bir tedavi seçeneğidir. Burada dikkat edilecek en önemli nokta kırık tamirine başlamadan önce kırık oluşum nedeninin iyi belirlenmesidir. Ayrıca yüzey özellikleri göz önünde bulundurulmalı ve tamir için en uygun materyal seçilmelidir. Okluzal çatışmaların önlenmesi ve restorasyonun bitirme ve polisaj işlemlerinin özenle yapılmasının, tamirin prognozu açısından çok önemli olduğu unutulmamalıdır.

Yapılan araştırmanın bulguları ve istatistiksel analiz sonuçları ışığı altında şu sonuçlar elde edilmiştir;

Invitro Sonuçlar:

1. Metal, porselen ve metal-porselen olarak hazırlanan örnek yüzeylerinden; porselen yüzeyli örnekler, uygulanan bağlanma direncine karşı en yüksek değeri vermiştir.
2. Alüminyumoksit partikülleri kullanılarak yapılan kumlama ve frezle yüzey pürüzlendirmeleri karşılaştırıldığında; kumlama ile daha yüksek bağlanma direnci değerleri elde edilmiştir.
3. Metal, porselen ve metal-porselen olarak hazırlanan her üç örnek yüzey grubu için uygulanan 5 farklı tamir setinden Ceramic Repair (Vivadent) ağız içi porselen tamir seti en yüksek bağlanma direnci değerlerini vermiştir.
4. Örnekleri test etmeden önce uygulanan; 1 gün, 1 hafta ve 1 ay distile suda bekletme süreleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark

bulunmamıştır. Ancak genel olarak 1 gün suda bekletilen örneklerin bağlanma direnci değerleri, diğer gruptakilere göre daha yüksek bulunmuştur.

5. Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi için kullanılan profilometrik inceleme ve taramalı elektron mikroskobu değerlendirmesi sonucunda; metal yüzeyler için kumlama, porselen yüzeyler için ise HF asit uygulamasının daha etkili olduğu gözlenmiştir.

Invivo Sonuçlar:

1. 101 hastaya 6 farklı ağız içi porselen tamir seti kullanılarak uygulanan tamir restorasyonun, 3 yıllık klinik takibi sonucunda %86.13'lük başarı oranı elde edilmiştir.
2. Başlangıçta yapılan tamir ile ağız içindeki restorasyonlar arasındaki renk uyumu; %100 iken, 3 yıllık değerlendirme sonucunda bu oran %50'ye düşmüştür. Ancak yeniden yapılan bitirme ve polisaj işlemlerini takiben bu oran tekrar %80'e çıkarılmıştır. Renklenmelerde hastaların oral hijyen durumları, sigara, çay ve kahve gibi alışkanlıkları etkili olmuştur.
3. Restorasyondaki kırık sonucunda eğer metal yüzey açığa çıkmışsa, pasta şeklindeki opak materyalini uygulamak kullanım ve estetik açıdan toz-likit şeklinde uygulanan opaklara göre daha kolay olmaktadır.
4. Metal destekli porselen restorasyonlarda ağız içinde meydana gelen kırıklarda tamir işlemine başlamadan önce, kırık nedeninin tespit edilmesi gerekli ve önemlidir.

5. Tamir uygulamasından sonra mutlaka okluzal ilişkiler kontrol edilmeli ve bitirme-polisaj işlemleri yüzeyde herhangi bir pürüzlülük oluşturmadan yapılmalıdır.

Günümüzde protetik tedavilerde sıklıkla kullanılan metal destekli porselen restorasyonların ağız içinde meydana gelen kırıklarında, her zaman restorasyonu ağızdan çıkarmak en iyi çözüm olmamaktadır. Böyle durumlarda öncelikle restorasyonun ağız içindeki durumu iyice değerlendirilmeli, hasta ve hekim açısından en ekonomik, en basit ve en güvenli çözüm seçeneği hangisi ise o yöntem seçilmelidir. Ancak son yıllarda materyal teknolojisindeki ilerlemeler sonucu, üretilen tamir malzemeleri ile özellikle küçük bir bölgeyi kapsayan porselen kırıklarında, ağız içi tamirin etkili ve güvenli bir tedavi seçeneği olduğu göz önünde bulundurulmalıdır.

BÖLÜM VI

ÖZET

1950'lerin ortalarından beri metal destekli porselenler dişhekimliğinde yaygın bir kullanım alanı bulmuşlardır. Ancak, porselen materyalinin kırılma yapısından dolayı restorasyonlarda kırılmalar meydana gelebilmektedir. Bu durum, restorasyonun tamamen bozulmasına neden olmamakla birlikte, hasta ve hekime estetik ve fonksiyon açısından sorun yaratabilmektedir. Porselenin doğasından dolayı ağız içinde yeni porselen ilavesi mümkün değildir. Bu nedenle de ağız içi porselen tamir yöntemleri geliştirilmiştir.

Bu çalışmanın amacı; metal destekli porselen restorasyonların kırılması sonucunda karşılaşılan metal, porselen ve metal-porselen yüzeyleri üzerine, frezle ve alüminyumoksit partikülleri ile kumlama yaparak oluşturulan yüzey pürüzlendirmesi işleminden sonra, tamir işleminde sıkça kullanılan beş farklı ağız içi porselen tamir setini uygulayarak hazırlanan örnekleri, belirli sürelerde suda beklettikten sonra, tüm örnekler termal döngü de uygulayarak, bağlanma direncini karşılaştırmalı olarak test etmektir. Ayrıca bağlanma direnci testi sonucunda meydana gelen kırık bölgelerini ve yüzey pürüzlendirmelerini profilometrik olarak incelemek ve takiben oluşan retansiyon alanlarını taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile değerlendirmektir.

Çalışmanın *invivo* bölümünde ise; ağızlarında taşıdıkları porselen köprülerinde değişik bölgelerde meydana gelmiş kırıklara altı farklı porselen tamir setini uygulayarak, değişik zaman periyotlarında tamir materyallerinin performanslarının klinik olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Ağız içi porselen tamir materyallerinin laboratuvar koşulları altında kopma dirençlerini test etmek amacıyla 60 tanesi sadece metal, 60 tanesi sadece

porcelen ve 60 tanesi de yarısı metal yarısı da porcelen yüzeyli olarak toplam 180 silindir örnek hazırlandı. Örneklerin üzerine toplam 5 farklı ağız içi porcelen tamir seti uygulandıktan sonra, örneklerin 1/3'ü bir gün, 1/3'ü bir hafta ve kalan 1/3'ü ise bir ay 37 C'lik distile suda bekletildi ve 5-55 C'lik su banyosunda toplam 550 termal döngü yaptırıldı. Daha sonra tüm örneklerin Instron cihazında bağlanma dirençleri test edildi.

Metal, porcelen veya her ikisi ile de tamir materyallerinin bağlanmasını sağlayan yüzey preparasyonlarının, örnek yüzeyinde meydana getirdikleri pürüzlülüğü gözlemek amacıyla ile tamir setleri içinde kullanılan yüzey hazırlığı işlemleri profilometre yardımıyla incelendi.

Çalışmanın invivo bölümünde; sabit protetik restorasyonunda kırık oluşması nedeniyle başvuran, yaşları 25 ile 66 arasında değişen 58 kadın ve 43 erkek, toplam 101 hastaya ağız içi porcelen tamiri yapıldı. Bu hastalar altı aylık periodlarla 3 yıl boyunca kontrollere çağırıldı ve klinik olarak estetik görünüşleri önceden belirlenen bir indekse göre üç protez uzmanı tarafından değerlendirildi.

Tüm veriler önem aralığı $p < 0.05$ 'a göre istatistiksel olarak değerlendirildi. Metal, porcelen ve metal-porcelen yüzeylerine bağlanma direnci arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Metal yüzeyli örnekler için kullanılan malzemeler arasında en yüksek bağlanma direncini Ceramic Repair tamir seti, kumlama yapılmış uygulama ile 1 gün distile suda bekletme süresinde vermiştir. Metal-Porcelen yüzeyli örnekler için kullanılan malzemeler arasında en yüksek bağlanma direncini Ceramic Repair tamir seti, kumlama yapılmış uygulama 1 ay distile suda bekletme süresinde vermiştir. Porcelen yüzeyli örnekler için kullanılan malzemeler arasında en yüksek bağlanma

direncini Ceramic Repair tamir seti frezle pürüzlendirme yapılmış uygulama 1 gün distile suda bekletme süresinde vermiştir.

Profilometrik değerlendirme sonucu metal, metal-porselen ve porselen örnekler için en pürüzlü yüzey frezle elde edilmiştir.

Invivo çalışmada ise takip edilen hastalardan elde edilen verilerin değerlendirilmesi sonucu porselen tamirleri klinik olarak başarılı (%86.13) bulunmuştur.

Yeni gelişen adeziv teknikler ve kompozit rezin uygulamaları ile, özellikle restorasyonun küçük bir kısmının zarar gördüğü durumlarda ağız içi porselen tamir uygulamaları basit, tekrarlanabilir ve etkili bir tedavi seçeneğidir.



ABSTRACT

Since the mid 1950s, porcelain-fused-to-metal has become the most widely used full-coverage cast metal restoration. Because the technique involves fusion of a brittle material to a ductile one, fractures of the brittle material can occur. Although fractures of the dental porcelain do not necessarily mean failure of the restoration, they pose an aesthetic and functional dilemma for the patient and dentist. New porcelain cannot be added to an existing restoration intraorally because of the nature of the porcelain processing. For this reason, intraoral porcelain repair methods have been developed.

The aim of this study was to comparatively test the bond strength on water-stored and thermocycled specimens which were prepared by using five different intraoral porcelain repair kits widely used in porcelain repair on metal, porcelain and metal-porcelain surfaces conditioned with bur and air-abraded with aluminium oxide particles. Examination of the fracture surfaces resulting from the bond strength test and surface roughness by profilometer, followed by scanning electron microscope evaluation of the retention sites was also aimed.

The *in vivo* phase of the study consisted of clinical evaluation of the performances of six different porcelain repair kits applied on various porcelain fracture cases occurred in different regions.

A total of 180 specimens with 60 metal, 60 porcelain and 60 metal-porcelain surfaces were prepared to test the shear bond strengths of intraoral repair kits under laboratory conditions. Following the application of five different repair kits, specimens were 37°C water-stored for 1 day, 1 week or 1 month and

then all specimens were 5-55°C thermocycled for 550 times. Shear bond strengths of the specimens were then tested on Instron testing machine.

The roughness that surface conditioning techniques involved in repair kits provided on metal, porcelain and metal-porcelain specimens were investigated using a profilometer.

In the *in vivo* phase of the study, a total of 101 patients (58 female, 43 male) with ages ranging between 25 and 66, which were referred with complaint of fracture on their fixed partial dentures had received intraoral porcelain repair. The patients were followed by six-month follow-ups for 3 years and the treatments were clinically evaluated for their aesthetic appearance according to a previously determined index by three prosthodontists.

All data were statistically analysed ($p < 0.05$). Difference between the bond strengths to metal, porcelain and metal-porcelain surfaces were statistically significant. The highest bond strength to metal specimens was obtained with Ceramic Repair Kit, aluminium oxide air-abrasion and 1 day water storage. The highest bond strength to metal-porcelain specimens were obtained with Ceramic Repair Kit, aluminium oxide air-abrasion and 1 month water storage. The highest bond strength to porcelain specimens were obtained with Ceramic Repair Kit, aluminium oxide air-abrasion and 1 day water storage.

The highest surface roughness was obtained in profilometer evaluation with burs on metal, metal-porcelain and porcelain surfaces.

Evaluation of the data obtained from the follow-up of *in vivo* cases revealed that intraoral porcelain repair was clinically successful (86.13 %).

With recent developments in adhesive techniques and composite resin applications, intraoral porcelain repair methods provide a simple, repeatable and effective treatment alternative, especially when a relatively small part of a restoration is damaged.



BÖLÜM VII

KAYNAKLAR

1. Abbasi J., Bertolotti R.L., Lacy A.M., Watanabe L.G. (1988). Bond Strengths of Porcelain Repair Monomers. *J Dent Res*, 67:223-227
2. Aida M., Hayakawa T., Mizukawa K. (1995). Adhesion of Composite to Porcelain with Various Surface Conditions. *J Prosthet Dent*, 73:464-470
3. Akın E. (1983). Dişhekimliğinde Porselen, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Yayın No. 43, İstanbul, 2. Baskı, sayfa. 214-216
4. Akın E. (1999). Dişhekimliğinde Porselen, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Yayın No. 43, İstanbul, 3. Baskı, sayfa. 208, 340, 348
5. Al Edris A., Al Jabr A., Cooley R.L Barghi N. (1990). SEM Evaluation of Etch Patterns by Three Etchants on Three Porcelains. *J Prosthet Dent*, 64:734-739
6. Anusavice K.J., Zhang N.Z. (1998). Chemical Durability of Dicor and Fluorocanite-Based Glass-Ceramics. *J Dent Res*, 77:1553
7. Appeldoorn R.E., Wilwerding T.M., Barkmeier W.W. (1993). Bond Strength of Composite Resin to Porcelain With Newer Generation of Porcelain Repair Systems. *Am J Dent*, 6:291-294
8. Asmussen E. (1985). Clinical Relevance of Physical, Chemical and Bonding Properties of Composites Resins. *Oper Dent*, 10:61-65
9. Bagby M., Marshall S.J., Marshall G.W. (1990). Metal Ceramic Compatibility-A Review of the Literature. *J Prosthet Dent*, 63:21-25
10. Bailey J.H. (1989). Porcelain-to-Composite Bond Strengths Using Four Organosilane Materials. *J Prosthet Dent*, 61:174-177

11. Baker C.R. (1965). History of Crown and Bridge Prosthodontics. In: Tylman SD. Ed. Theory and Practice of Crown and Bridge Prosthodontics. St. Louis: The CV Mosby Co
12. Ban S., Anusavice K.J. (1990). Influence of Test Method on Failure Stress of Brittle Dental Materials. *J Dent Res*, 69:1791-1799
13. Baran G. (1984). Auger Chemical Analysis of Oxide on Ni-Cr Alloys. *J Dent Res*, 63:76-80
14. Barzilay I., Myers M.L., Cooper L.B., Graser G.N. (1988). Mechanical and Chemical Retention on Laboratory Cured Composite to Metal Surfaces. *J Prosthet Dent*, 59:131-137
15. Bauer J.G., Caputo A.A. (1983). The Surface of Composite Resin Finished with Instruments and Matrixes. *J Prosthet Dent*, 50:351-357
16. Baum and McCoy. (1984). Advanced Restorative Dentistry. ed 2, W.B. Saunders Company
17. Baumann W. (1992). Bruchmechanische Haftfestigkeitsbestimmung Von verblendmetall-Keramik Auf Titan, Medizinische Dissertation, Aachen
18. Bayne S.C., Heymann H.O., Swift E.J. (1994). Update on Dental Composite Restorations. *JADA*, 125:687-701
19. Beck D.A, Janus C.E., Douglas H.B. (1990). Shear Bond Strength of Composite Resin Porcelain Repair Materials Bonded to Metal and Porcelain. *J Prosthet Dent*, 64:529-533
20. Bello J.A., Myers M.L., Graser G.N., Jarvis R.H. (1985). Bond Strength and Microleakage of Porcelain Repair Materials. *J Prosthet Dent*, 54:788-791

21. Berksun S., Saadet S. (1994). Shear Strength of Composite Bonded Porcelain-to-Porcelain in a New Repair System. *J Prosthet Dent*, 71:423-428
22. Bertolotti R.L., Lacy A.M., Watanabe L.G. (1989). Adhesive Monomers for Porcelain Repair. *Int J Prosthodont*, 2:483-489
23. Bertolotti R.L. (1983). Porcelain-to-Metal Bonding and Compatibility. In: McLean JW (ed). *Dental Ceramics, First ISC*. Chicago; Quintessence, pp. 415-441
24. Bertolotti R.L., Paganetti C. (1990). Adhesion Monomers Utilized for Fixed partial Denture (Porcelain/Metal) Repair. *Quint Int*, 21:579-582
25. Bieniek K., Marx R., Mulert A. (1991). System Zur Intraoralen Reparatur Von Keramischen Verblendungen-Eine In-Vitro Studie Der Haftfestigkeit. *ZWR*, 11:848-852
26. Binns D. (1983). The Chemical and Physical Properties of Dental Porcelain. McLean J.W.: *Dental Ceramics, First ISC* Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, Berlin, London, Rio de Janeiro, Tokyo, 41-83
27. Biswas C.P., Koseyan G.K. (1976). A Study of Ceramic-Metal Restoration Process. *J Prosthet Dent*, 36:694-698
28. Bjorksten J., Yaeger L.L. (1952). Vinyl Silane Size for Glass Fabric. *Mod Plast*, 29:124,188
29. Blatz M.B., Sadan A., Kern M. (2003). Resin-Ceramic Bonding: a Review of the Literature. *J Prosthet Dent*, 89:268-274
30. Bowen R.L. (1963). Properties of a Silica-Reinforced Polymer for Dental Restorations. *JADA*, 66:57-64

31. Buchalla W., Attin T., Hilgers R., Hellwing E. (2002). The Effect of Water Storage and Light Exposure on the Color and Translucency of a Hybrid and a Microfilled Composite. *J Prosthet Dent*, 87:264-270
32. Buonocore M.G. (1955). A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. *J Dent Res*, 34:849-853
33. Burgaz Y., Yurdukoru B., Zaimoğlu A. (1984). Metal-Seramik Bağlantısında Oksidasyonun Önemi. *A.Ü. Diş Hek Fak Dergisi*, 11:237-245
34. Burke F.J.T. (1996). Fracture Resistance of Teeth Restored with Dentin-Bonded Crowns: the Effect of Increased Tooth Preparation. *Quint Int*, 27:115-121
35. Burke F.J.T. (2002). Repair of Metal-Ceramic Restorations Using an Abrasive Silica-Impregnating Technique: Two Case Reports. *Dent Update*, 29:398-402
36. Burke F.J.T., Grey N.J.A. (1994). Repair of Fractured Porcelain Units: Alternative Approaches, *Br Dent J*, 176:251-256
37. Burrow M.F., Sano H., Nakajima M., Harada N., Tagami J. (1996). Bond Strength to Crown and Root Dentin. *Am J Dent*, 9:223-229
38. Calamia J.R., Simonsen R.J. (1984). Effects of Coupling Agents on Bonding Strength of Etched Porcelain (Abstract). *J Dent Res*, 63:179
39. Calamia J.R., Vaidyanathan J., Vaidyanathan T.K. (1985). Shear Bond Strength of Etched Porcelains (Abstract). *J Dent Res*, 64:296
40. Calatrava L., Dennison J., Charbeneau G. (1976). Clinical Evaluation of Two Glazing Agents for Composite Resin: a Preliminary Report. *Oper Dent*, 1:82-90

41. Caniklioğlu M.B., Özel H. (1982). Metal-Porselen Çalışmalarında Kullanılan Kıymetli Alaşımlar ve Hazırlama Tekniği. *I.Ü. Diş Hek Fak Dergisi*, 16:50-60
42. Caputo A., Dent R.J., Moffa J.P., Preston J.D. (1982). Effect of Oxidation on Ceramometal Bond Strength. *J Prosthet Dent*, 47:59-62
43. Caughman W.F., Rueggeberg F.A., Curtis J.W. (1995). Clinical Guidelines for Photocuring Restorative Resins. *JADA*, 126:1280-1284
44. Chadwick R.G., Mason A.G, Sharp W. (1998). Attempted Evaluation of Three Porcelain Repair Systems-What Are We Really Testing? *J Oral Rehabil*, 25:610-615
45. Chandler H.H., Bowen R.L., Paffenbarger G.C. (1971). Method for Finishing Composite Restorative Materials. *JADA*, 83:344-348
46. Chang C.J., Koh S.H., Powers J.M., Duong J.H. (2002). Tensile Bond Strengths of Composites to a Gold-Palladium Alloy After Thermal Cycling. *J Prosthet Dent*, 87:271-276
47. Chang J.C., Powers J.M., Hart D. (1993). Bond Strength of Composite to Alloy Treated with Bonding Systems. *J Prosthodont*, 2:110-114
48. Charbeneau G.T. (1988). Principles and Practice of Operative Dentistry, ed 3, Philadelphia, Lea&Febiger
49. Chen J.H., Matsumura H., Atsuta M. (1998). Effect of Different Etching Periods on the Bond Strength of a Composite Resin to a Machinable Porcelain. *J Dent*, 26:53-58
50. Chen J.H., Matsumura H., Atsuta M. (1998). Effect of Etchant, Etching Period, and Silane Priming on Bond Strength to Porcelain of Composite Resin. *Oper Dent*, 23:250-257

51. Chen T.M., Brauer G.M. (1982). Solvent Effects on Bonding Organo-Silane to Silica Surfaces. *J Dent Res*, 61:1439-1443
52. Christensen G.J. (1999). Sorting Out the Confusing Array of Resin-Based Composites in Dentistry. *JADA*, 130:275-277
53. Christensen R.P., Christensen G.J. (1981). Comparison of Instruments and Commercial Pastes Used for Finishing and Polishing Composite Resin. *Gen Dent*, 29:40-45
54. Chung K.H., Hwang Y.C. (1997). Bonding Strengths of Porcelain Repair Systems With Various Surface Treatments. *J Prosthet Dent*, 78:267-274
55. Cochran M.A, Carlson T.J, Moore B.K., Richmond N.L, Brackett W.W. (1988). Tensile Bond Strengths of Five Porcelain Repair Systems. *Oper Dent*, 13:162-167
56. Cohen B., Weiner S. (1989). Restoration of Fixed Partial Dentures with Fractured Porcelain Veneers Using an Overcasting. *J Prosthet Dent*, 62:390-392
57. Cooley R.L., Tseng E.Y., Evans J.G. (1991). Evaluation of 4-Meta Porcelain Repair System. *J Esthet Dent*, 3:11-13
58. Coornaert J., Adriaens P., De Boever J. (1984). Long-Term Clinical Study of Porcelain-Fused-to-Gold Restorations. *J Prosthet Dent*, 51:338-342
59. Craig R.G. (1981). Chemistry, Composition and Properties of Composite Resins. *Dent Clin North Am*, 25:219
60. Craig R.G. (1989). Restorative Dental Materials. 8th ed. St. Louis: CV Mosby, pp. 212-215

61. Craig R.G. (1996). Restorative Dental Materials. Mosby-Year Book, St. Louis, Baltimore, Boston
62. Craig R.G., O'Brien W.J., Powers J.M. (1987). Dental Materials, Properties and Manipulation. Ed 4, St Louis, Mosby
63. Craig R.G., Powers J.M., Wataha J.C. (2000). Dental Materials, Properties and Manipulation. Ed 7, St Louis, Mosby
64. Craig R.G., ed. Dental Materials Review. (1977). Ann Arbor: University of Michigan Press, 123-135
65. Creugers N.H.J, Snoek P.A., Käyser A.F. (1992). An Experimental Porcelain Repair System Evaluted Under Controlled Clinical Conditions. *J Prosthet Dent*, 68:724-727
66. Crim G.A., Garcia-Godoy F. (1987). Microleakage: The Effect of Storage and Cycling Duration. *J Prosthet Dent*, 57:574-576
67. Crumpler D.C., Bayne S.C., Scokwell S., Brunson D., Roberson T.M. (1989). Bonding to Resurfaced Posterior Composites. *Dent Mater*, 5:417-424
68. Culler S.R., Krueger D.D., Joos R.W. (1986). Investigations of Silane Priming Solutions to Repair Fractured Porcelain Crowns (Abstract). *J Dent Res*, 65:191
69. Çuhadaroğlu İ. (1977). Kuron-Köprü Protezi, A.Ü. Basımevi, Ankara
70. Dayangaç B. (2000). Kompozit Rezin Restorasyonlar. Güneş Kitapevi, Ankara.
71. Dayangaç B., Özgünaltay G., Dayangaç B., Önen A. (1993). Farklı Yöntemlerle Uygulanan Kompozit Rezinlerde Gerilme Dayanıklılığın İncelenmesi. *H.Ü. Dişhek Fak Derg*, 17:130-132

72. De Hoff P.H., Anusavice K.J., Boyce R.J. (1993). Analysis of Thermally Induced Stresses in Porcelain-Metal Systems. *J Dent Res*, 62:593-597
73. Degrange M. (1990). Coronal Filling Biomaterials: Criteria for Choice. *Real Clin*, 1:9-25
74. Değer S. (1994). Kıymetsiz Metal-Seramik Bağlantısını Etkileyen Faktörler Üzerine Çalışmalar, Doktora Tezi, İ.Ü
75. Değer S., Caniklioğlu B. (1997). Metal-Seramik Restorasyonların Ağız-içi Tamir Yöntemleri. *Dişhek Der*, 26:184-190
76. Della Bona A., Barghi N., Garbin C. A. (1993). Etching Porcelain with APF: Etching Time vs. Concentration (abstract). *J Dent Res* 72:187
77. Della Bona A., van Noort R. (1995). Shear vs. Tensile Bond Strength of Resin Composite Bonded to Ceramic. *J Dent Res*, 74:1591-1596
78. Della Bona A., Anusavice K., Hood J.A.A. (2002). Effect of Ceramic Surface Treatment on Tensile Bond Strength to a Resin Cement. *Int J Prosthodont*, 15:248-253
79. Denehy G., Bouschlicher M., Vargas M. (1998). Intraoral Repair of Cosmetic Restorations. *Dent Clin North Am*, 42:719-737
80. Dennison J.B., Craig R.G. (1972). Physical Properties and Finished Surface Texture of Composite Restorative Resins. *JADA*, 81:101-108
81. Dennison J.B., Fan P.L., Powers J.M. (1981). Surface Roughness of Microfilled Composites. *JADA*, 102:859-862
82. Denry I.L., Holloway J.A., Rosentiel S.F. (1998). Effect of Ion Exchange on the Microstructure, Strength and Thermal Expansion Behavior of a Leucite-Reinforced Porcelain. *J Dent Res*, 77:583

83. Dent R.J., Preston J.D., Moffa J.P., Caputo A. (1982). Effect of Oxidation on Ceramometal Bond Strength. *J Prosthet Dent*, 47:59-62
84. Diaz-Arnold A.M, Schneider R.L., Aquilino S.A. (1989). Bond Strengths of Intraoral Porcelain Repair Materials. *J Prosthet Dent*, 61:305-309
85. Diaz-Arnold A.M., Aquilino S.A. (1989). An Evaluation of The Bond Strengths of Four Organosilane Materials in Response The Thermal Stress. *J Prosthet Dent*, 62:257-260
86. Diaz-Arnold A.M., Wistrom D.W., Aquilino S.A., Swift E.J Jr. (1993). Bond Strengths of Porcelain Repair Adhesive Systems. *Am J Dent*, 6:291-294
87. Didier D., Spreafico R. (1999). Adhesive Metal Free Restorations. London: Quintessence Publishing Co Inc, 192-197
88. Dinçer C. (1985). Metal Destekli Porselenlerde Değişik Yöntemlerle Oluşturulan Metal Porselen Bağlantısı ile Arayüzeyin Mekanik ve Mikroskopik İncelenmesi, Doktora Tezi, G.Ü.
89. Douglas W.H. (1989). Clinical Status of Dentin Bonding Agents. *J Dent*, 17:209
90. Dörter C., Gömeç Y., Efes B.G., Yıldız E. (1998). Effect of Polishing Procedures on Surface Characteristics of Tooth-Colored Restoratives (abstract). *J Dent Res* 77:2532
91. Draughn R.A. (1981). Effects of Tempature on Mechanical Properties of Composite Dental Restorative Materials. *J Biomed Mater Res*, 15:489-495
92. Drummond J.L. (1989). Cyclic Fatigue of Composite Restorative Materials. *J Oral Rehabil*, 16:509-520

93. Eames W.B., Rogers L.B. (1979). Porcelain Repairs: Retention After One Year. *Oper Dent*, 4:75-77
94. Eames W.B., Rogers L.B., Feller P.R., Price W.R. (1977). Bonding Agents for Repairing Porcelain and Gold: an Evaluation. *Oper Dent*, 2:118-124
95. Eames W.B., Strain J.D., Weitman R.T., Williams A.K. (1974). Clinical Comparison of Composite, Amalgam, and Silicate Restorations. *JADA*, 89:1111-1117
96. Edelhoff D., Marx R., Spiekermann H. (1998). Reparatur Abgeplatzter Verblendungen durch Intraorale Silicatisierung-Eine In Vitro-Untersuchung. *Dtsch Zahnartztl Z*, 53:115-119
97. Eick J.D., Welch F.H. (1986). Polymerization Shrinkage of Posterior Composites Resins and Its Possible Influence on Postoperative Sensitivity. *Quint Int*, 17:103-111
98. El-Sherif M.H., El-Messery A., Halhoul M.N. (1991). The Effect of Alloy Surface Treatments and Resins on the Retention of Resin-Bonded Retainers. *J Prosthet Dent*, 65:782-786
99. Erickson R.L. (1992). Surface Interactions of Dentin Adhesive Materials. *Oper Dent*, 5:81-94
100. Fan P.L. (1991). Porcelain Repair Materials. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *JADA*, 122:124-130
101. Farah J.W., Craig R.G. (1975). Distribution of Stresses in Porcelain Fused to Metal and Porcelain Jacket Crowns. *J Dent Res*, 54:255-261

102. Ferracane J.L., Moser J.B., Greener E.H. (1985). Ultraviolet Light-Induced Yellowing of Dental Restorative Resins. *J Prosthet Dent*, 54:483-487
103. Ferrando J.M., Graser G.N., Tallents R.H., Jarvis R.H. (1983). Tensile Strength and Microleakage of Porcelain Repair Materials. *J Prosthet Dent*, 50:44-50
104. Ferreira M.R., De Wet F.A. (1982). Effect of Finishing Agents on New Restorative Resins: a SEM Study (Abstract). *J Dent Res*, 61:605
105. Fissore B., Nicholls J.I., Yuodelis R.A. (1991). Load Fatigue of Teeth Restored by a Dentin Bonding Agent and a Posterior Composite Resin. *J Prosthet Dent*, 65:80-85
106. Fortin D., Swift E.J. Jr., Denehy G.E., Reinhart J.W. (1994). Bond Strength and Microleakage of Current Adhesive Systems. *Dent Mater*, 10:253-258
107. Frankenberger R., Kramer N., Sindel J. (2000). Repair Strength of Etched vs Silica-Coated Metal-Ceramic and All-Ceramic Restorations. *Oper Dent*, 25:209-215
108. Freilich M.A., Karmaker A.C., Burstone C.J., Goldberg J. (1998). Development and Clinical Applications of a Light-Polymerized Fiber Reinforced Composite. *J Prosthet Dent*, 80:311-318
109. Fusayama T. (1993). Biological Problems of the Light-Cured Composite Resin. *Quint Int*, 24:225-226

110. Gemalmaz D., Berksun S., Alkumru H.N., Kasapoğlu C. (1998). Thermal Cycling Distortion of Porcelain Fused to Metal Fixed Partial Dentures. *J Prosthet Dent*, 80:654-660
111. Gladwin M., Bagby M. (2000). *Clinical Aspects of Dental Materials*. Philadelphia: Wolters Kluwer Co
112. Glantz P.O., Moss S.M. (1990). Effects of Heterogeneous Layers of Composite and Time on Composite Repair of Porcelain. *Oper Dent*, 15:18-22
113. Glantz P.O., Nilner K., Jendresen M.D., Sundberg H. (1993). Quality of Fixed Prosthodontics After 15 Years. *Acta Odontol Scand* 51:247-252
114. Goharian R., Maleknejad F., Salari T., Ghavamnasiri M., Derhami M. (2002). Effect of Adhesives on Bond Strength of Porcelain Vener to Base Metal Alloy. *Quint Int*, 33:595-599
115. Gordon V.V., Vargas M.A. Cobb D.S. (1997). Evaluation of Adhesive Systems Using Asidic Primers. *Am J Dent*, 10:219-223
116. Gregory W.A., Hagen C.A., Powers J.M. (1988). Composite Resin Repair of Porcelain Using Different Bonding Materials. *Oper Dent*, 13:114-118
117. Gregory W.A., Moss S.M. (1990). Effects of Heterogeneous Layers of Composite and Time on Composite Repair of Porcelain. *Oper Dent*, 15:18-22
118. Guggenberg R. (1989). Das Rocatec-System-haftung Durch Tribochemische Beschichtung. *Dtsch Zahnartztl Z*, 44:874-876

119. Guinn J.W., Griswold W.H., Verilyea S.G. (1982). The Effect of Cooling Rate on the Apperent Bond Strength of Porcelain-Metal Couples. *J Prosthet Dent*, 48:551-554
120. Guzman A., Moore B.K. (1995). Influence of Surface Treatment on Bond Strength Between a Heat-Activated and a Light-Activated Resin Composite. *Int Prosthodont*, 8:179-186
121. Gwinnett A.J. (1993). Quantitative Contribution of Resin Infiltration, Hybridization to Dentin Bonding. *Am J Dent*, 6:7-9
122. Hammad I.A., Goodkind R.J., Gerberich W.W. (1987). A Shear Test for the Bond Strength of Ceramometals. *J Prosthet Dent*, 58:431-437
123. Hammad I.A., Stein R.S. (1991). A Qualitative Study for the Bond and Color of Ceramometals. *J Prosthet Dent*, 65:169-179
124. Hammad I.A., Talic Y.F. (1996). Degisns of Bond Strength Tests for Metal-Ceramic Complex: Review of the Literature. *J Prosthet Dent*, 75:602-608
125. Hankinson J.A., Cappetta E.G. (1994). Five Years Clinical Experience with a Leucite-Reinforced Porcelain Crown System. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 14:138-141
126. Hannah C., Smith G.A. (1973). Surface Finish of Composite Restorative Materials. *Br Dent J*, 135:483-488
127. Haselton D.R., Diaz-Arnold A.M., James T.D. (2001). Shear Bond Strengths of Intraoral Porcelain Repair Systems to Porcelain or Metal Substrates. *J Prosthet Dent*, 86:526-531

128. Hassan K., Dhuru V., Brantley W. (1987). Comparison of Efficiency of Two Composite Finishing Systems-a Laboratory Study (Abstract). *J Dent Res*, 66:211
129. Hasselman D.P.H., Fulathy R.M. (1966). Proposed Fracture Theory of a Dispersion-Strengthened Glass Matrix. *J Am Ceram Soc*, 49:68-72
130. Hayakawa T., Horie K., Aida M., Kanaya H., Kobayashi T., Murata Y. (1992). The Influence of Surface Conditions and Silane Agents on The Bond of Resin to Dental Porcelain. *Dent Mater*, 8:238-240
131. Henning G. (1976). Die Metall/Keramik-Bindung. *Dental Labor*, 24:1065-1071
132. Herrgott A.M.L., Ziemiecki T.L., Dennison J.B. (1989). An Evaluation of Different Composite Systems Finished with Various Abrasives. *JADA*, 119:729-733
133. Highton R.M., Caputo A.A, Matyas J. (1979). Effectiveness of Porcelain Repair Systems. *J Prosthet Dent*, 42:292-294
134. Hirasawa T., Hirano S., Hirabayashi S., Harashima I., Aizawa M. (1983). Initial Dimensional Change of Composites in Dry and Wet Conditions. *J Dent Res*, 62:28-31
135. Hirschfeld Z., Rehany A. (1991). Esthetic Repair of Porcelain in a Complete-Mouth Reconstruction: A Case Report. *Quint Int*, 22:945-947
136. Horton C.B., Paulus H.M., Pelleu G.B., Rudolph J.J. (1977). An Evaluation of Commercial Pastes for Finishing Composite Resin Surfaces. *J Prosthet Dent*, 37:674-679

137. Huget E.F., Vlica J.M., Wall R.M. (1978). Characterization of Two Ceramic-Base Metal Alloys. *J Prosthet Dent*, 40:637-641
138. Ibsen R.L. (1973). Fixed Prosthetics with a Natural Crown Pontic Using an Adhesive Composite. *J South Calif Dent Assoc*, 41:100-102
139. Ibsen R.L. (1973). One-Appointment Technique Using an Adhesive Composite. *Dent Surv*, 49:30-32
140. Isaacson G., Isaacson D. (1981). *Ceramometal Fixed Partial Dentures*, Quintessence Publishing Co.Inc, Chicago, Berlin, Rio de Janerio, Tokyo
141. Ishida T., Kato T. (1973). Study on Finished Surface of Composite Resins (II). *Aichi Gakuin J Dent Sci*, 10:379-384
142. ISO 6345:1982 Adhesion-Vocabulary. International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland
143. ISO/TC106/subcommittee 1.CD TR 11405-Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure. International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland
144. Jablonsky S. (1982). *Illustrated Dictionary of Dentistry*. Philedelphia: WB Saunders Company, 12.112
145. Jacobsen T., Soderholm K.J. (1995). Some Effects of Water on Dentin Bonding. *Dent Mater*, 11:132-136
146. Jardel V., Degrange M. Picard B., Derrien G. (1999). Surface Energy of Etched Ceramic. *Int J Prosthodont*, 8:187-194
147. Jardel V., Degrange M., Picard B., Derrien G. (1999). Correlation of Topography to Bond Strength of Etched Ceramic. *Int J Prosthodont*, 12:59-

148. Jochen D.G., Caputo A.A. (1977). Composite Resin Repair of Porcelain Denture Teeth. *J Prosthet Dent*, 38:673-679
149. Jochen D.G., Caputo A.A., Matyas J. (1986). Effect of Metal Surface treatment on Ceramic Bond Strength. *J Prosthet Dent*, 55:186-188
150. Jochen D.G., Caputo A.A., Matyas J. (1990). Effect of Opaque Porcelain Application on Strength of Bond to Silver-Palladium Alloys: *J Prosthet Dent*, 63:414-418
151. Johes D.W. (1985). Develop of Dental Ceramics. *Dent Clin North Am*, 29:621-644
152. Johnson G.H., Bales D.J., Gordon G.E., Powell L.V. (1992). Clinical Performance of Composite Resin Restorations. *Quint Int*, 23:705-711
153. Johnson G.H., Powell L.V, Gordon G.E. (1991). Dentin Bonding Systems; a Review of Current Products and Techniques. *JADA*, 122:34-41
154. Johnson L.N., Jordan R.E., Lynn J.A. (1971). Effects of Various Finishing Devices on Resin Surfaces. *JADA*, 83:321-331
155. Johnston J.F., Philliphs E.W., Dykema R.W. (1986). Modern Practice in Crown and Bridge Prosthodontics. Fourth Edition, W.B. Saunders Company, Philedelphia, London, Toronto, Mexico City, Rio de Jenerio, Sydney, Tokyo, Hong Kong
156. Jordan R.E. (1993). Esthetic Composite Bonding Techniques and Materials. St. Louis, C.V. Mosby Co
157. Jordan R.E., Suziki M. (1993). Early Clinical Evaluation of Four New Bonding Resins Used for Conservative Restoration of Cervical Erosion Lesions. *J Canad Dent Assoc*, 9:81-84

158. Kamada K., Yoshido K., Atsuta M. (1998). Effects of Surface Treatments on the Bond of Four Resin Luting Agents to a Ceramic Material. *J Prosthet Dent*, 79:508-513
159. Kanter J., Koski R.E. (1980). An Evaluation of New Methods for Polishing Composite Restorative Resins. *Quint Int*, 8:91-95
160. Kanter J., Koski R.E., Bogdan M.S. (1983). How to Achieve the Best Surface Polish on Composite Resins. *Can Dent Assoc J*, 5:40-45
161. Karlsson S. (1986). A Clinical Evaluation of Fixed Bridges 10 Years Following Insertion. *J Oral Rehabil*, 13:423-432
162. Kato H., Matsumura H., Atsuta M. (2000). Effect of Etching and Sandblasting on Bond Strength to Sintered Porcelain of Unfilled Resin. *J Oral Rehabil*, 27:103-110
163. Kato H., Matsumura H., Tanaka T., Atsuta M. (1996). Bond Strength and Durability of Porcelain Bonding Systems. *J Prosthet Dent*, 75:163-168
164. Kelly J.R., Nishimura I., Chambell S.D. (1996). Ceramics in Dentistry: Historical Roots and Current Perspectives. *J Prosthet Dent*, 75:18-32
165. Kelsey W.P., Cavel T., Blankenau R.J., Barkmeier W.W., Wilwerding T.M., Lata M.A. (1995). 4 Year Clinical Study of Castable Ceramic Crowns. *Am J Dent*, 8:259-262
166. Kemper K., Kilian R. (1976). New Test System of Tensile Bond Strength Testing (Abstract). *J Dent Res*, 55:308
167. Kern M., Thompson V.P. (1993). Sandblasting and Silica Coating of a Glass-Infiltrated Alumina Ceramic: Volume Loss, Morphology, and Changes in The Surface Composition. *J Prosthet Dent*, 71:453-461

168. Kern M., Thompson V.P. (1993). Sandblasting and Silica-Coating of Dental Alloys: Volume Loss, Morphology and Changes in The Surface Composition. *Dent Mater*, 9:155-161
169. Kerschbaum T.H., Seth M., Teeuwen U. (1997). Verweildauer von Kunststoff-und Metal-Kreamisch verblendeten Kronen und Brücken. *Dtsch Zahnärztl Z*, 52:404-407
170. Koseyan G.K., Biswas C.P. (1976). A Study of Ceramic-Metal Restoration Process. *J Prosthet Dent*, 694-698
171. Kubo S., Finger W.J., Miller M. (1991). Principles and Mechanism of Bonding with Dentin Adhesive Materials. *J Esthet Dent*, 3:62-65
172. Kumbuloglu O., User A., Toksavul S., Vallittu P.K. (2003). Intra-Oral Adhesive Systems for Ceramic Repairs : A Comparison. *Acta Odontol Scand* (Baskıda)
173. Kupiec K.A., Wuertz K.M., Barkmeier W.W., Wilwerding T.M. (1996). Evaluation of Porcelain Surface Treatments and Agents for Composite-to-Porcelain Repair. *J Prosthet Dent*, 76:119-124
174. Lacy A.M., LaLuz J., Watanabe L.G., Dellinges M. (1988). Effect of Porcelain Surface Treatment on The Bond to Composite. *J Prosthet Dent*, 60:288-294
175. Lambrechts P., Vanherle G. (1982). Observation and Comparison of Polished Composite Surface with the Aid of SEM and Profilometer. Part I. *J Oral Rehabil*, 9:169-182

176. Lambrechts P., Vanherle G. (1982). Observation and Comparison of Polished Composite Surface with the Aid of SEM and Profilometer. Part II. *J Oral Rehabil*, 9:203-216
177. Larato D.C. (1972). Influence of a Composite Resin Restoration on the Gingiva. *J Prosthet Dent*, 28:402-404
178. Latta M.A., Barkmeier W.W. (2000). Approches for Intraoral Repair of Ceramic Restorations. *Compend Cont Educ Dentium*, 21:635-644
179. Laufer B.Z., Nicholls J.I. (1987). Time Delay Effects on the Tensile Bond Strength Developed by the Silicoater. *Quintessence Dent Technol*, 11:199-203
180. Launois C. (1988). Myloly's Treatment with Bonded Laminates Veneers. *Inf Dent*, 15:1203-1208
181. Lee H.L., Swartz M.L. (1970). Scanning Electron Microscope Study of Composite Restorative Materials. *J Dent Res*, 49:149-158
182. Lei R.T., Mittlman G., Thompson V.P. (1989). Porcelain Repair Systems: Immediate and Thermal Cycled Tensile Bond Strength (Abstract). *J Dent Res*, 68:869
183. Leibrock A., Degenhart M., Behr M., Rosentritt m., Handel g. (1999). In Vitro Study of The Effect of Thermo- and Load_Cycling on The Bond Strength of Porcelain Repair Systems. *J Oral Rehabil*, 26:130-137
184. Leinfelder K.F. (1985). Composite Resins. *Dent Clin North Am*, 29:359-371
185. Llobell A., Nicholls J.I., Kois J.C., Daly C.H. (1992). Fatigue Life of Porcelain Repair Systems. *Int J Prosthodont*, 5:205-213

186. Louka A.N., Stillwater J.C. (1982). Effectiveness of Different Finishing Systems on Composite Resin Surfaces (Abstract). *J Dent Res*, 61:302
187. Lubovich P.P., Goodkind R.J. (1977). Bond Strength Studies of Precious Semiprecious and Nonprecious Ceramic-Metal Alloys with Two Porcelains. *J Prosthet Dent*, 37:288-299
188. Lutz F., Phillips R.W. (1983). A Classification and Evaluation of Composite Resin systems. *J Prosthet Dent*, 50:480-483
189. Lutz F., Setco J., Philips R. (1983). New Finishing Instruments for Composite Resins. *JADA*, 107:575-580
190. Macchi R.L., Craig R.G. (1969). Physical and Mechanical Properties of Composite Restorative Materials. *JADA*, 78:328-334
191. Mackert J.R. (1988). Effects of Thermally Induced Changes on Porcelain-Metal Compatibility. In: Preston J.D., Perspectives in Dental Ceramics. Proceedings of the Fort International Symposium on Ceramics. Chicago: Quintessence Publishing Co. 53
192. Magitot E. (1892). The History of The Mutilation of Teeth. *Dent Items Int*, 15:356
193. Malhotra M.L., Maickel L.B. (1980). Shear Bond Strength of Porcelain-Metal Restorations. *J Prosthet Dent*, 44:405-411
194. Margeas R.C. (2002). Salvaging a Porcelain-Fused-to-Metal Bridge with Intraoral Ceramic Repair. *Compend Cont Educ Dent*, 23:952-956
195. Marx H. (1986). Die Metall-Keramische Verbundfestigkeit Prüfung-Ein Besonderes Werkstoffkundliches Problem. *ZWR*, 5:524-527

196. Matsumura H., Kawahara M., Tanaka T., Atsuta M. New Porcelain Repair System with a Silane Coupler, Ferric Chloride, and Adhesive Opaque Resin. (1989). *J Dent Res*, 68:813-818
197. Matsumura H., Nakamura M., Nakabayashi N., Tanaka T., Atsuta M. (1987). Effect of Silane Coupling Agent and Ferric Chloride on The Bonding of Porcelain, Quartz and Alumina with 4-META/MMB-TBB Resin. *Dent Mater J*, 6:135-139
198. McCabe J.F. (1985). *Anderson's Applied Dental Materials*, Blackwell Scientific Publications, Sixth Edition, Oxford, London, Edinburgh, Boston, Palo Alto, Melbourne
199. McCabe J.F. (1990). *Applied Dental Materials*, 7th ed., Blackwell Scientific Publications, Oxford.
200. McKinney J.E., Wu W. (1982). Relationship Between Subsurface Damage and Wear of Dental Restorative Composites. *J Dent Res*, 61:1083-1088
201. McLean J.W. (1971). A Clinical Evaluation of Recent Methods of Strengthening Dental Porcelain. *Trans J Br Ceram Soc*, 70:124-132
202. McLean J.W. (1979). *The Science and Art of Dental Ceramics*, vol I. Chicago: Quintessence, pp. 69-92
203. McLean J.W. (1980). *An Esthetics in Restorative Dentistry. The Challenge for the Future*. *Br Dent J*, 149:368-372
204. McLean J.W. (1980). *The Science and Art of Dental Ceramics*, vol II. Chicago: Quintessence, pp. 31-35

205. McLean J.W. (1983). Dental Ceramics, Proceedings of the First International Symposium on Ceramics. Quintessence Pub Co, Chicago, pp.371-413
206. McLean J.W., Sced I.R. (1979). Bonding of Dental Porcelain to Metal, II. The Base-Metal Alloy/Porcelain Bond Trans. Brit. Ceram. Soc., 5235-5238
207. McLundie A.C., Murray F.D. (1974). Comparison of Methods Used in Finishing Composite Resin-a Scanning Electron Microscope Study. *J Prosthet Dent*, 31:163-171
208. Meerbeek B.V., Perdigão J., Lambrechts P., Vanherle G. (1996). The Clinical Performance of Adhesives. *J Dent*, 26:1-20
209. Meerbeek B.V., Peumans M., Verschueren M., Glayds S., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G. (1994). Clinical Status of Ten Dentin Adhesive Systems. *J Dent Res* 73:1690-1702
210. Miller A., Long J., Miller B., Cole J. (1992). Comparison of the Fracture Strengths of Ceramometal Crowns versus Several All-Ceramic Crowns. *J Prosthet Dent*, 68:38-41
211. Mjör I.A., Toffenetti F. (1992). Placement and Replacement of Resin-Based Composite Restorations in Italy. *Oper Dent*, 17:82-85
212. Moffa J.P., Guckes A.D., Okawa M.T., Lilly G.E. (1973). An Evaluation of Nonprecious Alloys for Use with Porcelain Veneers, Part II: Industrial Safety and Biocompatibility. *J Prosthet Dent*, 52:491-499
213. Moffa J.P., Lugassy A.A., Guckes A.D., Gettleman L. (1973). An Evaluation of Nonprecious Alloys for Use with Porcelain Veneers, Part I: Physical Properties. *J Prosthet Dent*, 30:424-431

214. Moghadam B. (1994). Intraoral Repair of Fractured Porcelain Using porcelain Laminate Veneer. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 6:65-67
215. Montes-G G.M., Draughn R.A. (1986). In Vitro Surface Degradation of Composites by Water and Thermal Cycling. *Dent Mater*, 2:193-197
216. Montes-G G.M., Draughn R.A. (1987). Slow Crack Propagation in Composite Restorative Materials. *J Biomed Mater Res*, 21:629-642
217. Moore P.A., Manor R.C. (1982). Hydrofluoric Acid Burns. *J Prosthet Dent*, 47:338-339
218. Morris H.F. (1988). Laboratory Costs of Casting From Noble and Alternative Ceramic-Metal Alloys. *J Prosthet Dent*, 60:164-171
219. Myerson R.L. (1969). Effects of Silane Bonding of Acrylic Resins to Porcelain on Porcelain Structure. *JADA*, 78:113-119
220. Nakabayashi N. (1997). Effectiveness of 4-META/MMB-TBB Resin and Resin-Bonded Fixed Partial Dentures. In: DeGrange M, Roulet JF (eds). *Minimally Invasive Restorations with Bonding*. Chicago: Quintessence, 177-183
221. Naylor W.P. (1992). *Introduction to Metal-Ceramic Technology*. Quintessence Publishing Co.Inc., Chicago, London, Berlin, Tokyo, Hong Kong
222. Nelson E., Barghi N. (1989). Effect of APF Etching Time on Resin Bonded Porcelain. (Abstract). *J Dent Res*, 68:271
223. Newburg R., Pameijer C.H. (1978). Composite Resins Bonded to Porcelain with Silane Solution. *JADA*, 96:288-291

224. Newman S.M., Dressler K.B., Grenadier M.R. (1984). Direct Bonding of Orthodontic Brackets to Esthetic Restorative Materials Using a Silane. *Am J Orthod*, 87:503-506
225. Niedermeier W., Proano F.P., Özcan M., Mayer B., Nergiz I., Pfeiffer P. (1998). Enorale Reparaturen mit Tribochemischem Verbund. *Zahnärztliche Mitteilungen* 16:954-960
226. Noguchi H., Nakano N., Kumasaka A., Etcher Y. (1982). Evaluation of Japanese Dental Adhesives. *Dent Eng*, 60:16-21
227. Nowlin T.P., Barghi N., Norling B. (1981). Evaluation of The Bonding of Three Porcelain Repair Systems. *J Prosthet Dent*, 46:516-518
228. O'Brien W.J. (1989). *Dental Materials Properties and Selection*. Quintessence Publishing Co.Inc, Chicago, London, Berlin, Tokyo, Hong Kong
229. O'Kray K., Suchak A.J., Stanford J.W. (1987). Shear Strength of Porcelain Repair Materials. *J Dent Res*, 66:207-211
230. Oilo G. (1988). Flexural Strength and International Defect of Some Dental Porcelain. *Acta Odontol Scand*, 46:313-317
231. Okamoto A., Kobayashi Y., Nakai T., Nonomura I., Fukushima M., Iwaku M. (1989). The Study of Silane Coupling Agent for Repairing Fractured Porcelain. *Jpn J Conserv Dent*, 32:978-985
232. Oram D.A., Cruickshank-Boyd E.H. (1984). Fracture of Ceramic and Metallo-ceramic Cylinders. *J Prosthet Dent*, 52:221-225
233. Önal B. (2001). Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Bornova, İzmir, E.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Yayınları No. 15, sayfa 47, 101

234. Özcan M. (1999). Fracture Strengths of Ceramic-Fused-to-Metal Crowns Repaired with Two Intraoral Air-Abrasion Techniques and Some Aspects of Silane Pretreatment-A Laboratory and Clinical Study (Thesis). Cologne:University of Cologne.
235. Özcan M. (2003). Evaluation of Alternative Intra-Oral Repair Techniques for Fractured Ceramic-Fused-to-Metal Restorations. *J Oral Rehabil*, 30:194-203
236. Özcan M., Niedermeier W. (2002). Clinical Study on the Reasons for and Location of Failures of Metal-Ceramic Restorations and Survival of Repairs. *Int J Prosthodont*, 15:299-302
237. Özcan M., Pfeiffer P., Nergiz İ. (1998). A Brief History and Current Status of Metal and Ceramic Surface-Conditioning Concepts for Resin Bonding in Dentistry. *Quintessence Int* 29:713-724
238. Özcan M., Van der Sleen J.M., Vallittu P.K. (2002). In Vitro Comparison of Intra-Oral Repair Methods for Ceramic-Fused-to-Metal Crowns. The Third International Symposium on Fibre-Reinforced Plastics in Dentistry, Vallittu P.K. (editor), pp. 96-99
239. Özer H. (1995). Saf Titanyumun ve Üç Değişik Baz Metal Alaşımının Seramikle Bağlantı Dirençlerinin Karşılaştırılması Olarak Araştırılması, Doktora Tezi, E.Ü.
240. Paffenbarger G.L., Sweeney W.T., Bowen R.I. (1967). Bonding Porcelain Teeth to Acrylic Resin Denture Bases. *JADA*, 74:1018-1023
241. Palmqvist S., Swartz B. (1993). Artificial Crowns and Fixed Partial Dentures 18 Years After Placement. *Int J Prosthodont*, 6:279-282

242. Pameijer C.H., Louw N.P, Fisher D. (1996). Repairing Fractured Porcelain: How Surface Preparation Affects Shear Force Resistance. *JADA* 127:203-209
243. Pashley D.H., Horner J.A., Brewer P.D. (1992). Interactions of Conditioners on the Dentin Surface. *Oper Dent*,5:137-150
244. Pask J.A., Tomsia A.P. (1988). Oxidation and Ceramic Coating on 80 Ni 20 Cr Alloys. *J Dent Res*, 67:1164-1171
245. Pearson G.J., Messing J.J. (1979). The Abrasivity of Finishing Agents Used on Composite Filling Material. *J Dent* 7:105-110
246. Perdigao J., Lopes M. (1999). Dentin Bonding-State of the Art 1999. *Compend Cont Educ Dentium*, 20:1151-1162
247. Perdigao J., Ramos J.C., Lambrechts P. (1997). In Vitro Interfacial Relationship Between Human Dentin and One-Bottle Dental Adhesives. *Dent Mater*, 13:218-227
248. Perelmuter S., Launois C. (1987). Bonded Laminate Veneers. *Inform Dent*, 1:13-21
249. Perelmuter S., Montagnon J. (1981). Reinforced Jacket Crowns. *Cah Prothèse*, 36:97-109
250. Peumans M., Van Meerbeek B., Lambrechts P., Vanherle G. (2000). Porcelain Veneers: a Review of the Literature. *J Dent*, 28:163-177
251. Philipps R.W. (1991). Scinner's Science of Dental Materials. 9.ed, Saunders Company
252. Philipps R.W., Avery D.R., Mehra R. (1971). One-Year Observations on an Composite Resin for Class II Restorations. *J Prosthet Dent*, 26:68-77

253. Philips R.W., Avery D.R., Mehra R. (1972). Observation on a Composite Resin for Class II Restorations: Two-Year Report. *J Prosthet Dent*, 28:164-169
254. Philips R.W., Avery D.R., Mehra R. (1973). Observation on a Composite Resin for Class II Restorations: Three-Year Report. *J Prosthet Dent*, 30:891-897
255. Phoenix R.D., Shen C. (1995). Characterization of Treated Porcelain Surfaces via Dynamic Contact Angle Analysis I. *Int J Prosthodont*, 8:187-194
256. Phoenix R.D., Shen C. (1995). Characterization of Treated Porcelain Surfaces via Dynamic Contact Angle Analysis II. *Int J Prosthodont*, 12:415-418
257. Pleuddemann E.P., Clark H.A., Nelson L.E., Hoffman K.R. (1962). New Silane Coupling Agents for Reinforced Plastics. *Mod Plast*, 39:135-138
258. Plueddeman E.P. (1982). Silane Coupling Agents. New York: Plenum Press, pp.111-139
259. Portnoy L.L. (1973). Constructing a Composite Pontic in a Single Visit. *Dent Surv*, 49:20-23
260. Powell L.V., Johnson G.H., Gordon G.E. (1995). Factors Associated with Clinical Success of Cervical Abrasion/Erosion Restorations. *Oper Dent*, 20:7-13
261. Powers J.M., Allen L.J., Craig R.G. (1974). Two-Body Abrasion of Commercial and Experimental Restorative and Coating Resins and a Amalgam. *JADA*, 89:1118-1122

262. Pratt R.C., Burgess J.O., Schwarts R.S., Smith J.H. (1989). Evaluation of Bond Strength of Six Porcelain Repair Systems. *J Prosthet Dent*, 62:11-13
263. Pratten D., Johnson G. (1988). An Evaluation of Finishing Instruments for an Anterior and a Posterior Composite Resin. *J Prosthet Dent*, 60:154-158
264. Presswood R.G., Skjonsby H.S., Hopkins G., Pendleton M., Presswood T.L. (1980). A Base Metal Alloy for Ceramometal Restorations. *J Prosthet Dent*, 44:624-629
265. Proano P., Pfeiffer P., Nergiz I., Niedermeier W. (1998). Shear Bond Strength of Repair Resin Using an Intraoral Tribichemical Coating on Ceramometal, Ceramic and Resin Surfaces. *J Adhes Sci and Tech*, 12:1121-1125
266. Qilo G. (1993). Bond Strength Testing-What Does It Mean? *Int Dent J*, 43:492-498
267. Quinones E.E., Vermilyea S.G., Griswold W.H. (1985). Apperent Bond Strength of Nonnoble Alloy-Porcelain Combinations. *J Prosthet Dent*, 54:359-361
268. Quiroz L., Lentz D.L. (1985). The Effect of Polishing Procedures on Light-Cured Composite Restorations. *Compend Cont Educ Dent*, 6:437-442
269. Rada R.E. (1991). Intraoral Repair of Metal Ceramic Restorations. *J Prosthet Dent*, 65:348-350
270. Raymond L.U., Harcourt J.K., Tyas M.J., Alexander B. (1992). An Investigation of the Composite Resin/Interface. *Aust Dent*, 37:12-19

271. Re G.J., Kaiser D.A., Malone W.F., Garcia-Godoy F. (1988). Shear Bond Strengths and Scanning Electron Microscope Evaluation of Three Different Retentive Methods for Resin-Bonded Retainers. *J Prosthet Dent*, 59:568-573
272. Reinhardt J.W. (1983). Determining Smoothness of Polished Microfilled Composite Resins. *J Prosthet Dent*, 49:485-490
273. Reuter J.E., Brose M.O. (1984). Failures in Full Crown Retained Dental Bridges. *Br Dent J*, 157:61-65
274. Richter-Snapp K., Aquilino S.A., Svare C.W., Turner K.A. (1988). Change in Marginal Fit as Related to Margin Design, Alloy Type, and Porcelain Proximity in Porcelain-Fused-to-Metal Restorations. *J Prosthet Dent*, 60:435-438
275. Rochette A.L. (1975). A Ceramic Bonded by Etched Enamel and Resin for Fractured Incisors. *J Prosthet Dent*, 33:287-293
276. Rosen H. (1990). Chairside Repair of Ceramometal Restorations. *J Can Dent Assoc*, 56:1029-1033
277. Roulet J.F., Degrange M. (2000). Adhesion: The Silent Revolution in Dentistry. Tokyo: Quintessence Publishing Co Inc.
278. Salonga I.P., Matsumura H., Sasuda K., Yamabe Y. (1983). Bond Strength of Adhesive Resin to Three Nickel-Chromium Alloys with Varying Chromium Content. *J Dent Res*, 62:297-301
279. Sced I.R., McLean J.W. (1972). The Strength of Metal/Ceramic Bonds with Base Metals Containing Chromium. *Br Dent J*, 132:232-234

280. Schmitz K.H., Schulmeyer H. (1975). Bestimmung der Haftfestigkeit Dentaler Metallkeramischer Verbundsysteme. *Dental Labor*, 12:1416-1420
281. Schneider W., Powers J.M., Pierpoint H.P. (1992). Bond Strengths of Composites to etched and Silica Coated Porcelain Fusing Alloys. *Dent Mater*, 8:211-215
282. Seghi R.R., Gritz M.D., Kim J. (1990). Colorimetric Changes in Composites Resulting from Visible-Light-Initiated Polymerization. *Dent Mater*, 6:133-137
283. Semmelman J.O., Kulp P.R. (1968). Silane Bonding Porcelain Teeth to Acrylic. *JADA*, 76:69-73
284. Senda A., Suzuki M., Jordan R.E. (1989). The Effect of Fluorides and Hydrofluoric Acids on Porcelain Surfaces. (Abstract). *J Dent Res*, 68:236
285. Shahverdi S., Canay Ş., Şahin E., Bilge A. (1998). Effects of Different Surface Treatment Methods on The Bond Strength of Composite Resin to Porcelain. *J Oral Rehabil*, 25:699-705
286. Sheet J., Jensen M., Tolliver D. (1988). Effects of Surface Treatment on Etched Porcelain Bond. *Dent Mater* 4:328-333
287. Shell J.S., Nielsen J.P. (1962). Study of the Bond Between Gold Alloys and Porcelain. *J Dent Res*, 41:1424-1437
288. Sherill C.A., O'Brien W.J. (1974). Transverse Strength of Aluminous and Feldspathic Porcelain. *J Dent Res*, 53:683-689
289. Shiau J.Y., Rasmussen S.T., Phelps A.E., Enlow D.N., Wolf D.R. (1993). Analysis of the "Shear" Bond Strength of Pretreated Aged Composites Used in Some Indirect Bonding Techniques. *J Dent Res* 72:1291-1297

290. Shillingburg H.T., Hobo S., Whitsett L.D. (1981). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, Quintessence Publishing Co.Inc, Chicago, Berlin, Rio de Janeiro, Tokyo
291. Simonsen R.J., Calamia J.R. (1983). Shear Strength of The Composite Bond to Etched Porcelain. (Abstract). *J Dent Res*, 62:297
292. Simonsen R.J., Calamia J.R. (1983). Tensile Bond Strength of Etched Porcelain. (Abstract). *J Dent Res*, 62:297
293. Soderholm K.J. (1981). Degradation of Glass Filler in Experimental Composites. *J Dent Res*, 60:1867-1875
294. Soderholm K.J., Roberts M.J. (1990). Influence of Water Exposure on the Tensile Strength of Composites. *J Dent Res*, 69:1812-1816
295. Soderholm K.J., Zigan M., Ragan M., Fischlschweiger W., Bergman M. (1984). Hydrolytic Degradation of Dental Composites. *J Dent Res*, 63:1248-1254
296. Sorensen J.A., Engelman M.J., Torres T.J., Avera S.P. (1991). Shear Bond Strength of Composite Resin to Porcelain. *Int J Prosthodont*, 4:17-23
297. Sposetti V., Shen C., Levin A. (1986). The Effect of Topical Fluoride Application on Porcelain Restorations. *J Prosthet Dent*, 55:677-681
298. Staley C., Kopel H. (1979). Smoothness of Composite Restorations Polished by Various Abrasives: A Comparison by Scanning Electron Microscopy. *Oper Dent*, 4:140-148
299. Stangel I., Nathanson D., Hsu C.S. (1987). Shear Strength of The Composite Bond to Etched Porcelain. *J Dent Res*, 66:1460-1465

300. Stoddard J.W., Johnson G.H. (1991). An Evaluation of Polishing Agents for Composite Resins. *J Prosthet Dent*, 65:491-495
301. Stokes A.N., Hood J.A., Tidmarsh B.G. (1988). Effect of Six-Month Water Storage on Silane Treated Resin-Porcelain Bonds. *J Dent*, 16:294-296
302. Stokes A.N., Tay W.M., Pereira B.P. (1993). Shear Bond of Resin Cement to Post-Cured Hybrid Composites. *Dent Mater*, 9:370-374
303. Strub J.R., Stiffler S., Schärer P. (1988). Causes of Failure Following Oral Rehabilitation: Biological versus Technical Factors. *Quint Int*, 19:215-219
304. Suh B.L. (1991). All-Bond Fourth Generation Dentin Bonding System. *J Esthet Dent*, 3:139-143
305. Suliman A.H., Swift E.J., Perdigao J. (1993). Effects of Surface Treatments and Bonding Agents on Bond Strength of Composite Resin to Porcelain. *J Prosthet Dent*, 70:118-120
306. Sun R., Suansuwan N., Kilpatrick N., Swain M. (2000). Characterisation of Tribochemically Assisted Bonding of Composite Resin to Porcelain and Metal. *J Dent*, 28:441-445
307. Swift E.J., LeValley B.D., Boyer D.B. (1992). Evaluation of New Methods for Composite Repair. *Dent Mater*, 8:362-365
308. Swift EJ Jr. (1989). New Adhesives Resins. A Status Report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent*, 2:258-260
309. Şen D., Nayır E.H. (1997). Pürüzlendirme İşlemlerinin Porselen Laminate Veneerlerin Bağlantı Dayanıklılığı Üzerine Etkileri. *Dişhekimliğinde Klinik Dergisi*, 4:197-200

310. Taira Y., Yoshida K., Matsumura H., Tanaka T., Atsuta M. (1991). Adhesive Metal Primers for a Light Cured Opaque Resin. In: *Advanced Prosthodontics Worldwide, Proceeding on World Congress on Prosthodontics held in Hiroshima. Hiroshima, Japan: Publication Committee; September, p.217*
311. Tanaka T., Nagata K., Takeyama M. (1981). 4-Meta Opaque Resin. A New Resin Strongly Adesive to Nickel Chromium Alloy. *J Dent Res*, 60:1697-1706
312. Tenjoma L.T., Nicholls J.I., Townsend J.T., Harper R.J. (1990). Chemical Retention of Composite Resin to Metal. *Int J Prosthodont*, 3:78-88
313. Thomas C.A., Hartsock T.E., Dossett J., Mitchell R.J. (1987). Thermocycling, Silanization and Tensile Bond Strength of Resin to Porcelain. *J Dent Res*, 66:207-213
314. Thomas C.A., Hartsock T.E., Richards N.D., Mitchell R.J. (1988). Effects of Silanization Treatments on Resin-Porcelain Bond Strength (Abstract). *J Dent Res*, 67:223
315. Thurmond J.W., Barkmeier W. W., Wilwering T.M. (1994). Effects of Porcelain Surface Treatments on Bond Strenths of Composite Resin Bonded to Porcelain. *J Prosthet Dent*, 72:355-359
316. Tiller H.J., Magnus B., Göbel R., Musil R., Garschke A. (1985a). Der Sandstrahlprozeß und Seine Einwirkung auf den Oberflächenzustand von Dentallegierungen (I). *Quintessenz*, 36:1927-1934

317. Tiller H.J., Magnus B., Göbel R., Musil R., Garschke A., Lockowandt P., Odén A. (1985b). Der Sandstrahlprozeß und Seine Einwirkung auf den Oberflächenzustand von Dentallegierungen (I). *Quintessenz*, 36:2151-2158
318. Tjan A.H.L., Nemetz H. (1988). A Comparison of the Shear Bond Strength Between Two Composite Resins and Two Etched Ceramic Materials. *Int J Prosthodont*, 1:73-79
319. Touati B., Plissart-Vanckere A. (1990). Ceramic Laminate Veneers Toward a Reduced Fixed Partial Denture. *Real Clinic*, 1:51-66
320. Tuccillo J.J., Cascone P.J. (1983). The Evaluation of Porcelain-Fused-to-Metal (PFM) Alloy Systems, McLean J.W.: Dental Ceramics, First ISC, Quintessence Publishing Co.Inc, Chicago, Berlin, London, Rio de Jenario, Tokyo, 347-371
321. Tulunoglu I., Beydemir B. (2000). Resin Shear Bond Strength to Porcelain and a Base Metal Alloy Using Two Polymerization Schemes. *J Prosthet Dent*, 83:181-186
322. Tyas M.J., Alexander S.B., Beech D.R., Brockhurst P.J., Cook W.D. (1988). Bonding-Retrospect and Prospect. *Aust Dent J*, 33:364-374
323. Tylka D.F., Stewart C.P. (1994). Comparison of Acidulated Phosphate Fluoride Gel and Hydrofluoric Acid Etchants for Porcelain Composite Repair. *J Prosthet Dent*, 72:121-127
324. User A., Toksavul S., Özer H. (1997). Porselen Kuronlarda Metal Seramik Bağlantısı, Bağlantı Direnci Testleri ve Ortaya Çıkan Sorunların Neden ve Çözümleri. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Tekst.

325. Van Meerbeek B., Inokoshi S., Brean M., Lambrechts P., Vanherle G. (1992). Morphological Aspects of the Resin-Dentin Interdiffusion Zone with Different Dentin Adhesive Systems. *J Dent Res*, 71:1530-1540
326. Van Noort R.J., Davis L.G. (1984). The Surface Finish of Composite Resin Restorative Materials. *Br Dent J*, 157:360-363
327. Vanderbilt B.M., Simko J.P. (1960). Silane Coupling Agents in Glass Reinforced Plastics. *Mod Plast*, 38:135-139
328. Walton J.N., Gardner F.M., Zagar J.R. (1986). A Survey of Fixed Partial Denture Failures: Length of Service and Reasons for Replacement. *J Prosthet Dent*, 56:416-419
329. Welsh S.L., Schwab J.T. (1977). Repair Technique for Porcelain-Fused-to-Metal Restorations. *J Prosthet Dent*, 38:61-65
330. Wiederhorn S.M. (1968). Moisture Assisted Crack Growth in Ceramics. *Int J Fracture Mechan*, 4:171-177
331. Wiederhorn S.M. (1974). Subcritical Crack Growth in Ceramics. In: Bradt D.C., Hasselman D.P.H., Lange F.F. Fracture Mechanics of Ceramics. Vol 2. New York: Plenum Press, 613
332. Wigth T.A., Bauman J.C., Pelley G.B. (1977). An Evaluation of Four Variables Affecting the Bond Strength of Porcelain to Nonprecious Alloy. *J Prosthet Dent*, 37:570-577
333. Willems G., Lambrechts P., Braem M., Celis J.P., Vanherle G.A. (1992). A Classification of Dental Composites According to Their Morphological and Mechanical Characteristics. *Dent Mater*, 8:310-319

334. Williams P.T.R., Winchell P.G., Phillips R.W. (1978). Dental Porcelain/Ni Alloy Interface Reactions and Their Effective Prevention. *J Dent Res*, 57:583-591
335. Williams V.D., Arnold A.D., Aquilino S.. (1992). Bond versus Rebond Strengths of Three Luting Agents for Resin Bonded Fixed Partial Dentures. *J Prosthet Dent*, 67:289-292
336. Winkler S., Wongthai P. (1986). Increasing the Bond Strength of Metal-Ceramic Restorations. *J Prosthet Dent*, 56:396-401
337. Wolf D.M, Powers J.M., O'Keefe K.L. (1992). Bond Strengths of Composite to Porcelain Treated With New Porcelain Repair Agents. *Dent Mater*, 8:158-161
338. Wood D.P., Jordan R.E., Way D.C., Galil K.A. (1986). Bonding to Porcelain and Gold. *Am J Orthod*, 89:194-205
339. Wood M., Litkowski L.J., Thompson V.P., Church T. (1992). Repair of Porcelain/Metal Restoration with Resin Bonded Overcasting. *J Esthet Dent*, 4:110-117
340. Wunderich R.C., Yaman P. (1986). In Vitro Effect of Topical Fluroide on Dental Porcelain. *J Prosthet Dent*, 55:385-388
341. Yamamoto M. (1985). Metal Ceramics, Principles and Methods of Makoto Yamamoto. Chicago: Quintessence, pp. 106-202
342. Yavuzylmaz H. (1996). Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar. Gazi Üniversitesi Yayın No:212, Ankara

343. Yoshida K., Tara Y., Matsumura H., Atsuta M. (1993). Effect of Adhesive Metal Primers on Bonding a Prosthetic Composite Resin to Metals. *J Prosthet Dent*, 69:357-362
344. Yurtseven M. (1993). Türkiye'de Kullanılan Değişik Metal Alaşım Cinsleri Üzerine Pişirilen Porselen Materyalinin Bağlanma Mukavemetinin Araştırılması, Doktora Tezi, EÜ.
345. Zaimoğlu A., Can G., Ersoy E., Aksu I. (1993) Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Yayın No. 17, Ankara, sayfa. 378-385
346. Zaimoğlu A., Özden N., Akalten F., İmirzalıoğlu P. (1991). Bond Strength of Porcelain Repair Materials. 79th Annual World Dental Congress of FDI, Milan

ÖZGEÇMİŞ

1975 yılında Ankara'da doğdum. İlk öğrenimimi Ankara Alparslan İlkokulu'nda, orta ve lise öğrenimimi Ankara Deneme Lisesi'nde tamamladım. 1992 yılında Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi'nde üniversite öğrenimime başlayarak 1996 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne yatay geçiş yaptım. 1997 yılında okul birincisi olarak mezun oldum. Yine aynı yıl Ege Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü'ne bağlı Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora programına katıldım. 1999 yılında Araştırma Görevlisi kadrosuna atandım. 2003 yılında Milli Eğitim Bakanlığı ve Finlandiya Hükümeti'nin ortak verdikleri CIMO Bursu'nu kazanıp dört ay süre ile Finlandiya'nın Turku şehrine görevli olarak gittim. Halen araştırma görevlisi olarak görevimi sürdürmekteyim. Evliyim, yabancı dil olarak İngilizce bilmekteyim.

EKLER

Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F Hesap	Olasılık
Corrected Model	331679.61	89	3726.73	2.72	0.000
Intercept	1156064.03	1	1156064.03	846.55	0.000
Grup	28142.55	2	14071.27	10.30	*0.000
Malzeme	110557.48	4	27639.37	20.23	*0.000
Uygulama	10608.95	1	10608.95	7.76	0.007
Gün	11915.61	2	5957.80	4.36	0.016
Grup & Malzeme	32602.72	8	4075.34	2.98	0.005
Grup & Uygulama	15050.48	2	7525.24	5.51	0.006
Malzeme & Uygulama	2900.59	4	725.14	0.53	0.713
Grup & Malzeme & Uygulama	17864.93	8	2233.11	1.63	0.126
Grup & Gün	6908.65	4	1727.16	1.26	0.290
Malzeme & Gün	21925.42	8	2740.67	2.00	0.055
Grup & Malzeme & Gün	31615.92	16	1975.99	1.44	0.139
Uygulama & Gün	656.10	2	328.05	0.24	0.787
Grup & Uygulama & Gün	456.41	4	114.10	0.08	0.987
Malzeme & Uygulama & Gün	7741.15	8	967.64	0.70	0.683
Grup & Malzeme & Uygulama & Gün	32533.19	16	2033.32	1.48	0.122
Error	18808.70	87	1365.61		
Total	1645965.71	177			
Corrected Total	450488.31	176			

Ek 1. Grup, malzeme, uygulama ve gün değerlerinin istatistiksel değerlendirme sonuçları verilmiştir.

Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F Hesap	Olasılık
Corrected Model	78852.36	29	2719.04	12.98	0.000
Intercept	227242.89	1	227242.89	1084.97	0.000
Malzeme	21024.24	4	5256.06	25.09	*0.000
Uygulama	24423.43	1	24423.43	116.61	*0.000
Gün	6415.33	2	3207.66	15.31	*0.000
Malzeme & Uygulama	4966.59	4	1241.64	5.92	*0.001
Malzeme & Gün	14518.82	8	1814.85	8.66	*0.000
Uygulama & Gün	953.12	2	476.56	2.27	0.121
Malzeme & Uygulama & Gün	4459.01	8	557.37	2.66	0.026
Error	5864.44	28	209.44		
Total	323563.97	58			
Corrected Total	84716.81	57			

Ek 2. Metal grubundaki örneklerin istatistiksel değerlendirme sonuçlarına göre; malzeme, uygulama ve gün değerleriyle olan ilişkileri.

Malzeme	Uygulama	Ortalama (N)	Std. Sapma	95% Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
1	1	63.33	6.82	49.35	77.30
	2	36.93	5.90	24.83	49.03
2	1	91.37	5.90	79.27	103.47
	2	46.35	5.90	34.24	58.45
3	1	68.35	5.90	56.24	80.45
	2	40.12	6.82	26.14	54.09
4	1	136.41	5.90	124.31	148.51
	2	60.01	5.90	47.91	72.12
5	1	62.51	5.90	50.41	74.62
	2	30.18	5.90	18.08	42.28

Malzeme 1: 3M 2: Kulzer 3: Ultradent 4: Vivadent

5: Porcelain LinerM

Uygulama 1: Kumlama 2: Frez

Ek 3. Metal grubundaki örnekler için kullanılan malzeme ve uygulamaların ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri verilmiştir.

Malzeme	Gün	Ortalama (N)	Std. Sapma	95% Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
1	1	70.93	7.23	56.13	85.75
	2	51.62	7.23	36.80	66.44
	3	27.84	8.86	9.68	45.99
2	1	99.77	7.23	84.95	114.60
	2	80.74	7.23	65.92	95.57
	3	26.06	7.23	11.23	40.88
3	1	73.40	8.86	55.24	91.55
	2	39.52	7.23	24.70	54.35
	3	49.78	7.23	34.95	64.60
4	1	97.31	7.23	82.48	112.13
	2	78.77	7.23	63.95	93.60
	3	118.56	7.23	103.73	133.38
5	1	47.90	7.23	33.08	62.72
	2	55.15	7.23	40.33	69.97
	3	35.99	7.23	21.17	50.82

Malzeme 1: 3M 2: Kulzer 3: Ultradent 4: Vivadent

5: Porcelain LinerM

Gün 1: 1 Gün 2: 1 Hafta 3: 1 Ay

Ek 4. Metal grubundaki örnekler için kullanılan malzeme ve suda bekletme sürelerinin ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri verilmiştir.

Uygulama	Gün	Ortalama (N)	Std. Sapma	95% Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
1	1	95.06	4.57	85.68	104.43
	2	87.66	4.57	78.28	97.03
	3	70.47	5.01	60.20	80.74
2	1	60.67	5.01	50.40	70.94
	2	34.67	4.57	25.29	44.04
	3	32.82	4.57	23.44	42.19

Uygulama 1: Kuşlama 2: Frez

Gün 1: 1 Gün 2: 1 Hafta 3: 1 Ay

Ek 5. Metal grubundaki örnekler için kullanılan uygulama ve suda bekletme sürelerinin ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri verilmiştir.

Malzeme	Uygulama	Gün			%95 Güven Aralığı	
			Ortalama (N)	Std. Sapma	Alt Sınır	Üst Sınır
1	1	1	83.12	10.23	62.15	104.08
		2	78.62	10.23	57.65	99.58
		3	28.25	14.47	1.39	57.89
	2	1	58.75	10.23	37.78	79.71
		2	24.62	10.23	3.66	45.58
		3	27.43	10.23	6.47	48.39
2	1	1	110.81	10.23	89.84	131.77
		2	115.37	10.23	94.41	136.33
		3	47.93	10.23	26.97	68.89
	2	1	88.74	10.23	67.78	109.70
		2	46.12	10.23	25.15	67.08
		3	4.18	10.23	16.77	25.14
3	1	1	83.43	10.23	62.47	104.39
		2	43.68	10.23	22.72	64.64
		3	77.93	10.23	56.97	98.89
	2	1	63.37	14.47	33.72	93.01
		2	35.37	10.23	14.40	56.33
		3	21.62	10.23	0.66	42.58
4	1	1	143.56	10.23	122.59	164.52
		2	123.43	10.23	102.47	144.39
		3	142.24	10.23	121.28	163.20
	2	1	51.06	10.23	30.09	72.02
		2	34.12	10.23	13.15	55.08
		3	94.87	10.23	73.91	115.83
5	1	1	54.37	10.23	33.41	75.33
		2	77.18	10.23	56.22	98.14
		3	55.99	10.23	35.03	76.95
	2	1	41.43	10.23	20.47	62.39
		2	33.12	10.23	12.16	54.08
		3	16.00	10.23	4.96	36.96

Malzeme 1: 3M 2: Kulzer 3: Ultradent 4: Vivadent

5: Porcelain LinerM

Uygulama 1: Kumlama 2: Frez

Gün 1: 1 Gün 2: 1 Hafta 3: 1 Ay

Ek 6. Metal grubundaki örnekler için kullanılan malzeme, uygulama ve suda bekletme sürelerinin ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri verilmiştir.

Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F Hesap	Olasılık
Corrected Model	80969.37	29	2792.04	1.59	0.105
Intercept	514967.23	1	514967.23	294.17	0.000
Malzeme	44691.91	4	11172.97	6.38	*0.001
Uygulama	705.62	1	705.62	0.40	0.530
Gün	853.76	2	426.88	0.24	0.785
Malzeme & Uygulama	1855.43	4	463.85	0.26	0.898
Malzeme & Gün	17299.91	8	2162.48	1.23	0.313
Uygulama & Gün	48.50	2	24.25	0.01	0.986
Malzeme & Uygulama & Gün	15514.22	8	1939.27	1.10	0.386
Error	52516.05	30	1750.53		
Total	648452.66	60			
Corrected Total	133485.43	59			

Ek 7. İstatistiksel değerlendirme sonuçlarına göre metal-porselen grubundaki örneklerin; malzeme, uygulama ve gün değerleriyle olan ilişkileri.

Malzeme	Uygulama	Ortalama (N)	Std. Sapma	95% Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
1	1	93.70	18.63	55.59	131.82
	2	67.95	18.63	29.84	106.07
2	1	45.70	18.63	7.59	83.82
	2	54.58	21.51	10.56	98.59
3	1	57.06	18.63	18.94	95.17
	2	63.31	18.63	25.19	101.42
4	1	126.76	18.63	88.65	164.88
	2	179.60	18.63	141.48	217.71
5	1	113.45	18.63	75.34	151.57
	2	79.79	18.63	41.67	117.90

Malzeme 1: 3M 2: Kulzer 3: Ultradent 4: Vivadent

5: Porcelain LinerM

Uygulama 1: Kuşlama 2: Frez

Ek 8. Metal-porselen grubundaki örnekler için kullanılan malzeme ve uygulamaların ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri verilmiştir.

Malzeme	Gün	Ortalama (N)	Std. Sapma	95% Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
1	1	111.68	20.92	68.96	154.40
	2	95.34	20.92	52.61	138.06
	3	67.40	20.92	24.67	110.12
2	1	73.43	20.92	30.71	116.15
	2	62.15	20.92	19.42	104.87
	3	13.02	20.92	29.69	55.75
3	1	85.56	20.92	42.83	128.28
	2	103.87	20.92	61.15	146.59
	3	90.49	20.92	47.77	133.22
4	1	120.49	20.92	77.77	163.22
	2	123.62	20.92	80.89	166.34
	3	163.34	20.92	120.61	206.06
5	1	84.96	20.92	42.24	127.68
	2	91.96	20.92	49.24	134.69
	3	102.27	20.92	59.55	145.00

Malzeme 1: 3M 2: Kulzer 3: Ultradent 4: Vivadent

5: Porcelain LinerM

Gün 1: 1 Gün 2: 1 Hafta 3: 1 Ay

Ek 9. Metal-Porselen grubundaki örnekler için kullanılan malzeme ve uygulamaların ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri verilmiştir.

Uygulama	Gün	Ortalama (N)	Std. Sapma	95% Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
1	1	98.77	13.23	71.75	125.79
	2	99.86	13.23	72.84	126.88
	3	89.58	13.23	62.56	116.60
2	1	91.68	13.23	64.66	118.70
	2	90.92	13.23	63.90	117.94
	3	85.03	13.23	58.01	112.05

Uygulama 1: Kumlama 2: Frez

Gün 1: 1 Gün 2: 1 Hafta 3: 1 Ay

Ek 10. Metal-Porselen grubundaki örnekler için uygulamaların ve suda bekleme sürelerinin ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri verilmiştir.

Malzeme	Uygulama	Gün	%95 Güven Aralığı			
			Ortalama (N)	Std. Sapma	Alt Sınır	Üst Sınır
1	1	1	115.06	29.58	54.64	175.48
		2	108.25	29.58	47.83	168.67
		3	66.81	29.58	6.39	127.23
	2	1	108.31	29.58	47.89	168.73
		2	82.43	29.58	22.01	142.85
		3	67.99	29.58	7.57	128.41
2	1	1	74.81	29.58	14.39	135.23
		2	77.93	29.58	17.51	138.35
		3	14.99	29.58	45.42	75.41
	2	1	72.06	29.58	11.64	132.48
		2	46.37	29.58	14.05	106.79
		3	11.06	29.58	49.36	71.48
3	1	1	92.06	29.58	31.64	152.48
		2	89.37	29.58	28.95	149.79
		3	75.56	29.58	15.14	135.98
	2	1	79.06	29.58	18.64	139.48
		2	118.37	29.58	57.95	178.79
		3	105.43	29.58	45.01	165.85
4	1	1	114.18	29.58	53.76	174.60
		2	105.31	29.58	44.89	165.73
		3	208.00	29.58	147.58	268.42
	2	1	126.81	29.58	66.39	187.23
		2	141.93	29.58	81.51	202.35
		3	118.68	29.58	58.26	179.10
5	1	1	97.74	29.58	37.32	158.16
		2	118.43	29.58	58.01	178.85
		3	82.56	29.58	22.14	142.98
	2	1	72.18	29.58	11.76	132.60
		2	65.50	29.58	5.05	125.92
		3	121.99	29.58	61.57	182.41

Malzeme 1: 3M 2: Kulzer 3: Ultradent 4: Vivadent

5: Porcelain LinerM

Uygulama 1: Kumlama 2: Frez

Gün 1: 1 Gün 2: 1 Hafta 3: 1 Ay

Ek 11. Metal-Porselen grubundaki örnekler için kullanılan malzeme, uygulamalar ve suda bekleme sürelerinin ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri verilmiştir.

Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F Hesap	Olasılık
Corrected Model	143529.48	29	4949.29	2.37	0.011
Intercept	451634.64	1	451634.64	216.74	0.000
Malzeme	76421.76	4	19105.44	9.16	0.000
Uygulama	42.39	1	42.39	0.02	0.888
Gün	11140.52	2	5570.26	2.67	0.086
Malzeme & Uygulama	14051.66	4	3512.91	1.68	0.180
Malzeme & Gün	22231.34	8	2778.91	1.33	0.267
Uygulama & Gün	107.93	2	53.96	0.02	0.974
Malzeme & Uygulama & Gün	20275.87	8	2534.48	1.21	0.324
Error	60428.19	29	2083.73		
Total	673949.07	59			
Corrected Total	203957.67	58			

Ek 12. İstatistiksel değerlendirme sonuçlarına göre porselen grubundaki örneklerin; malzeme, uygulama ve gün değerleriyle olan ilişkileri.

Malzeme	Uygulama	Ortalama (N)	Std. Sapma	95% Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
1	1	93.70	18.63	55.59	131.82
	2	67.95	18.63	29.84	106.07
2	1	45.70	18.63	7.59	83.82
	2	54.58	21.51	10.56	98.59
3	1	57.06	18.63	18.94	95.17
	2	63.31	18.63	25.19	101.42
4	1	126.76	18.63	88.65	164.88
	2	179.60	18.63	141.48	217.71
5	1	113.45	18.63	75.34	151.57
	2	79.79	18.63	41.67	117.90

Malzeme 1: 3M 2: Kulzer 3: Ultradent 4: Vivadent

5: Porcelain LinerM

Uygulama 1: Kumlama 2: Frez

Ek 13. Test edilen tamir setlerinin ve uygulamaların porselen grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri verilmiştir.

Malzeme	Gün	Ortalama (N)	Std. Sapma	95% Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
1	1	106.02	22.82	59.34	152.70
	2	66.75	22.82	20.07	113.43
	3	69.71	22.82	23.03	116.39
2	1	70.87	22.82	24.19	117.55
	2	33.28	22.82	23.89	90.45
	3	46.27	22.82	0.40	92.95
3	1	70.40	22.82	23.72	117.08
	2	53.74	22.82	7.06	100.42
	3	56.40	22.82	9.72	103.08
4	1	193.65	22.82	146.97	240.33
	2	150.71	22.82	104.03	197.39
	3	115.18	22.82	68.50	161.86
5	1	90.56	22.82	43.88	137.24
	2	58.00	22.82	11.32	104.68
	3	141.31	22.82	94.63	187.99

Malzeme 1: 3M 2: Kulzer 3: Ultradent 4: Vivadent

5: Porcelain LinerM

Gün 1: 1 Gün 2: 1 Hafta 3: 1 Ay

Ek 14. Test edilen tamir setlerinin ve suda bekleme sürelerinin porselen grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri verilmiştir.

Uygulama	Gün	Ortalama (N)	Std. Sapma	95% Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
1	1	103.59	14.43	74.07	133.12
	2	73.03	14.43	43.51	102.55
	3	85.38	14.43	55.86	114.90
2	1	109.01	14.43	79.48	138.53
	2	71.96	15.81	39.62	104.30
	3	86.17	14.43	56.65	115.69

Uygulama 1: Kumlama 2: Frez

Gün 1: 1 Gün 2: 1 Hafta 3: 1 Ay

Ek 15. Test edilen uygulamalar ve suda bekleme sürelerinin porselen grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri verilmiştir.

Malzeme	Uygulama	Gün	%95 Güven Aralığı			
			Ortalama (N)	Std. Sapma	Alt Sınır	Üst Sınır
1	1	1	133.87	32.27	67.85	199.88
		2	79.12	32.27	13.10	145.14
		3	68.12	32.27	2.10	134.14
	2	1	78.18	32.27	12.16	144.20
		2	54.37	32.27	11.64	120.39
		3	71.31	32.27	5.29	137.32
2	1	1	30.37	32.27	35.64	96.39
		2	40.81	32.27	25.20	106.82
		3	65.93	32.27	8.08	131.95
	2	1	111.37	32.27	45.35	177.38
		2	25.75	45.64	67.61	119.11
		3	26.62	32.27	39.39	92.63
3	1	1	54.06	32.27	11.95	120.07
		2	74.43	32.27	8.41	140.45
		3	42.68	32.27	23.33	108.70
	2	1	86.75	32.27	20.73	152.76
		2	33.06	32.27	32.95	99.07
		3	70.12	32.27	4.10	136.14
4	1	1	183.74	32.27	117.72	249.76
		2	124.43	32.27	58.41	190.45
		3	72.12	32.27	6.10	138.13
	2	1	203.56	32.27	137.54	269.57
		2	177.00	32.27	110.98	243.01
		3	158.25	32.27	92.23	224.26
5	1	1	115.93	32.27	49.91	181.95
		2	46.37	32.27	19.64	112.39
		3	178.06	32.27	112.04	244.07
	2	1	65.18	32.27	0.83	131.20
		2	69.62	32.27	3.60	135.64
		3	104.56	32.27	38.54	170.57

Malzeme 1: 3M 2: Kulzer 3: Ultradent 4: Vivadent

5: Porcelain LinerM

Uygulama 1: Kumlama 2: Frez

Gün 1: 1 Gün 2: 1 Hafta 3: 1 Ay

Ek 16. Test edilen tamir setlerinin, uygulamaların ve suda bekleme sürelerinin porselen grubu için ortalama, standart sapma, en düşük ve en yüksek değerleri verilmiştir.

T.C. YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ
DİJİTAL DİJİTALİZASYON MERKEZİ