

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**PİTS VE FİSSÜR ÖRTÜCÜ UYGULAMALARINDA, LAZER VE
KONVANSİYONEL PÜRÜZLENDİRME YÖNTEMLERİNİN, BAĞ
DAYANIMI VE MİKROSIZINTI ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN *IN-VITRO*
KOŞULLARDA KARŞILAŞTIRMALI OLARAK ARAŞTIRILMASI**

Pedodonti Anabilim Dalı Programı

Doktora Tezi

Diş Hekimi

Berrin ÜNEK

DANIŞMAN

Prof.Dr. Özant ÖNÇAĞ

İZMİR

2015

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**PİTS VE FİSSÜR ÖRTÜCÜ UYGULAMALARINDA, LAZER VE
KONVANSİYONEL PÜRÜZLENDİRME YÖNTEMLERİNİN, BAĞ
DAYANIMI VE MİKROSIZINTI ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN *IN-VITRO*
KOŞULLARDA KARŞILAŞTIRMALI OLARAK ARAŞTIRILMASI**

Pedodonti Anabilim Dalı Programı

Doktora Tezi

Diş Hekimi

Berrin ÜNEK

DANIŞMAN

Prof.Dr. Özant ÖNÇAĞ

İZMİR

2015

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

Başkan : Prof.Dr. Özant ÖNÇAĞ

(Danışman)

Üye : Prof.Dr. Nazan ERSİN

Üye : Doç.Dr. Bülent GÖKÇE

Üye : Yrd.Doç.Dr. Ebru KÜÇÜKYILMAZ

Üye : Yrd.Doç.Dr. Merve AKÇAY


.....
.....
.....
.....
.....

Doktora Tezinin kabul edildiği tarih: 20.08.2015

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca hiçbir zaman tecrübe ve bilgisini benden esirgemeyen, bu çalışmanın oluşturulması ve yürütülmesinde maddi-manevi her türlü desteğiyle yanımda olan, çalışma süresince benimle birlikte en az benim kadar koşturan, hekimlik ve etik değerler adına kendisinden çok şey öğrendiğim ve öğrencisi olduğum için kendimi hep şanslı hissettiğim doktora danışmanım, saygıdeğer hocam Prof. Dr. Özant ÖNÇAĞ'a,

Mesleki ve bilimsel olarak her zaman bana destek olan, gerek klinikte gerekse yayın hazırlarken birlikte çalışmaktan çok keyif aldığım, tez izleme komitemde bulunan ve bilgisiyle yol gösteren, güleryüzlü ve çok değerli hocam Prof. Dr. Nazan ERSİN'e,

Tez izleme komitemde olmakla kalmayıp bu çalışmanın her aşamasında bana yol göstererek bu sürecin benim için çok daha pratik ve sorunsuz geçmesini sağlayan ve benimle birlikte koşturan, çalışmanın hatasız yürütülebilmesinde büyük katkısı olan çok değerli Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Doç. Dr. Bülent GÖKÇE'ye,

Öğrenim sürecim boyunca aralarında bulunmaktan hep keyif aldığım, zor zamanlarımda yanımda olan, bilgi ve tecrübelerini hiçbir zaman benden esirgemeyen değerli hocalarım, Prof. Dr. Cemal ERONAT, Prof. Dr. Nesrin ERONAT, Prof. Dr. Ertuğrul SABAH, Prof. Dr. Ece EDEN, Prof. Dr. Rıza ALPÖZ, Prof. Dr. Fahinur ERTUĞRUL, Doç. Dr. Dilşah ÇOĞULU, Doç. Dr. Aslı AK ve Doç. Dr. Arzu YETKİNER'e,

Çalışmada gerekli istatistiksel analizlerin yapımında yardımcı olan Sayın Yrd. Doç. Dr. Timur KÖSE'ye ve SEM görüntülerinin alınmasında yardımcı olan Yrd. Doç. Dr. Tuğba TÜRK'e,

Doktoraya başladığım günden bu yana her türlü soruma cevap vermekten çekinmeyen ve hep yardımcı olan kıdemlim, Uzm. Dr. İlhan UZEL'e,

Birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım kıymetli asistan arkadaşlarıma,

Çalışma hayatım boyunca birlikte çalıştığım hemşire, sekreter, personel dahil tüm Pedodonti ailesine,

Her türlü fedakarlıkta bulunarak bugünlere gelmemi sağlayan, bu süreçte desteğini hiçbir zaman eksiltmeyen ve beni koşulsuz seven canım aileme, hayatımın en büyük şansı biricik eşim Orkun'a ve tezimi hazırlarken hiçbir yardım ve desteğini benden sakınmayan ve hep yanımda olan değerli arkadaşlarım Tarcan, Baler, Çağdaş, Hakan, Ece ve Elçin'e,

Ve kendimi faydalı hissetmemi sağlayan tüm öğrenci arkadaşlarıma teşekkür ederim.

İZMİR, 2014

Diş Hekimi Berrin ÜNEK

ÖZET

Pits ve fissür örtücü uygulamalarında, lazer ve konvansiyonel pürüzlendirme yöntemlerinin, bağ dayanımı ve mikrosızıntı üzerindeki etkilerinin *in-vitro* koşullarda karşılaştırmalı olarak araştırılması

Bu çalışmanın amacı; Er:YAG lazer ve konvansiyonel pürüzlendirme sonrası *bonding* ajanı uygulayarak veya uygulamayarak yapılan rezin ve cam polialkenoat esaslı fissür örtücülerin mikrosızıntı ve bağ dayanımının *in-vitro* koşullarda karşılaştırmalı olarak araştırılmasıdır.

Çalışmada 6 aydan kısa süre önce çekilmiş, çürüksüz 299 adet üçüncü molar diş kullanıldı. Dişler mikrosızıntı için n=16, bağ dayanımı için n=7 olacak şekilde 13 gruba ayrıldı: Lazer+Clinpro® (G1), lazer+asit+Clinpro® (G2), lazer+asit+bond+Clinpro® (G3), lazer+bond+Clinpro® (G4), asit+Clinpro® (G5), asit+bond+Clinpro® (G6), bond+Clinpro® (G7), lazer+Fuji Triage® (G8), lazer+bond+Fuji Triage® (G9), lazer+conditioner+Fuji Triage® (G10), lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® (G11), conditioner+Fuji Triage® (G12) ve doğrudan Fuji Triage® (G13). Termal siklus (1000X, 5-55°C) uygulanan dişlerin apeksleri kompozit ile tıkandıktan sonra fissür örtücü marjinlerinin çevresinde 1 mm açıklık kalacak şekilde dişler tırnak cilası ile 2 kat kaplandı. 24 saat %0,5'lik bazik fuksinde bekletilen dişler akan musluk suyu altında yıkandıktan sonra akril bloklara gömüldü. Akril bloklar içindeki dişler, elmas bıçak (Isomet, Buehler®; Lake Bluff, IL, ABD) ile bukkolingual olarak birbirine paralel 3 kısımdan kesilerek ışık mikroskobu altında (Leicamicrosystems® stereo microscope, Ltd.Stereo and microscope systems; Heerburg, İsviçre) değerlendirildi. Bağ dayanımı testinde dişler, vestibül ya da lingual mine yüzeyleri açıkta kalacak şekilde akril bloklara gömüldü. Gruplara göre yüzey hazırlıkları yapıldıktan sonra, özel olarak hazırlanan *pleksiglass* kalıp yardımıyla fissür örtücüler 2,5mm x 3,5mm boyutlarında hazırlandı. 24 saat distile suda bekletilen örneklerin makaslama bağ dayanımı testi için universal test cihazı (Shimadzu KgN50®. Shimadzu Corp. Kyoto, Japonya) kullanıldı. Örnekler kırılana kadar 0,5 mm/dk hızda kuvvet uygulandı. Örnek yüzeyleri ışık mikroskobu

altında (Leicamicrosystems® stereo microscope, Ltd.Stereo and microscope systems; Heerburg, İsviçre) x10 büyütmede incelendi ve gruplardan seçilen örnekler taramalı elektron mikroskobu (SEM) (Jeol JSM® 5200, Kyoto, Japonya) ile değerlendirildi. Elde edilen verilerin istatistiksel analizinde SPSS 19.0 (SPSS Inc®. Chicago, IL, ABD) istatistik programı kullanılarak; mikrosızıntı için Kruskal-Wallis ve Mann Whitney U testi ($p<0,05$), bağ dayanımı için *Shapiro-Wilk*, *Oneway Anova*, *Levene*, *Welch* ve *Dunnett T3* testi yapıldı ($p<0,05$).

Mikrosızıntı testi bulgularına göre; lazer+asit+*Clinpro*®, lazer+asit+bond+*Clinpro*®, lazer+bond+*Clinpro*® ve asit+*Clinpro*® grupları diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük skorlara sahip bulundu ($p<0,05$). Bağ dayanımı bulgularına göre ise; asit+*Clinpro*®, asit+bond+*Clinpro*®, lazer+asit+*Clinpro*® grupları diğer gruplara kıyasla anlamlı ölçüde daha yüksek bağ dayanımı gösterdi ($p<0,05$).

Sonuç olarak; mikrosızıntı ve bağ dayanımı bulguları birlikte değerlendirildiğinde rezin esaslı fissür örtücüler cam polialkenoat esaslılara göre anlamlı ölçüde daha düşük sızıntı ve daha yüksek bağ dayanımı göstermiş olup, bu bulgular ışığında lazer ve/veya *bonding* ajanı kullanımının, asit ile pürüzlendirmeye duyulan ihtiyacı gideremediği, geleneksel pürüzlendirme yönteminin hala en iyi sonuçlara sahip olduğu, daha fazla aşamalı tekniklerin tedavi süresini uzatması sebebiyle klinik uygulamalarda önerilmemesi gerektiği sonuçlarına ulaşıldı.

Anahtar kelimeler: Fissür örtücü; mikrosızıntı; bağ dayanımı; lazer; *bonding* ajanı; taramalı elektron mikroskobu

ABSTRACT

A comparative research of the effects of laser and conventional etching methods on bond strength and microleakage in pits and fissure sealant applications under in-vitro conditions.

The aim of this study was to comparatively research the bond strength and microleakage of resin and polyalkenoate based fissure sealants made by applying or not applying the bonding agent following Er:YAG laser and conventional etching.

In the study, 299 intact third molar teeth extracted in 6 months were used. Teeth were separated into 13 groups, in which n=16 for microleakage and n=7 for bond strength: Laser+Clinpro® (G1), laser+acid+Clinpro® (G2), laser+acid+bond+Clinpro® (G3), laser+bond+Clinpro® (G4), acid+Clinpro® (G5), acid+bond+Clinpro® (G6), bond+Clinpro® (G7), laser+Fuji Triage® (G8), laser+bond+Fuji Triage® (G9), laser+conditioner+Fuji Triage® (G10), laser+conditioner+bond+Fuji Triage® (G11), conditioner+Fuji Triage® (G12) and direct Fuji Triage® (G13). The teeth were thermocycled (1000X, 5-55°C) and were covered with two layers of nail polish, leaving a 1mm gap around their fissure sealant margins after their apices were blocked by composite. The teeth were kept in % 0.5 basic fuchsin for 24 hours, washed under tap water and embedded in acrylic blocks. The teeth in acrylic blocks, were cut buccolingually through 3 parallel parts by a diamond knife (Isomet, Buehler®; Lake Bluff, IL, USA) and were evaluated under a stereomicroscope (Leicamicrosystems® stereo microscope, Ltd.Stereo and microscope systems; Heerburg, Switzerland). In the bond strength test, the teeth were embedded into acrylic blocks, leaving their vestibule or lingual enamel surfaces open. After the surface treatment was complete based on the groups, 2,5 mmx3,5 mm fissure sealants were prepared with the help of a specially prepared *plexiglass* mould. Universal testing device (Shimadzu KgN50®. Shimadzu Corp. Kyoto, Japan) was used for the shear bond strength test of the specimens which were kept in distilled water for 24 hours. 0,5 mm/min force had been applied until the specimens were broken. Surfaces of the specimens were examined under a stereomicroscope (Leicamicrosystems® stereo microscope, Ltd.Stereo and microscope systems;

Heerburg, Switzerland) by enlarging them x10 and the specimens selected from the groups were evaluated by a scanning electron microscope (SEM) (Jeol JSM[®] 5200, Kyoto, Japan). The acquired data was analyzed by SPSS 19.0 (SPSS Inc[®]. Chicago, IL, USA) statistics software; for microleakage Kruskal-Wallis and Mann Whitney U test ($p < 0,05$) and for bond strength *Shapiro-Wilk*, *Oneway Anova*, *Levene*, *Welch* and *Dunnett T3* test was performed ($p < 0,05$).

According to microleakage test findings; laser+acid+*Clinpro*[®], laser+acid+bond+*Clinpro*[®], laser+bond+*Clinpro*[®] and acid+*Clinpro*[®] groups were found to have less statistically significant scores compared to the other groups ($p < 0,05$). According to the bond strength findings; acid+*Clinpro*[®], acid+bond+*Clinpro*[®], laser+acid+*Clinpro*[®] groups had a more statistically significant bond strength compared to the other groups ($p < 0,05$).

As a result; when microleakage and bond strength findings were evaluated together, resin based fissure sealants had significantly lower leakage compared to glass polyalkeonate based sealants and under the light of these findings it was found that laser and/or bonding agent usage does not suffice to meet the need of acid etching and conventional etching method still has better results and methods with more stages prolong the duration of the treatment, thus should not be suggested for clinical applications.

Keywords: fissure sealant; microleakage; bond strength; laser; *bonding* agent; scanning electron microscope

İçindekiler

ÖZET.....	I
ABSTRACT.....	III
İçindekiler.....	V
Tablo Listesi.....	IX
Şekil Listesi.....	X
Resim Listesi.....	XI
Grafik Listesi.....	XV
Kısaltmalar.....	XVI
1 GİRİŞ:.....	1
2 GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Pits ve Fissür Örtücüler	3
2.1.1 Pits ve Fissür Örtücülerin Tarihçesi	3
2.1.2 Pits ve Fissür Örtücü Tipleri.....	4
2.1.2.1 Rezin Esaslı Fissür Örtücüler:	4
2.1.2.2 Flor İçeren Fissür Örtücüler:.....	5
2.1.2.3 Cam Polialkenoat Esaslı Fissür Örtücüler:	6
2.1.2.4 Poliasit Modifiye Kompozit Reçineler (Kompomerler):.....	6
2.1.2.5 Akışkan Kompozitler:	7
2.1.2.6 Amorf Kalsiyum Fosfat (ACP) İçerikli Fissür Örtücüler:	7
2.1.3 Pits ve Fissür Örtücülerin Endikasyonları, Avantaj ve Dezavantajları	8
2.1.4 Pits ve Fissür Örtücülerde Retansiyon.....	9
2.1.4.1 Bağ Dayanımı Testleri.....	10
2.1.4.1.1 Makro-makaslama.....	11
2.1.4.1.2 Makro-gerilme/Çekme	12

2.1.4.1.3	Mikro-gerilme	12
2.1.4.1.4	Mikro-makaslama.....	12
2.1.5	Pits ve Fissür Örtücülerde Mikrosızıntı Testleri.....	12
2.1.5.1	Boya Penetrasyon Yöntemi:	13
2.1.5.2	Radyoizotopların Kullanılması	14
2.1.5.3	Kimyasal Ajanların Kullanılması	15
2.1.5.4	Bakteriyel Yöntemler	15
2.1.5.5	Hava Basıncı Yöntemi.....	16
2.1.5.6	Nötron Aktivasyon Analizi	16
2.1.5.7	Elektrokimyasal Yöntemler.....	16
2.1.5.8	Mikroskobik İnceleme Yöntemleri	17
2.1.6	Termal ve Mekanik Siklus Yöntemi.....	17
2.1.7	Pits ve Fissür Örtücülerde <i>Bonding</i> Ajanlarının Kullanımı	18
2.2	Lazer ve Dişhekimliği.....	19
2.2.1	Tarihçe:	20
2.2.2	Lazer Işınının Oluşumu	21
2.2.3	Lazer Işınlарının Özellikleri.....	23
2.2.3.1	Yönlendirilme (Kolimasyon):	23
2.2.3.2	Dalga boyu.....	23
2.2.3.3	Şiddet	23
2.2.3.4	Faz Uygunluğu	23
2.2.4	Lazer Üretim Cihazlarının Temel Bileşenleri	24
2.2.4.1	Aktif Ortam.....	24
2.2.4.2	Uyarma Mekanizması	25
2.2.4.3	Tam Yansıtıcı Ayna.....	25
2.2.4.4	Kısmi Yansıtıcı Ayna	25
2.2.5	Tıpta Lazer Kullanımı	25

2.2.6	Dışhekimliğinde Lazer Kullanımı.....	25
2.2.7	Dışhekimliğinde Dalga Boylarına Göre Lazer Çeşitleri.....	26
2.2.7.1	CO ₂ Lazer.....	27
2.2.7.2	Nd:YAG Lazer.....	27
2.2.7.3	Er:YAG Lazer	28
2.2.7.4	Er, Cr:YSGG Lazer	29
2.2.7.5	Argon Lazer	29
2.2.7.6	Ho:YAG Lazer.....	30
2.2.7.7	Diode Lazer	30
2.2.8	Lazer Seçimi:	31
2.2.9	Lazerin Biyolojik Dokulardaki Etkisi	32
2.2.10	Fissür Örtücülerde Er:YAG Lazerlerin Kullanımı	34
3	GEREÇ VE YÖNTEM.....	35
3.1	Mikrosızıntı Testi	35
3.1.1	Örneklerin Hazırlanması:	35
3.1.2	Yüzey Hazırlıkları ve Fissür Örtücülerin Uygulanması	36
3.1.3	Termosiklus İşlemi.....	42
3.1.4	Mikrosızıntı Değerlendirmesi	44
3.1.4.1	Boyama İşlemi.....	44
3.1.4.2	Işık Mikroskobu ile Değerlendirme	46
3.2	Makaslama Bağ Dayanımı Testi:	47
3.2.1	Örneklerin Hazırlanması	47
3.2.2	Bağ Dayanımı Testleri	54
3.2.3	Kopma Tiplerinin Belirlenmesi	55
3.2.4	SEM İncelemesi	55
3.2.5	İstatistiksel Değerlendirme.....	57
4	BULGULAR.....	58

4.1	Mikrosızıntı Testi Sonuçları	58
4.2	Bağ Dayanımı Testi Sonuçları.....	91
4.2.1	Kopma Tipinin Değerlendirilmesi.....	112
5	TARTIŞMA.....	113
6	SONUÇ VE ÖNERİLER.....	123
7	KAYNAKLAR	125
	EKLER.....	151
	ÖZGEÇMİŞ.....	153



Tablo Listesi

Tablo 1: Dişhekimliğinde Kullanılan Lazerler ve Özellikleri.....	26
Tablo 2: Çalışma Grupları.....	36
Tablo 3: Mikrosızıntı skorları skalası	46
Tablo 4: Mikrosızıntı skorlarının gruplara göre dağılımı	58
Tablo 5: Mikrosızıntı skorlarına göre p değerleri	89
Tablo 6: Grupların mikrosızıntı medyan, minimum ve maksimum değerleri	90
Tablo 7: Bağ dayanımı skorları için <i>Oneway Anova</i> tablosu	91
Tablo 8: <i>Dunnett T3</i> testine göre gruplar arası bağ dayanımı skorları kıyaslamasında ortalama ve p değerleri.....	92
Tablo 9: Kopma Tiplerinin Gruplara Göre Dağılımı	112

Şekil Listesi

Şekil 1: Bis-GMA'nın kimyasal yapısı.....	4
Şekil 2: Lazerde Bohr Atom Modeli.....	20
Şekil 3: Foton Oluşumu	22
Şekil 4: Lazer Sistemi	22
Şekil 5: Lazerde Dalga Boyu	24
Şekil 6: Dişhekimliğinde Kullanılan Lazerlerin Dalga Boylarına Göre Elektromanyetik Spektrumdaki Yerleri (157).....	31
Şekil 7: Dokuların Çeşitli Dalga Boylarındaki Absorbsiyon Eğrileri.....	33
Şekil 8: Enjektör hazırlanması	47



Resim Listesi

Resim 1: Sodyum Azid	35
Resim 2: Er:YAG Lazer Cihazı (Fotona).....	37
Resim 3: Lazer cihazında pürüzlendirme parametreleri	37
Resim 4: Lazer ile pürüzlendirme	38
Resim 5: Lazer ile pürüzlendirilmiş diş örneği	38
Resim 6: %37'lik ortofosforik asit -Scotchbond, 3M ESPE	39
Resim 7: Bonding Ajanı- G-aenial Bond, GC	39
Resim 8: Elipar FreeLight, 3M ESPE	40
Resim 9: Cavity Conditioner, GC	40
Resim 10: Clinpro®, 3M	41
Resim 11: Fuji Triage®, GC	41
Resim 12: Karıştırıcı	42
Resim 13: Termosiklus Cihazı	43
Resim 14: Termosiklusa alınan örneklerin görünümü	43
Resim 15: Apikal bölgesi kompozit dolgu ile tıkanan bir örnek	44
Resim 16: İki kat tırnak cilası uygulanan bir örnek	44
Resim 17: Akrilik bloklar oluşturulmadan önce dişlerin kalıplar içerisine yerleştirilmesi.....	45
Resim 18: Isomet kesme cihazı.....	45
Resim 19: Işık mikroskobu	46
Resim 20: Akril bloğa gömülmüş ve mine yüzeyi açığa çıkarılmış bir örnek.....	48
Resim 21: Pleksiglass kalıbın tüm parçaları	49
Resim 22: Pleksiglass kalıbın alt parçası	49
Resim 23: Pleksiglass kalıbın üst parçalarından birinin yerleştirilmiş resmi	50
Resim 24: Pleksiglass kalıbın diğer üst parçasının yerleştirilmiş hali	50
Resim 25: Pleksiglass kalıba akril bloğun ve üst vida parçalarının yerleştirilmiş hali	51
Resim 26: Clinpro® uygulaması	51
Resim 27: Fuji Triage® uygulaması.....	52
Resim 28: Fissür örtücü uygulamaları sonrası ışık uygulaması.....	52
Resim 29: Clinpro® uygulanan bir örnek.....	53
Resim 30: Fuji Triage® uygulanan bir örnek.....	53

Resim 31: Universal Test Cihazı.....	54
Resim 32: Örneklerin Kırılması.....	55
Resim 33: Taramalı elektron mikroskobu (SEM).....	56
Resim 34: Farklı yüzey hazırlıkları sonrası minenin SEM görüntüleri	56
Resim 35: Lazer+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 0 skoru olan bir örnek	60
Resim 36: Lazer+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek	61
Resim 37: Lazer+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek	61
Resim 38: Lazer+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek	62
Resim 39: Lazer+asit+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 0 skoru olan bir örnek...	63
Resim 40: Lazer+asit+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek...	63
Resim 41: Lazer+asit+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek...	64
Resim 42: Lazer+asit+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek...	64
Resim 43: Lazer+asit+bond+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 0 skoru olan bir örnek.....	65
Resim 44: Lazer+asit+bond+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek.....	66
Resim 45: Lazer+asit+bond+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek.....	66
Resim 46: Lazer+bond+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 0 skoru olan bir örnek	67
Resim 47: Lazer+bond+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek	68
Resim 48: Lazer+bond+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek	68
Resim 49: Lazer+bond+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek	69
Resim 50: Asit+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 0 skoru olan bir örnek.....	70
Resim 51: Asit+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek.....	70
Resim 52: Asit+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek.....	71
Resim 53: Asit+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek.....	71
Resim 54: Asit+bond+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 0 skoru olan bir örnek...	72
Resim 55: Asit+bond+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek...	73
Resim 56: Asit+bond+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek...	73
Resim 57: Asit+bond+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek...	74
Resim 58: Bond+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 0 skoru olan bir örnek.....	75
Resim 59: Bond+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek.....	75
Resim 60: Bond+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek.....	76
Resim 61: Bond+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek.....	76

Resim 62: Lazer+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 0 skoru olan bir örnek	77
Resim 63: Lazer+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek	78
Resim 64: Lazer+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek	78
Resim 65: Lazer+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek	79
Resim 66: Lazer+bond+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek.....	80
Resim 67: Lazer+bond+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek.....	80
Resim 68: Lazer+bond+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek.....	81
Resim 69: Lazer+conditioner+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek	82
Resim 70: Lazer+conditioner+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek	82
Resim 71: Lazer+conditioner+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek	83
Resim 72: Lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 0 skoru olan bir örnek	84
Resim 73: Lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek	84
Resim 74: Lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek	85
Resim 75: Lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek	85
Resim 76: Conditioner+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek.....	86
Resim 77: Conditioner+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek.....	86
Resim 78: Conditioner+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek.....	87
Resim 79: Doğrudan Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek.....	87
Resim 80: Doğrudan Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek.....	88
Resim 81: Doğrudan Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek.....	88
Resim 82: Lazer + Clinpro® grubunda karışık tipte bir kırık	93

Resim 83: Lazer+asit+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda karışık tipte kırık	94
Resim 84: Resim 83'ün ortasındaki hattın yakın görüntüsü	95
Resim 85: Resim 84'ün yakın görüntüsü	95
Resim 86: Lazer+asit+bond+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda adeziv kopma	96
Resim 87: Resim 86'nın yakın görüntüsü	97
Resim 88: Resim 86'nın yakın görüntüsü	97
Resim 89: Lazer+bond+ <i>Clinpro</i> [®] grubuna ait karışık kopma görüntüsü.	98
Resim 90: Resim 89'un yakın görüntüsü	99
Resim 91: Resim 90'ın yakın görüntüsü	99
Resim 92: Asit+ <i>Clinpro</i> [®] grubunda karışık kırık tipi.	100
Resim 93: Resim 92'nin yakın görüntüsü	101
Resim 94: Asit+bond+ <i>Clinpro</i> [®] grubu.	102
Resim 95: Resim 94'ün yakın görüntüsü	102
Resim 96: Bond+ <i>Clinpro</i> [®] grubuna ait görüntü.	103
Resim 97: Resim 96'nın yakın görüntüsü	104
Resim 98: Lazer+ <i>Fuji Triage</i> [®] grubuna ait bir görüntü.....	105
Resim 99: Alt bölgede <i>Fuji Triage</i> [®] 'in gözlendiği karışık tipte kırık	105
Resim 100: Lazer+bond+ <i>Fuji Triage</i> [®] grubuna ait bir görüntü.	106
Resim 101: Lazer+ <i>Conditioner</i> + <i>Fuji Triage</i> [®] grubuna ait görüntü.....	107
Resim 102: Resim 101'in yakın görüntüsü	108
Resim 103: Lazer+ <i>conditioner</i> +bond+ <i>Fuji Triage</i> [®] grubuna ait görüntü.	109
Resim 104: Resim 103'ün yakın görüntüsü	109
Resim 105: <i>Conditioner</i> + <i>Fuji Triage</i> [®] grubuna ait görüntü	110
Resim 106: Doğrudan <i>Fuji Triage</i> [®] grubuna ait görüntü.....	111
Resim 107: Resim 106'nın yakın görüntüsü	111

Grafik Listesi

Grafik 1: Gruplara göre Mikrosızıntı Dağılım Yüzdesi	59
--	----



Kısaltmalar

Er:YAG.....	Erbiyum:yttrium-aluminum-garnet
Bis-GMA.....	Bisfenol A glisidil metakrilat
ADA.....	American Dişhekimliği Birliği
SEM.....	Taramalı elektron mikroskobu
ACP:.....	Amorf Kalsiyum Fosfat
I ¹³¹	İyot
Ca ⁴⁵	Kalsiyum
S ³⁵	Kükürt
Na ²²	Sodyum
C ¹⁴	Karbon
P ³²	Fosfor
Mn ⁵⁶	Manganez
CLSM.....	Konfokal lazer taramalı elektron mikroskobu
CO ₂	Karbondioksit
Nd:YAG.....	Neodymium:yttrium-aluminum-garnet
Ho:YAG.....	Holmium:yttrium-aluminum-garnet
Er,Cr:YSGG.....	Erbium,chromium:yttrium-selenium-gallium-garnet

1 GİRİŞ:

Diş çürüğü, son yıllarda prevalansında azalma olmasına rağmen günümüzde hala yaygın bir hastalık olarak görülmektedir(1). Bu nedenle modern dişhekimliğinin en çok ilgi gösterdiği alanlar; koruyucu uygulamalar, çürük riskinin azaltılması ve diş yapılarının korunması amaçlanan *non-invaziv* tekniklerdir (2).

Çürük lezyonunun en sık olarak pit ve okluzal yüzeylerdeki fissürlerde olduğu gösterilmiştir (3-5). Çürük gelişiminin fissür sisteminin morfolojisi ile yakından ilişkili olduğu bilinmektedir ve fissür sisteminin “çürüğe yatkın alan” olduğu konusunda bir fikir birliği sağlanmıştır (6). Fissürler, anatomileri dolayısı ile yiyecek artıkları ve bakteri retansiyonu için ideal bir alan oluşturmakla birlikte, mekanik olarak temizlenmesi zor alanlardır (7). Flor, antibakteriyel solüsyon ve vernikler gibi çürük önleyici uygulamaların etkileri daha çok düz yüzeylerde iken, okluzal çürükler problem olarak kalmaktadır (8). Pit ve fissürlerin örtülenmesinin, çürük gelişimini önlemede etkili bir yol olduğu ise artık bilinen bir gerçektir (9).

30 yıldan uzun süredir yaygın şekilde kullanılan fissür örtücülerin, okluzal yüzeylerde çürük oluşumunu önlemedeki etkileri kanıtlanmıştır (10-12). Fissür örtücü olarak en sık kullanılan malzeme rezin esaslı fissür örtücülerdir (11, 13, 14). Rezin esaslı fissür örtücüler, minenin asitlenmesi (dağlanması) sonucu oluşan retantif alanlara tutunarak, örtüleme esasına dayanır (15).

Fissürlerin örtülenmesinde rezin esaslı fissür örtücülerin yanı sıra cam polialkenoat siman esaslı örtücülerin de varlığı bilinmektedir. Henüz sürmekte olan ve yüksek çürük riski bulunan bireylerde izolasyonun sağlanamadığı durumlarda kullanım endikasyonları bulunan cam polialkenoat esaslı örtücüler, hidrofilik özellikleri dolayısıyla hidrofobik olan rezinlere bir alternatiftir (16). Rezin esaslı örtücülerle cam polialkenoat esaslı örtücülerin kıyaslandığı çalışmalarda mikrosızıntı açısından cam polialkenoat esaslı örtücülerin rezin esaslı örtücülere göre daha fazla sızıntıya sahip olduğu belirtilirken, başka bir çalışmada geleneksel rezin esaslı örtücülere göre daha yüksek sızıntı skorları göstermediği rapor edilmiştir (17-19). Bir meta-analizde ise klinik uygulamada hem rezin hem de cam polialkenoat esaslı örtücülerin uygun olabileceği belirtilmiştir (20).

Fissür örtücülerin başarısında mine ile örtücü materyal arasındaki adezyonun kalitesi örtücünün mikrosızıntısı ve retansiyonuna bağlıdır (21). Örtücü materyalin mineye retansiyonu için çeşitli konsantrasyonlarda fosforik asit ile mine yüzeyinde

mikropörözitelerin oluşturulması geleneksel olarak uygulanan bir yöntemdir (22) ve bu uygulama mine yüzey alanını arttırırken antibakteriyel etki de sağlar (23). Ancak asit uygulamasındaki izolasyon problemi ve teknik hassasiyet pürüzlendirme işlemine alternatif birtakım yöntemler aranmasına sebep olmuştur.

Ağrısız olması, vibrasyon ve ısı oluşturmaması ve izolasyon gerektirmemesi sebebiyle lazerler diş tedavilerinde ilgi alanı oluşturmıştır. Özellikle ağrısız olması ve anestezi gerektirmemesi avantajı ile pedodontik uygulamalar için gelecek vaat etmektedir. Bununla birlikte lazerle mine pürüzlendirmesi sonucunda minede düzensiz ve çatlak içeren retantif bir yüzey oluşturur ve bu durum adezyon için idealdir. Ek olarak lazerle pürüzlendirme sonrası oluşan mine yüzeyinin aside karşı dirençli olduğu ve çürüğe eğiliminin azaldığı bildirilmiştir (24, 25).

Diş sert dokularının pürüzlendirilmesinde lazerin etki mekanizması dokulardaki su içeriğinin ablasyonu ile gerçekleşmektedir. Lazer ışınının su ve hidroksiapatit tarafından en iyi şekilde absorbe edilebildiği dalga boyuna sahip olan Er:YAG lazerler diğer lazer tipleri ile kıyaslandığında mine ve dentinin kesilmesinde daha etkili bulunmuşlardır (26, 27). Erbiyum lazerlerin aynı zamanda kompozit rezin ve cam polialkenoat siman restorasyonlarının kaldırılması ile minenin pürüzlendirilmesinde de kullanılabileceği rapor edilmiştir (28).

Fissür örtücülerin retansiyonunu arttırmada pürüzlendirmeye ilaveten *bonding* ajanlarının kullanımı ile ilgili çeşitli çalışmalar yapılmıştır (29-31). Fissür örtücü uygulamadan önce *bonding* ajanı kullanımının retansiyonu arttırdığını belirten çalışmaların yanı sıra, retansiyona bir katkısının olmadığını savunan çalışmalar da vardır (16, 32, 33).

Bu çalışmada, Er:YAG lazer ve/veya konvansiyonel pürüzlendirme sonrası *bonding* ajanı uygulayarak veya uygulamayarak kullanılacak rezin ve cam polialkenoat esaslı iki farklı fissür örtücünün mikrosızıntı ve makaslama kuvvetlerine karşı bağ dayanımı sonuçlarının karşılaştırmalı değerlendirilmesi amaçlandı.

2 GENEL BİLGİLER

Diş çürüğü dünya çapında önemli bir sağlık sorunudur. Çürükten en çok dişlerin anatomik olarak pit ve fissürleri etkilenir. Bu alanlar çoğu zaman mine-dentin sınırına uzanan derinlikleri ile yiyecek artıkları ve mikroorganizmaların adezyonuna oldukça elverişli, temizlenmesi zor kısımlardır. Fissürlerin en derin bölgelerinin diş fırçası yardımıyla da temizlenmesi çok güç olduğundan çürükler büyük oranda bu bölgelerde meydana gelir (20). Flor, antibakteriyel ajanlar, remineralize edici ajanlar gibi farklı çürük önleyici uygulamaların ise etkisi daha çok düz yüzeylerde olup dişlerin okluzal yüzeylerinde fissürlerde meydana gelen çürüklerden korunmak için özel uygulamalara gereksinim vardır (34).

Yapılan çalışmalarda 1-3 yaş arasındaki çocukların yaklaşık üçte birinin süt molarlar bölgesinde okluzal çürük bulgusu ile tedavi gördükleri saptanırken, bu oranın sürekli dişlenme döneminde sürekli birinci molarları etkileyecek şekilde %65 düzeyine yükseldiği bildirilmektedir (35, 36). Waggoner ve arkadaşlarına göre tüm diş yüzey alanının % 12,5 kadar küçük bir bölümünü oluşturan okluzal yüzeylerde oluşan çürük yüzdesi toplam çürük insidansının üçte ikisine karşılık gelmektedir (37).

Okluzal çürüklerin önlenmesinde konservatif, ağrısız ve etkinliği kanıtlanmış olması dolayısı ile pits ve fissür örtücülerin kullanımı önerilmektedir (37, 38).

2.1 Pits ve Fissür Örtücüler

2.1.1 Pits ve Fissür Örtücülerin Tarihçesi

Okluzal bölgelerde çürük oluşma potansiyelinin yüksek olması göz önüne alınarak, çürük riskini en aza indirmek amacı ile bu bölgelerin özel birtakım ajanlarla kapatılması ve çürük yapıcı koşullardan uzaklaştırılmasına yönelik uygulanan materyallerden rezin esaslı fissür örtücülerin 1960 yılından itibaren koruyucu dişhekimliği programları içerisine katıldığı bilinmektedir (39).

İlk olarak 18. yüzyılda Hunter (40) tarafından gündeme getirilen bu teknik, 1895 yılında Wilson'un (41) uyguladığı pit ve fissürlerin siman ile doldurulması ve 1923 yılında Hyatt (42) tarafından önerilen koruyucu odontomi tekniği, 1926 yılında Bödecker (43) tarafından fissür eradikasyonu olarak modifiye edilmiştir. Daha sonraları aynı koruyucu amaca Klein ve Knutson (44) tarafından mine çözülebilirliğini azaltan gümüş nitrat gibi kimyasal bir madde kullanılarak ulaşması

hedeflenmiştir. Asitleme tekniği ile fissür örtücü uygulanmasına yönelik ilk klinik çalışma 1967 yılında Cueto ve Buonocore (45) tarafından yapılmış olup ilgili araştırmacılar fissür örtücü uygulamasını takiben geçen bir yıllık süreçte çürük gelişiminde %86,3'lük bir azalma gözlemlemişlerdir. Fissür örtücüler ile ilgili olarak yapılan ilk klinik çalışmalarda siyano-akrilat materyal kullanılmış olup, bunu birinci jenerasyon (ultraviyole ışık ile sertleşen), ikinci jenerasyon (bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis GMA) yapısında olup kendiliğinden polimerize olan) ve üçüncü jenerasyon (görünür ışıkla polimerize olan) fissür örtücüler izlemiştir (46).

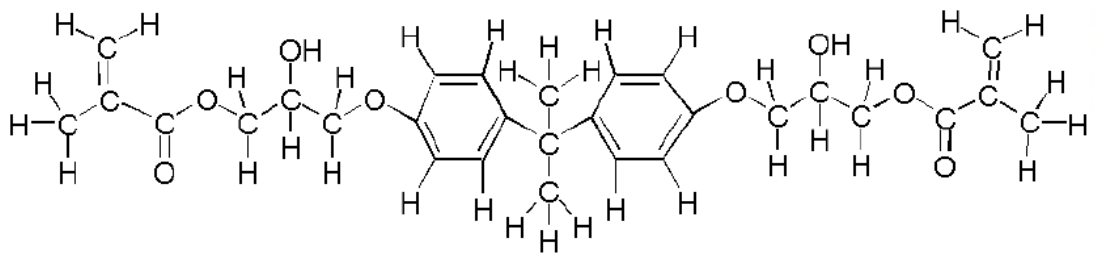
Amerikan Dişhekimliği Birliği'nin (ADA) 1971 yılında pits ve fissür örtücüleri koruyucu tedaviler arasında kabul etmesini takiben bu ajanlar pek çok ülkede posterior dişlerin çürükten korunması amacıyla kullanılmaya başlanmıştır (47).

Fissür örtücü uygulamalarının başlamasına yönelik olarak ilerleyen dönemde yapılan araştırmalara göre, molar dişlerin oklüzal yüzeylerinde çürüğe eğilim azalmış, bu durum da genel olarak oklüzal çürük prevalansında düşüşe sebep olmuştur (48, 49). Dolayısıyla fissür örtücü tedavisinin ekonomi ve sağlık açısından faydaları bu yeni çürük riski tablosu karşısında yeniden tanımlanmıştır. Güncel yaklaşım; fissür örtücülerin pit ve fissürlü dişlerin tümüne değil, yalnızca yüksek çürük riski taşıdığı düşünülen dişlere uygulanmasıdır (50).

2.1.2 Pits ve Fissür Örtücü Tipleri

2.1.2.1 Rezin Esaslı Fissür Örtücüler:

Rezin esaslı fissür örtücülerin içeriği bisfenol A-glisidil metakrilattır. Bis-GMA'nın kimyasal yapısı **Şekil 1**'de görülmektedir. Otopolimerize ve ışıkla polimerize olan iki tipi vardır. Işıklı polimerize olan tipinde önceleri ultraviyole ışık (dalga boyu 365 nanometre) kullanılmış olup daha sonraları görünür (mavi) ışık (dalga boyu 430-490 nm) kullanılmıştır (51).



Şekil 1: Bis-GMA'nın kimyasal yapısı

Rezin esaslı fissür örtücüler asitleme tekniğinin kullanımı ile mineye bağlanırlar. Çürük önleyici etkileri, fissürün daha derin bölgelerindeki mikrofloraya gıdaların sızıntısını önleyecek olan sıkı bir örtülemeye bağlıdır. Rezin esaslı örtücüler yalnız rezin, kompozit ya da poliasit modifiye kompozit reçineler (kompomer) olabilir ve polimerizasyonları kimyasal olarak ya da ışık ile gerçekleştirilebilir (52).

Kompozit rezin-bazlı fissür örtücülerin en büyük dezavantajı, bakteri penetrasyonuna neden olan ve restorasyonun başarısızlığına yol açan boşlukların oluşmasına neden olan polimerizasyon büzülmesidir (53, 54).

Kimyasal olarak polimerize olan rezin esaslı fissür örtücüler iki likit bileşenden oluşmaktadır. Normal prosedür metakrilat gruplarının polimerizasyonunu aktive etmek için likit bileşenlerin her birinden birer damlanın karıştırılmasıdır. Kimyasal olarak bu ürünler rezin *bonding* ajanlarla neredeyse aynı özelliklere sahiptir. Karıştırılan materyal okluzal yüzeydeki pürüzlendirilmiş mineye uygulanmakta, sertleşmesi birkaç dakika sürmektedir. Yüzey tabakası polimerizasyonun hava ile inhibisyonuna bağlı olarak yapışkandır ve genellikle alttaki tamamen sertleşmiş materyali açığa çıkarmak için uzaklaştırılır.

Fissür örtücü olarak kullanılan rezinlerin çoğu doldurucu partikülleri içermemektedir. Bu durum fissür örtücünün fissürün daha dar ve derin bölgelerine doğru daha rahat şekilde akarak bu bölgeleri de örtüleyebilmesine olanak sağlar. Doldurucu içeren fissür örtücülerin *in vitro* şartlarda abrazyona daha dirençli olduğu gösterilmiş olmasına rağmen bu sonuç *in vivo* çalışmalarla doğrulanmamıştır (55). Ayrıca fissürlere penetrasyonunun ve retansiyonunun doldurucusuz fissür örtücülere benzer olduğunu rapor eden bir çalışma da mevcuttur (56).

2.1.2.2 Flor İçeren Fissür Örtücüler:

Fissür örtücülerin geliştirilmesinde flor içeren fissür örtücüler gündeme gelmiştir. Fissür örtücülerin flor içermesi her ne kadar bir avantaj gibi görünse de bu içeriğin faydasını rapor eden bir klinik çalışma bulunmamaktadır. Cam polialkenoat gibi diğer dental materyallerle kıyaslandığında, Bis-GMA ya da rezin esaslı fissür örtücüler içerisine flor ilave edilmesi, flor miktarı ve salınımının son derece düşük olması ile sonuçlanmıştır (57). Flor ilavesinin klinik faydası henüz kanıtlanmamış olsa da fissür örtücülere flor ilave edilmesinin retansiyona zararlı bir etkisinin

olmaması nedeniyle flor içerikli fissür örtücülerin kullanılması uygun bulunmuştur, ancak florun ilave bir çürük önleyici avantaj getirdiği bildirilmemiştir (58).

2.1.2.3 Cam Polialkenoat Esaslı Fissür Örtücüler:

1980'li yılların sonlarında kimyasal olarak aktive olan geleneksel cam polialkenoat simanların mine ve dentine adezyon özellikleri ve flor salınımlarından dolayı fissür örtücü olarak kullanımları gündeme gelmiştir (59, 60). Cam polialkenoat simanın klinik avantajlarından biri, asitle pürüzlendirmeye gerek olmaksızın mine ve dentine kimyasal olarak bağlanması (61) ve neme daha az hassas olmasıdır (52). Özellikle nem kontrolünün sağlanmasının zor olduğu vakalarda çevresindeki mine dokusuna aktif flor salınımı ile cam polialkenoat simanlar, fissür örtücü sistemlere bir alternatif olmuştur (62).

Cam polialkenoat ve rezin modifiye cam polialkenoatların fissür örtücü olarak kullanımları ile ilgili çalışmalar, bu materyallerin rezin esaslı olanlara göre anlamlı ölçüde daha düşük retansiyon oranları olduğunu göstermiştir (63-65). Bununla birlikte çeşitli çalışmalar makroskopik olarak kayıplar olduktan sonra da cam polialkenoatların karyostatik etkilerinin devam ettiğini ve bu etkinin mine yüzeyi üzerindeki artmış flor seviyesi kadar cam polialkenoatın artıklarından da kaynaklı olabileceğini rapor etmişlerdir (66-70).

Cam polialkenoat simanların kullanımı izolasyon probleminin sorun olduğu sürmekte olan dişlerde ve özellikle yüksek çürük riskine sahip bireylerde önerilmiştir (71). Bu durumda cam polialkenoat simanlar geleneksel fissür örtücülerden daha iyi bir flor aracı olarak düşünülebilirler.

Cam polialkenoat simanlar, *in vivo* ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) çalışmalarında zaman içerisinde mine-benzeri yapılar gibi gözlenmişlerdir (72). Bu durum sonucunda cam karbomer adı verilen yeni bir cam polialkenoat esaslı materyal geliştirilmiştir. Nano boyuttaki toz partikülleri arasına floroapatit eklenmiş ve üretici firma materyalin klinik performansının mükemmel olacağını ileri sürmüştür. Fakat yapılan bir çalışmanın sonuçlarına göre cam karbomer esaslı fissür örtücülerin rezin ve yüksek viskoziteli cam polialkenoat örtücülere göre daha zayıf retansiyon gösterdiği saptanmıştır (73).

2.1.2.4 Poliasit Modifiye Kompozit Reçineler (Kompomerler):

Poliasit modifiye kompozit reçineler, cam polialkenoat simanların flor salınımı ve rezinlerin mekanik-estetik avantajlarının sağlanmasına yönelik bu materyallerin

kombine edilmesiyle geliştirilmişlerdir. Güncel olarak hem *in vivo* hem de *in vitro* çalışmalarla geniş çapta araştırılmaktadırlar (74, 75). Distile su içindeki flor salınım miktarları cam polialkenoat simanlardan daha azdır (74, 76). Güngör ve ark. (77), poliasit modifiye kompozit reçine esaslı fissür örtücülerin rezin esaslı fissür örtücülerle benzer retansiyon oranlarına sahip olduklarını rapor ederken, Ram ve ark.(78) ise poliasit modifiye kompozit reçine esaslı fissür örtücülerde bu oranın rezin esaslılara göre daha düşük olduğunu rapor etmişlerdir. Başka bir çalışmada, üç yıllık klinik sonuçları değerlendirilmiş olup rezin esaslı fissür örtücülerle kıyaslanabilir oldukları rapor edilmiştir (79).

2.1.2.5 Akışkan Kompozitler:

Formülasyonlarının geleneksel rezin esaslı fissür örtücülere oldukça benzemesinin yanı sıra fiziksel ve mekanik özelliklerinin daha iyi olması dolayısıyla akışkan rezin kompozitlerin pits ve fissür örtücü olarak kullanımı önerilmiştir (80). Hem *in vivo* hem de *in vitro* çalışmalarda, retansiyon oranları, mikrosızıntı performansları ve mikrokerilim bağ dayanımları değerlendirilmiş olup rezin esaslı örtücülerle kıyaslanabilir oldukları gösterilmiştir (81, 82).

2.1.2.6 Amorf Kalsiyum Fosfat (ACP) İçerikli Fissür Örtücüler:

Kalsiyum fosfat salınımı yapan ajanların, asidin nötralize edilmesi ve pH'ın tamponlanmasını sağladıkları bilinmektedir. Son 10 yılda kalsiyum fosfat salınımı kapasitesi olan ACP içerikli fissür örtücüler geliştirilmiş olup günümüzde marketlerde ulaşılabilir durumdadır (83). ACP ve/veya flor içeren fissür örtücülerin oral koşullarda remineralize edici kapasitelerinin araştırıldığı *in situ* bir çalışmada mikrosertlik ile flor, kalsiyum ve fosfor analizleri yapılmış olup materyaller arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir (84). Farklı fissür örtücülerin mikrosızıntı ve retansiyonlarının araştırıldığı bir başka çalışmada ise, ACP içerikli fissür örtücünün diğer örtücülere oranla daha yüksek retansiyon ve daha düşük mikrosızıntı değerlerine sahip olduğu rapor edilmiştir (85).

Kimyasal özelliklerinin yanı sıra görünüş özelliklerine göre fissür örtücülerin şeffaf, opak ve renkli tipte olanları vardır. Materyalin takip sürelerinde kaybının anlaşılabilirliği açısından opak ya da renkli fissür örtücüler daha çok tercih edilmektedir (21).

2.1.3 Pits ve Fissür Örtücülerin Endikasyonları, Avantaj ve Dezavantajları

Yakın zamandaki en son Cochrane derlemelerinde, çürüğün önlenmesinde fissür örtücüler ya da flor verniklerinden hangisinin daha etkili olduğunu belirlemede 2004 ve 2006 yıllarındaki derlemelerin yetersiz olduğu sonucuna ulaşılmış olsa da, okluzal çürüklerin önlenmesinde pits ve fissür örtücülerin flor verniklerine göre daha iyi oldukları hakkında birtakım kanıtlar da bulunmuştur (86, 87).

2008’de yapılan yeni bir Cochrane derlemesi ile fissür örtücülerin endikasyonları hakkında çeşitli yaklaşımlar önerilmiştir. Derlemeye göre, literatür çocuklarda molar dişler sürdükten sonra fissür örtücülerin kullanımını güçlü şekilde önermektedir. Derlemeye göre 2 risk faktörü değerlendirilmelidir. Birincisi geçmişteki çürük deneyimidir; daha fazla çürük oluşumuna yatkınlık önceki dmfs/DMFS skorları ile doğru orantılıdır. İkincisi ise pit ve fissürlerin morfolojisidir; derin pit ve fissürleri olan çocuklar diş çürüğü açısından daha yüksek riske sahiptir. Araştırmacılar sürekli molarlar sürdükten sonraki ilk 4 yıl içerisinde maturasyonlarını tamamlamadıkları için diş çürüğü için daha yüksek riskin bulunduğunu da belirtmişlerdir (88).

EAPD’nin 2004 yılında yayınlanan klavuzuna göre fissür örtücü endikasyonlarında hasta ve diş seçimi şu şekildedir (52):

1. Medikal, fiziksel ya da entelektüel bozukluğu olan çocuk ya da genç hastalar: Tüm süt ve daimi dişlerde, özellikle hastanın sistemik durumunu riske atacak diş hastalıkları ya da diş tedavisi ihtiyacı varsa, çürüğe yatkın tüm alanlara fissür örtücü uygulaması düşünülmelidir.
2. Akut çürük aktivitesi bulguları olan çocuk ya da genç hastalar: Daimi molarların bukkal fissürlerini de içerecek şekilde çürüğe yatkın tüm alanlara pits ve fissür örtücü uygulaması düşünülmelidir.
3. Çürük aktivitesi bulgusu olmayan çocuk ya da genç hastalar: Yalnız derin fissürler (fazla plak tutunmasına sebep olan) ve potansiyel olarak çürüğe yatkın alanların örtülenmesi düşünülmelidir (89).

Fissür örtücülere yönelik önerilerin bulunduğu bir derlemede, fissür örtücüler hakkında şu öneriler bulunmaktadır (88):

1. Fissür örtücüler kavitasyon olmayan tüm sürekli molar dişlere uygulanmalıdır (Örneğin, çürüksüz, derin pit ve fissürler veya renklenmiş fissürleri olan daimi molar dişler).
2. Tam sürmemiş dişlere ya da kavitasyonun olduğu çürük dişlere uygulanmamalıdır.
3. Çürüğe yatkın (çürük hikayesi olan) çocukların süt molar dişleri örtülenmelidir.
4. Erüpsiyondan sonraki 4 yıl içinde birinci ve ikinci sürekli molar dişler örtülenmelidir.
5. Daha iyi retansiyon kapasitesi olan cam polialkenoat simanlar geliştirilene kadar rezin esaslı örtücüler tercih edilmelidir.
6. Fissür örtücüler, çürük riski değerlendirmesi temel alınarak bütün koruma stratejisinin bir parçası olarak uygulanmalıdır.

Fissür örtücülerin çürük oluşmadan önce uygulanmaları ve dolayısıyla ağrısız ve uygulama sürelerinin kısa olması, anestezi gereksinimi olmaması gibi avantajlar koruyucu dişhekimliği uygulamaları arasında fissür örtücülerin yerini güçlendirirken; mineye uzun dönem retansiyonlarının zayıf olması, nem kontrolünün güçlüğü, kontrol ve kayıp durumlarda tamir gerekliliği, teşhis edilemeyen çürüğün yanlışlıkla örtülme riski ve ekonomik nedenler gibi çeşitli dezavantajları da bulunmaktadır (90-92).

Fissür örtücülerin başarısındaki en önemli faktörlerin retansiyon, mikrosızıntı, yüzey temizliği, preparasyon ve materyalin viskozitesi olduğuna dair bilgiler son yıllardaki çalışmalarda rapor edilmiştir (93).

2.1.4 Pits ve Fissür Örtücülerde Retansiyon

Rezin esaslı fissür örtücülerin, fissür örtücü olarak kullanılan diğer pek çok materyale göre retansiyonunun daha fazla olduğu bilinse de hangi materyalin seçileceğine nem kontrolü temel alınarak karar verilmelidir. Nem kontrolünün zor olduğu yeni sürmüş ya da sürmekte olan dişlerde rezin esaslı örtücülerin kullanımı retansiyonu azaltacağı için cam polialkenoat esaslı örtücülerin kullanılması önerilmiştir (52).

Fissür örtücülerde retansiyonun artırılması için etkin izolasyon, rezin esaslı örtücülerin kullanılması, fissür örtücülerin dişler tam sürdükten sonra uygulanması

ve uygulayıcı teknik ve protokollerinin iyi olması gerektiği savunulmaktadır (88). Retansiyonun arttırılması için kullanılan diğer yöntemler; *bonding* ajanlarının kullanımı, akışkan rezin kullanımı, bir adeziv ile yüzey hazırlığı ve fosforik asit jelleri ile fissür preparasyonunu takiben air-abrazyondur (32, 94-96).

Bu tekniklerin yanı sıra fissür örtücü uygulaması öncesi invaziv preparasyonun da retansiyonu arttırdığını belirten araştırmacılar, invaziv preparasyonun aynı zamanda tespit edilemeyen çürükler açısından da fayda sağladığını rapor etmişlerdir (97). İnvaziv tekniğin kullanımıyla fissür örtücünün retansiyonunun artarak mikrosızıntının azaldığı da bildirilmiştir (98). Bununla birlikte sağlam mine dokusunun fissürlerin genişletilmesi amacıyla kaldırılmasının ek bir fayda sağlamadığını savunan daha güncel çalışmalar da mevcuttur (99). İnvaziv preparasyon tekniği dişlerin tekrar eden restorasyon döngüsüne girmesine sebep olabilmektedir. Bu konudaki güncel yaklaşıma göre uygun bağlanmanın sağlanması için fissürlerdeki organik debrisin uzaklaştırılmasının yeterli olduğu, sağlam mine dokusunun kaldırılmasının gerekli bir işlem olmadığı belirtilmiştir (52).

Restorasyonların retansiyonlarının değerlendirilmesinde gerilim ve makaslama kuvvetlerine karşı bağ dayanımı testleri uygulanabilir (100).

2.1.4.1 Bağ Dayanımı Testleri

Pits ve fissür örtücülerin başarısında günümüze kadar birincil etken olarak kabul gören retansiyon ile ilgili olarak, dişin erüpsiyon düzeyi, uygulamada kullanılan teknik ve dikkatli uygulamanın önemli faktörler olduğu belirtilmiştir (90, 101).

Bağ dayanımı testleri restoratif materyallerin mine ya da dentin gibi diş dokularına bağlanma kuvvetlerini ölçmek, kıyaslamak ve bağlanma yeteneklerini değerlendirmek amacıyla yapılan *in vitro* testlerdir (20, 93).

İdeal bağ dayanımı testi öncelikle kolay uygulanabilir (tekniğe karşı düşük hassasiyetli) ve hızlı yapılabilir olmalıdır.

Genel olarak, laboratuvar testlerinin avantajları arasında (102):

- 1) Belirli bir özelliğe yönelik veri elde edilmesinin kolay olması
- 2) Diğer tüm değişkenleri sabit tutarak belirli bir parametrenin ölçülebilmesi

- 3) Yeni bir materyal ya da tekniğin performansının mevcut altın standartla direkt olarak kıyaslanabilmesi
- 4) Bir çalışma içinde belli sınırlamalarla pek çok deney grubunun eş zamanlı test edilebilmesi
- 5) Sıklıkla sade ve ucuz test protokolleri ya da enstrümanların kullanılabilmesi sayılabilir.

Laboratuvar testinin en son amacı, olası klinik sonucun öngörülebileceği verinin elde edilmesi olmalıdır (102).

Mine ve dentine bağlanma ölçümleri için günümüzde farklı yöntemler kullanılmaktadır (100). Bağ dayanımı temel olarak bağlanma alanının büyüklüğüne bağlı şekilde, bir makro ya da mikro-test düzeneği kullanılmak suretiyle statik olarak ölçülebilir. Makro bağ dayanımı testi “makaslama”, “gerilim” ya da “çekme” protokolü kullanılarak ölçülebilir (102).

Bağlanma kuvvetine ek olarak bağlanma başarısızlığı tipi de belirlenmekte ve genellikle bu durum daha önemli bir parametre olarak görülmektedir. Başarısızlık tipleri:

- ✓ Adeziv başarısızlık: Restorasyon-diş dokusu arasında,
- ✓ Koheziv başarısızlık: Restorasyon ya da diş dokusu içerisinde,
- ✓ Karışık başarısızlık: Kısmen adeziv, kısmen koheziv başarısızlıktır. Bağ dayanımı kuvveti değeri, başarısızlık tipi belirtilmediği takdirde genel olarak anlamlı kabul edilmemektedir (103).

2.1.4.1.1 Makro-makaslama

Makaslama bağ dayanımı testleri içerisinde en sık kullanılan tekniktir; bağ dayanımı ile ilgili bilimsel makalelerin %26’sında kullanılmıştır (100). Ortalama bağ dayanımı ile başarısızlık tipi arasında güçlü bir ilişki bulunmuştur. Bağ dayanımı ne kadar yüksekse adeziv başarısızlık tipi oranı da o kadar yüksektir (102).

Materyallerin en iyi performansları hakkındaki araştırmalarda makaslama kuvvetlerine karşı bağ dayanımı testi, materyallerin pit ve fissürlere retansiyon derecelerinin belirlenmesinde önemli bir testtir (104, 105). Düşük makaslama bağ dayanımı uygun olmayan bağlanma ve diş ile restorasyon arasındaki boşluklarla

ilişkilidir. Bu boşluklar bakteriyel infiltrasyona, post-operatif pulpal inflamasyona ve mikrosızıntıya sebep olabilir (106).

2.1.4.1.2 Makro-gerilme/Çekme

Seramik ve metal alaşımlar gibi sert materyallerle simanların bağ dayanımı ölçmek dışında popülerliği daha az olan bir yaklaşımdır (107, 108). Bununla birlikte, hiçbir zaman evrensel bir bağ dayanımı test yöntemi olarak kabul edilmemiştir. Bunun sebebi de büyük olasılıkla zaman alıcı ve yorucu örnek hazırlama sürecidir. Ancak bu yöntem kök kanallarına yapıştırılan postların retansiyonlarının test edilmesinde oldukça kullanışlı bir yöntemdir (109, 110).

2.1.4.1.3 Mikro-gerilme

1994 yılında Sano ve arkadaşları tarafından mikro-gerilme bağ dayanımı testinin geliştirilmesiyle mikro-bağlanma testleri yaygın ve tipik olarak gerilme tipinde ölçülmektedir (111). Test edilen bağlanma alanı makro testlere kıyasla çok daha küçüktür (1 mm² ve daha küçük). *Bonding* prosedürü sonrası örneklerin hazırlanması ve mikro-örneklerin asıl preparasyonları gerekmektedir. Bu da daha zahmetli ve tekniğe hassas bir durumdur. Bununla birlikte dişlerin daha ekonomik kullanılması (bir diştten pek çok örnek elde edilebilir), bölgesel farklılıkların daha kolay kontrolü, doğru yüzeye daha iyi stres dağılımı gibi pek çok avantajı da vardır (111, 112).

2.1.4.1.4 Mikro-makaslama

Tek bir diştten olabildiğince çok örnek elde etmek için, 2002 yılında mikro-makaslama bağ dayanımı testi geliştirilmiştir (113). Bu test, diş başına pek çok örneğin test edilmesi ile manipülasyonu kolaylaştırmaktadır. Tipik çapı 0,7 mm olan oldukça ince materyal yapısına (silindir) karşılık göreceli olarak kalın adeziv tabakası dolayısıyla, bükülme, değişken ve düzensiz kuvvet yükleme durumları ile sonuçlanabilir. Bu düzensiz stres dağılımından sıklıkla makro-makaslama testiyle kıyaslanırken bahsedilmektedir. Temel olarak bu yetersizliklerinden dolayı, son zamanlardaki bağ dayanımı çalışmalarının yalnız %7'si bu protokolü kullanmıştır (114, 115).

2.1.5 Pits ve Fissür Örtücülerde Mikrosızıntı Testleri

Pits ve fissür örtücüler için önemli bir sorun olan mikrosızıntı, materyal ile mine yüzeyi arasından bakteri, sıvı, molekül, enzim, asit ve iyonların mikroskobik

geçişî şeklinde tanımlanır (116). Materyalin mineye adezyonu kötü olduğunda, fissür örtücünün başarısı olumsuz yönde etkilenecek materyalin altında çürük oluşumu gerçekleşebilmektedir (101).

Mikrosızıntının azaltılması için kullanılan yöntemler, asitle mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi, *bonding* ajanlarının kullanımı, air abrazyon ve air abrazyonun asitle pürüzlendirme ile birlikte kullanımını içermektedir (32, 50, 60, 101, 117, 118).

Sızıntı çalışmaları *in vivo* ve *in vitro* olarak yapılmaktadır ve daha çok *in vitro* çalışmalar kullanılmaktadır. *In vitro* çalışmalar, ağız ortamını taklit etmeye çalışan bir model yöntemi ile sadece materyalin davranışının test edildiği, model kullanılmayan yöntem şeklinde iki kategoriye ayrılmaktadır (119). Araştırmacılar, kenar sızıntısı çalışmalarında dişlerin seçilmesi, kavite hazırlama şekli, kullanılan materyal ve restorasyon şekli, örnek hazırlama ve test edilmesi arasında geçen süre ve örneklerin bekletilme şekli ile termal siklus işlemleri gibi nedenlerden dolayı sonuçları birbirleriyle kıyaslamamanın oldukça zor olduğunu, çünkü deney sırasında yapılan işlemlerin bir çoğunun sonuçları etkilediğini bildirmişlerdir (120-122).

Restorasyonların kaviteyi örtüleme özelliklerini, kenar uyumlarını, diş-restorasyon arasında oluşabilecek geçirgenliğin derecesini belirlemek için pek çok yöntemden yararlanılmaktadır (119, 123, 124). Bu yöntemler:

- 1- Boya penetrasyon testleri,
- 2- Radyoizotoplar,
- 3- Kimyasal ajanlar,
- 4- Bakteriyel çalışmalar,
- 5- Hava basıncı yöntemi,
- 6- Nötron aktivasyon analizi,
- 7- Elektro-kimyasal çalışmalar,
- 8- Mikroskobik inceleme yöntemleridir.

Bunlar arasında en basit ve sıklıkla tercih edilen yöntem boya penetrasyon yöntemidir (119, 125).

2.1.5.1 Boya Penetrasyon Yöntemi:

Mikrosızıntının belirlenmesinde organik boyaların kullanılması en eski yöntemlerden olup kolay ve ucuz olduğu için en çok tercih edilenidir (119, 126). Bu teknik; çekilmiş ve restore edilmiş bir dişin apeksinin tıkanarak restorasyon dışında kalan tüm yüzeyinin bir cila veya mum ile kaplanmasından sonra belirli bir süre boya

solüsyonu içinde bekletilmesi temeline dayanmaktadır. Daha sonra örneklerin kesitleri alınarak diş sert dokusu ile restorasyon arayüzüne sızan boya miktarı mikroskop altında incelenerek skorlanır (119, 127-129). Kullanılan boyalar solüsyon ya da farklı boyutlarda partiküller içeren süspansiyonlar şeklindedir. Çoğunlukla kullanılan boyalar, bazik fuksin, metilen mavisi, kristal viyole ve anilin mavisidir. Bu boyaların yapısındaki parçacıkların çapının, dentin kanallarının ortalama 1-4 mikrometre (μm) olan iç çapından daha küçük olması gerekmektedir (119).

Ekonomik ve kolay temin edilebilir olması, kullanılan boyaların toksik olmaması, hızlı ve direkt ölçümlere olanak tanınması bu yöntemi diğer yöntemlerden üstün kılmaktadır (130). Ancak sızıntı tespitinin belirlenmesinde hatalı yorumlara neden olmamak için, sonuçların güvenilirliği açısından birden fazla araştırmacı tarafından değerlendirme yapılması gerektiği bildirilmiştir (119). Sızıntı araştırmalarında boya penetrasyonu ile kenar sızıntısının saptanmasında genellikle basamaklı olarak artan skalalar kullanılmaktadır (131-133).

2.1.5.2 Radyoizotopların Kullanılması

Mikrosızıntı belirleme yöntemlerinden bir diğeri radyoaktif izotop kullanılmasıdır ve boya penetrasyon yönteminden sonra en çok kullanılan yöntemlerdendir (130). Restorasyon materyali ile diş dokusu arasından geçen radyoizotopların otoradyograflarda gösterilmesi tekniğidir. Diş üzerinde restore edilmiş alan dışındaki bölgeler gerektiği gibi örtüldükten sonra radyoaktif solüsyon içerisinde belirli bir süre bekletilir ve yıkanıp kurutulduktan sonra uzunlamasına kesilerek röntgen filmi üzerine bırakılır. Otoradyografi sonucunda izotopun gözlendiği alana göre mikrosızıntı belirlenir (123, 124). En sık kullanılan izotoplar; iyot (I^{131}), kalsiyum (Ca^{45}), kükürt (S^{35}), sodyum (Na^{22}), karbon (C^{14}), fosfor (P^{32}) radyoizotoplarıdır (119, 130). Mikrosızıntı belirlemede radyoizotopların kullanımı ile daha duyarlı çalışmalar yapılabilmektedir. İzotop molekülleri boyalara göre daha derinlere nüfuz edebilirler ve otoradyograflarla da çok az sayıdaki izotoplar saptanabilir. Bu sayede en az düzeyde oluşan sızıntı dahi saptanabilir (134). Ayrıca bu yöntemle kalıcı kayıtlar elde edilerek saklanabilmektedir (119). Tekniğin pahalı ve kompleks olmasının yanı sıra dişin sert dokularında mevcut kalsiyum iyonu ile izotop solüsyonu arasında pasif iyon alışverişi olabileceği ve kenar aralığının daha az tespit edileceği de bildirilmiştir (119, 135). Bu tip araştırmalar profesyonel şekilde

çalışmayı gerektirir ve çalışma esnasında radyoaktif maddeye elle dokunulmamalı, özel tutma yöntemi kullanılmalıdır (136).

2.1.5.3 Kimyasal Ajanların Kullanılması

Bu yöntemde, radyoaktif olmayan renksiz, iki komponentli kimyasal boyayıcılar kullanılır. Her iki komponentin kimyasal olarak reaksiyona girmeleri sonucu diş-restorasyon ara yüzeyine çökmesi ve çökeltinin fotoğrafının alınması ile kenar sızıntısının görüntülenmesi esasına dayanır. Kullanılan her iki kimyasal ajanın da penetrasyon yeteneğine sahip olması gerekmektedir. Yalnızca birinin küçük molekülü olması ve penetrasyonu ile görüntü elde edilebilmesi, dolayısıyla kenar sızıntısının tespiti olanaksızdır (119). Sızıntının tespit edilmesinde gümüş tuzlarının kullanılması en çok tercih edilen yöntemdir. Bunlardan %50'lik gümüş nitrat tuzları sıklıkla kullanılmaktadır (123, 137). Bir bakteri ile kıyaslandığında gümüş iyonunun çok daha küçük boyutta olması, oluşan aralıklara kolayca sızabilmesini sağlamaktadır. Bu nedenle yöntemin duyarlı bir test yöntemi olduğu, objektif ölçüm sağladığı ve kantitatif veriler elde edilebilmesine olanak sağladığı bildirilmiştir (123). Bu yöntemde kullanılan kimyasal ajanların radyoaktif olmamaları bir avantaj olarak nitelendirilirken sonuçların subjektif olarak yorumlanması tekniğin güvenilirliğini olumsuz olarak etkilemektedir. Ayrıca gümüş nitrat kullanıldığında amalgam restorasyonlarda, gümüş iyonlarının amalgam bileşenleriyle reaksiyona girerek oluşan aralık boyunca yayılamadığı, cam polialkenoat restorasyonlarda ise restorasyonun gümüş iyonlarını yapısına alarak kendisinin boyanmasının dezavantaj oluşturduğu bildirilmiştir (119, 138).

2.1.5.4 Bakteriyel Yöntemler

Mikrosızıntı çalışmalarında bakteri kullanılması, restore edilmiş dişlerin bakteri kültürü içerisine daldırılması ve diş-restorasyon ara yüzeyinde bakteri üremesi olup olmadığının araştırılması esasına dayanan bir yöntemdir. Bakteriler özel yöntemlerle boyandıktan sonra sızıntının derecesi belirlenir (119, 123). Bu yöntemde kullanılacak bakteriyi seçerken laboratuvarında çalışmanın kolay olmasına ve ağız içi bölgeden izole edilebilmesine dikkat edilmesi gerektiği bildirilmiştir (119, 123). Yöntemin en büyük dezavantajı elde edilen sonuçların kalitatif olmasıdır (119, 123). *S. Sangius*, *S. Epidermidis*, *S. Mutans* ve *P. Floresans* gibi bakteriler sıklıkla kullanılan bakteri türleridir (119).

2.1.5.5 Hava Basıncı Yöntemi

Sızıntı çalışmalarında eskiden beri kullanılan bu yöntem, belli bir düzenek aracılığıyla basınçlı havanın diş, kök kanalına ve pulpa odasına gönderilmesi ve statik sistem içerisinde kaybolan basıncın ölçülmesi ile sızıntının saptanması esasına dayanan bir yöntemdir (119, 139). Diğer bir teknikte ise restore edilmiş dişler, kökleri dışarıda kalacak şekilde su içerisine daldırılır. Kök kanalları ve pulpa odasına hava basıncı uygulanarak su içerisindeki restorasyonun kenarlarından çıkan hava kabarcıkları gözlenir. Hava kabarcıklarının çıkması da kenar uyumsuzluğunun belirtisi olarak değerlendirilir (119, 123, 124). Dişlerin kenar bütünlüğünü bozmadığı ve tekrar edilebilirliği avantaj olarak belirtilmesine karşın gerçek klinik durumu yansıtmaması dezavantajını oluşturmaktadır (119, 123, 138).

2.1.5.6 Nötron Aktivasyon Analizi

Mikrosızıntının *in vivo* ve *in vitro* ölçülebilmesine olanak sağlayan bir yöntemdir. Restorasyon kenarına radyoaktif olmayan Manganez (Mn^{56}) gibi bir kimyasal işaretleyici yerleştirilip kenarlarından sızması sağlandıktan sonra örneklerin nükleer bir reaktörün çekirdeğine yerleştirilerek Mn^{56} ile bombardımana uğratılıp her bir dişin aldığı Mn^{56} miktarı ölçülerek mikrosızıntının belirlenmesi yöntemidir (119, 123, 124, 140). Bu teknik kullanılarak elde edilen sonuçların kantitatif olduğu bildirilmesine karşın, pahalı ve karmaşık bir uygulama olduğu ve restorasyonun hangi noktada sızdığını ya da restorasyon kenarları dışında nereden Mn^{56} emilimi olduğunu göstermediği bildirilmiştir (123, 140).

2.1.5.7 Elektrokimyasal Yöntemler

Bu yöntemde ana prensip, restorasyonun tabanı ile temas edecek şekilde elektrot görevi görececek bir levha yerleştirildikten sonra restorasyonun tamamlanarak dişin tamamen izole edilip elektrolit banyosuna daldırılarak dışarıda bulunan bir güç kaynağına bağlandığında varsa kenar aralığından geçen akımın ölçülmesi esasına dayanmaktadır (122, 123). Elektrik akımındaki herhangi bir sapma restorasyon ara yüzeyinde bir aralık oluştuğunu göstermektedir. Metalik restorasyonlarda kullanımı uygun olmayan bir tekniktir (122, 123).

2.1.5.8 Mikroskopik İnceleme Yöntemleri

Araştırmacıların çoğu restorasyon materyallerindeki sızıntıyı farklı yöntemlerle inceledikten sonra kavite kenarlarında elde ettikleri bulguları değerlendirmek için mikroskopik analiz yöntemini kullanmaktadırlar.

a) Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM): Bu yöntemle, iki yüzey arasındaki mevcut boşluğu ölçmek mümkündür. Aynı zamanda restoratif materyallerin özelliklerini de tanımlayabilmek olasıdır. Diğer sızıntı yöntemleriyle beraber kullanıldığında sonuçların karşılaştırılması ve yorumlanmasında yarar sağlayabilmektedir (119, 141, 142).

b) Konfokal lazer taramalı elektron mikroskobu (CLSM): Florasan boyalar (Rhodamin) kullanılarak işaretleme yapan elektron mikroskop tekniğidir (143). Taramalı elektron mikroskobundan farklı olarak lazer taramalı elektron mikroskobunda ıslak yapıdaki örneklerin incelenebilmesi de mümkündür (144).

2.1.6 Termal ve Mekanik Siklus Yöntemi

Mikrosızıntı ve restorasyonların kenar uyumunun belirlenmesi ile ilgili çalışmalarda termal ve mekanik testlerin uygulanması sık kullanılan bir yöntemdir. Klinik koşulları taklit etmek amacıyla *in-vitro* koşullarda restorasyonlara termal ve/veya okluzal kuvvetlerin uygulanması şeklinde gerçekleştirilir. Mikrosızıntıya mekanik değişikliklerin etkisi termal sıklusa oranla daha azdır (145).

Termal sıklusta ağızdaki sıcak-soğuk döngüsü ve ısı değişimleri *in-vitro* koşullarda taklit edilerek, diş sert dokuları ve restorasyon arasındaki termal genleşme katsayılarının farkı ortaya çıkar (119).

Restoratif materyal ve diş yapısının termal genleşme katsayılarının farklı olmasına bağlı olarak, dişte ve materyalde ayrı ayrı gerçekleşen genleşme ve büzülme, mikrosızıntıda artmaya sebep olur. Fissür örtücünün retansiyon oranı da direkt olarak materyal ile minenin arasındaki mikromekanik bağlanma alanı ile ilişkilidir. Bu yüzden fissür örtücünün performansı, bağ dayanımı ve gerçekleşen mikrosızıntıdan etkilenir (146).

Fissür örtücü-mine arayüzünde mikrosızıntı gerçekleşirse, çürük, post-operatif hassasiyet, pulpal hassasiyet ve materyalin kaybı gibi durumlar gerçekleşebileceği belirtilmiştir (147). Bu yüzden, fissür örtücü uygulaması öncesi mine yüzeyinin

hazırlanmasındaki her bir teknik; uygun bir örtücülüğü sağlayabilirliği açısından önemli olup, örtücü ile mine arasında yeterli bağ dayanımı sağlamalıdır (148).

2.1.7 Pits ve Fissür Örtücülerde *Bonding* Ajanlarının Kullanımı

Klinik olarak uygulanan fissür örtücü prosedüründe asitleme tekniğinde iyi bir izolasyon başarı için önemli bir faktördür. Tükürük kontaminasyonu olduğunda materyalin bağlanma dayanımı önemli ölçüde azalır (149). Thomson ve ark. (149) yaptıkları çalışmada, tükürükle kontamine olup yıkanmış mine ile kontamine olmamış mine arasında materyalin bağ dayanımı açısından anlamlı bir fark olmadığını, kontamine olup yıkanmamış minede ise bağ dayanımının anlamlı ölçüde daha düşük olduğunu rapor etmişlerdir.

Hitt ve Feigal (29), fissür örtücünün nemli ortamda bağ dayanımının olumsuz etkilenmesine yönelik olarak, nem izolasyonu sağlanamadığında su içerikli hidrofilik *bonding* ajanlarının fissür örtücü uygulaması öncesinde tatbik edilmesi ile bağ dayanımının arttığını göstermiştir. Nemli ortamda, öncesinde *bonding* ajanı kullanılarak uygulanan fissür örtücüler, direkt olarak temiz ve asitlenmiş mine üzerine uygulanan fissür örtücüler ile eşit bağ dayanımı göstermişlerdir. Kontaminasyon yokken *bonding* ajanı kullanılarak uygulanan fissür örtücüler, *bonding* ajanı kullanılmadan uygulananlara göre anlamlı ölçüde daha fazla bağ dayanımına sahip bulunmuşlardır. Yüzeydeki tükürük hava ile kurutulduğunda ise, fissür örtücü altında *bonding* ajanı kullanılan ve kullanılmayan durumlar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (29).

Bonding ajanı kullanıldığında mikrosızıntı ve retansiyonun da olumlu etkilendiği rapor edilmiştir: Feigal ve ark. (30) tarafından yürütülen 2 yıllık klinik bir çalışmada, kasıtlı tükürük kontaminasyonu ile uygulanan fissür örtücüler kıyaslanmış; tükürük kontaminasyonu altında mine ve fissür örtücü arasına bir *bonding* ajanı uygulandığında fissür örtücünün retansiyonunun mümkün olduğu rapor edilmiştir.

Bahsi geçen çalışmalarda fissür örtücü prosedürünün bir parçası olarak *bonding* ajanı kullanımı bir avantaj gibi görünürken, Boksman ve ark. (150) *bonding* ajanı kullanılarak ve kullanılmayarak uygulanan fissür örtücülerle ilgili klinik bir araştırmasında, *bonding* ajanı kullanımının retansiyona bir faydası olmadığı sonucuna varmıştır.

Güncel adeziv sistemler diş sert dokularındaki uygulama yaklaşımlarına göre *total-etch* ve *self-etch* olarak 2 ana gruba ayrılmıştır. *In vitro* ve *in vivo* çalışmaların sonuçlarına göre her iki yaklaşımın da başarılı olduğu gösterilmiştir. Ancak başarı büyük oranda her iki yaklaşımda da kullanılan materyale bağlıdır (151). Bununla birlikte mineye bağlanmada altın standart, adeziv sistem uygulanmasından önce minenin fosforik asit ile dağlanarak *smear* tabakasının kaldırılmasıdır. Bu işlem mine yüzeyinde mikropörözite artışı ile yüzey alanını genişletirken aynı zamanda serbest yüzey enerjisini de arttırarak mikromekanik bağlanmaya katkı sağlar (152). *Self-etch* adeziv sistemlerde ise gerek mine gerekse dentin bağlanmasının ilk basamağında fosforik aside nazaran daha zayıf asit içeren asidik monomerler kullanılır. Bu sistemler uygulama basamaklarına göre iki basamaklı (*two-step*) *self-etch* veya tek basamaklı (*one-step*; *all-in-one*) *self-etch* olarak adlandırıldıkları gibi, pH derecelerine göre de, çok hafif ($pH > 2,5$), hafif ($pH \approx 2$), orta şiddette ($pH = 1-2$) ve kuvvetli ($pH \leq 1$) olmak üzere gruplandırılırlar (151). Ancak kuvvetli *self-etch* adezivler dışındaki diğer pH derecesine sahip *self-etch* adezivlerin mine bağlanması yetersizdir. Bunun nedeni olarak mine yüzeyindeki *smear* tabakasını tamamen ortadan kaldıramamaları ve sık mikromekanik retansiyona neden olmaları gösterilmektedir (153).

Bonding ajanı kullanımı fissür örtücü uygulama prosedüründe süreyi ve maliyeti arttıracak için rutin kullanımda benimsenmeden önce dikkatli bir şekilde değerlendirilmelidir. Tüm çalışmalar aynı fikirde değildir. Bu nedenle modern *bonding* ajanlarının fissür örtücü retansiyonunu arttırabileceği üzerine düşünülebilir bir konudur. 1970'lerin temel pits ve fissür örtücülerine kıyasla günümüzdeki materyallerde az bir değişiklik mevcutken, dentin *bonding* ajanları için 1983'te piyasaya çıkan orijinal *Scotchbond Dual-Cure Dental Adhesive*'in tanıtımından sonraki sürede pek çok yeni jenerasyon geliştirilmiştir. Retansiyon hakkında bu bilgiler ışığında *bonding* ajanı fissür örtücüler için bir fayda sağlayabilir (38).

2.2 Lazer ve Dişhekimliği

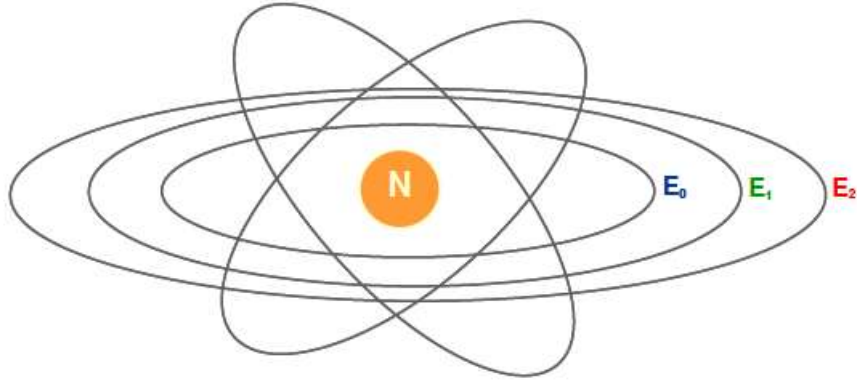
LASER, İngilizce “*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*” kelimelerinin baş harflerinden oluşmuş kısaltma bir sözcüktür ve “uyarılmış radyasyon yayılımı ile ışığın güçlendirilmesi” anlamına gelmektedir.

Lazer teknolojisinin gelişimi, farklı amaçlara hizmet edecek uygulamaların ortaya çıkmasına olanak sağlamıştır. Gelişen lazer teknikleri, günümüzde farklı

alanlarda başarı ile kullanılabilmektedir. Bu farklı alanlar; tıptan endüstriye, stratejik kullanımdan arkeolojiye kadar oldukça geniş sahaları kapsayacak şekilde geliştirilmişlerdir (154).

2.2.1 Tarihçe:

1905 yılında Albert Einstein'ın lazer hakkında pek çok çalışması yayınlanmış ve bu çalışmalardan biri ona 1921'de fizikte Nobel Ödülü kazandırmıştır (155). Daha sonra Bohr tarafından da foton emisyonunun atomik modülasyonu gerçekleştirilmiştir (156). **Şekil 2**'de lazere ilişkin Bohr atom modeli görülmektedir. En düşük enerji seviyesinde bulunan bir atoma dışarıdan bir uyarı verilirse, atom enerji kazanarak E2 enerji seviyesinden E1 enerji seviyesine uyarılmış olur. Bu atom kendi halinde bırakılırsa, uyarılmış bulunduğu E1 enerjisinden bir foton vererek tekrar E2 enerji seviyesine döner. Uyarılarak enerji seviyesi E2'den E1'e yükseltile atom, enerjisini geriye foton olarak yaymaya başlarken bir foton daha çarptırılırsa atomu birbiri ile aynı özellikte iki foton terk eder. Bu şekilde atom yüksek enerji seviyelerine çıkarılırsa bu seviyelerden düşerken de katlar halinde foton oluşur. Bu fotonlar aynı faz ve dalga boyuna sahiptir.



Şekil 2: Lazerde Bohr Atom Modeli

1951 yılında Charles H. Townes tarafından “MASER” (*Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation*) geliştirilmiştir. Lazer ise 1960'da Theodore H. Maiman tarafından uygulamalı olarak geliştirilmiştir (154). Mazer

radyo, televizyon ve radarlarda kullanılan elektromanyetik dalgaları yükseltmek için kullanılırken, lazerler temel olarak ışık frekanslarında çalışmaktadır. Mazer ile lazerin çalışma prensibi aynı temele dayanmakla birlikte, kullanılan ışının frekansı, teknik olarak önemlidir (154).

Maiman (154) tarafından yoğunlaştırılmış ışık üretmek için yakut kullanımı ile ilk lazer geliştirilmiş ve sonrasında lazer çalışmaları yoğunlaşmış ve hızla artmıştır. Maiman'ın 694 nm dalga boylu, atımlı yakut lazeri günümüz lazer teknolojisinin temelini oluşturmaktadır (154). 1961'de ise *Neodymium* lazer, Snitzer (157) tarafından geliştirilmiştir. 1964 yılında ilk dental çalışmaların başlangıcı ise Stern (157) tarafından yapılarak neodymium lazerin diş sert dokularının preparasyonunda etkili olmadığı bulunmuş olup, dental sert dokular üzerinde ilk kullanımında minenin demineralizasyona direncini artırarak çürüğün önlenmesi amaçlanmıştır.

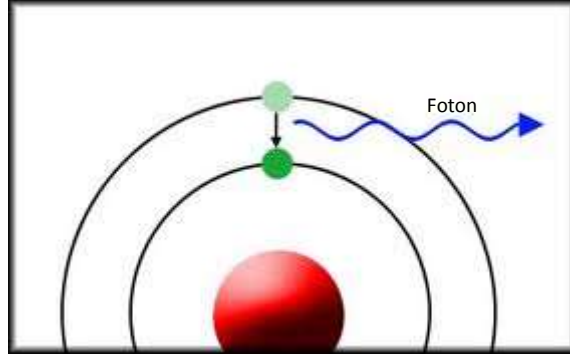
Lazerlerin dişhekimliği alanında kullanımına yönelik olarak, 1960-1980 yılları arasında gerçekleştirilen erken dönem lazer araştırmaları kullanım için uygun sonuçlara ulaşamamış, 1980'den sonraki dönemde farklı kristal kaynaklarının lazer sistemine dahil olmasıyla lazerler dişhekimliğinde daha geniş uygulama alanlarına sahip olmuşlardır (157).

Dişhekimliğinde lazerlerin uygulama alanları içerisinde yumuşak ve sert doku lezyonlarının tedavisi, pürüzlendirme, kavite preparasyonu, kök-kanal preparasyonu ve dezenfeksiyonu, hassasiyetin giderilmesi ve beyazlatma bulunmaktadır (25, 158).

Erbium:yttrium-aluminum-garnet (Er:YAG) lazerin diş sert dokularında kullanımı 1988'de başlamıştır ve 1990'lı yıllardan itibaren *erbiyum* lazerler yaygın olarak kullanılmaktadır (157, 159).

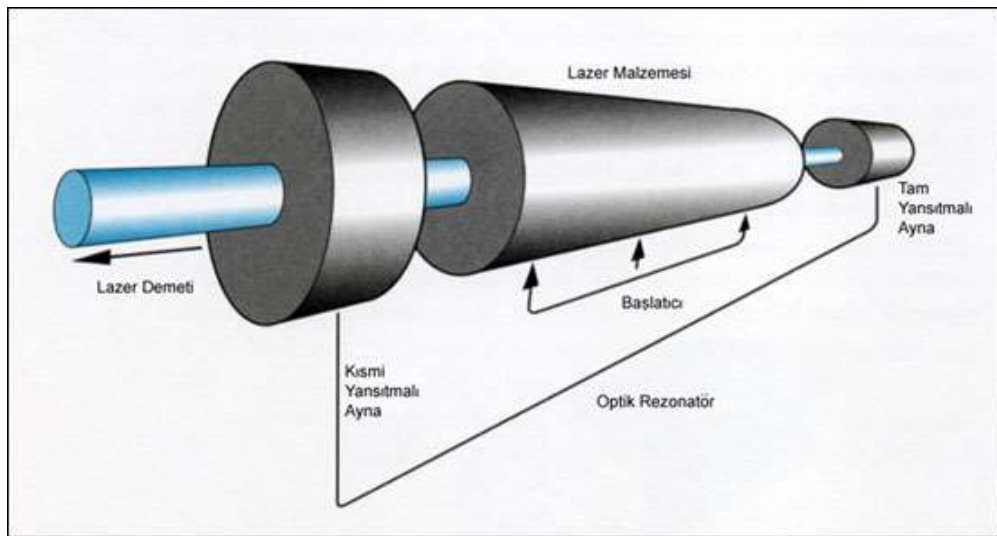
2.2.2 Lazer Işınının Oluşumu

Bohr atom modeline göre, çekirdeğe en yakın enerji seviyesine dairesel hareket yapan elektron karardır, ışık yaymaz. Elektronu yeterli enerji verilirse elektron bulunduğu enerji seviyesinden daha yüksek enerji seviyesine sıçrar. Atom bu durumda kararsızdır. Kararlı hale gelmek için elektron tekrar eski enerji seviyesine dönerken almış olduğu enerji seviyesine eşit enerjide bir Foton (ışın taneciği / dalgası) fırlatır. Buna emisyon denir. Atom bu şekilde ışıma yapar (**Şekil 3**).



Şekil 3: Foton Oluşumu

Bir tüpün içerisinde fotonların yayılma doğrultusuna dik olarak yerleştirilmiş iki paralel plaka bulunmaktadır. Işık enerjisi bu iki plaka arasında birikir. Bunlardan biri tam yansıma sağlayan, diğeri ise kısmi yansıma sağlayan aynadan oluşur. Ortama gaz, sıvı ve katı bir kaynak madde doldurulur. Uyarılma; ışık verme, elektrik akımı geçirme veya kimyasal bir yolla elde edilen enerjinin ortamdaki atomlara ulaştırılması ile gerçekleştirilir. Bu atomların bazıları enerjiyi soğurur ve kararsız hale gelirler. Bir foton çarpmasıyla uyarılmış ve kararsız hale gelmiş atom fazla enerjisini foton açığa çıkararak verir. Aynalardan yansıyan foton aktif maddeye geri dönerek orada yeni foton uyarımı oluşturur. Bu fotonlar kısmi yansıma yapan aynanın olduğu bölgeden dışarı çıkar ve lazer ışınını oluştururlar (160) (**Şekil 4**).



Şekil 4: Lazer Sistemi

2.2.3 Lazer Işıklarının Özellikleri

En büyük özelliği tek yönde olması ve yön verilebilmesidir. Bu özelliği ile mesafe ölçme ve fiber optik teknolojisi geliştirilmiştir. Dalga boyunun küçük olması dağılmayı da büyük ölçüde azaltır. Işıklar çok yönde değil, belli yönlerde hareket ederler. Bu lazerin çok parlak olmasını sağlar (156).

Lazer ışığının geleneksel ışık kaynaklarından farklı özellikleri bulunmaktadır. Bu özellikler dört ana başlık altında toplanabilir (156):

2.2.3.1 Yönlendirilme (Kolimasyon):

Lazerin diğer ışıklardan farkı ve en büyük özelliği dağılmaz olması ve yön verilebilmesidir. Işıklar belli bir yönde hareket ederler. Bu da lazerin parlak olmasını sağlamaktadır (156).

2.2.3.2 Dalga boyu

Lazer ışığının bir özelliği de dalga boyunun tek olmasıdır. Başka bir deyişle lazer, monokromatik özellik taşır. Bu bağlamda dalga boyu dolayısıyla da frekans küçük bir sapma ile belirlenebilmektedir. Frekans dağılım aralığı lazer frekansının milyonda biri civarındadır. Aynı zamanda, lazerin cinsine göre farklı renklerde lazer üretmek ve kullanmak mümkün olabilmektedir. Dalga boyunun küçük olması, dağılmayı da büyük ölçüde azaltmaktadır (156).

2.2.3.3 Şiddet

Lazer kaynağından yayılan ışın, dar bir demet içinde yoğunlaşır. Bu bağlamda, genliği yüksek ışık dalgalarının lokal olarak üretimi mümkün olmaktadır. Bu özellik, lazere dağılmazlık bağlamında bir özellik kazandırmaktadır. Lazer ışığının dağılmaz olması, onun aynı zamanda kısa darbeler halinde uygulanabilmesini mümkün kılmaktadır. Bu sayede kayıpsız yüksek enerji transferi yapılabilmektedir (156).

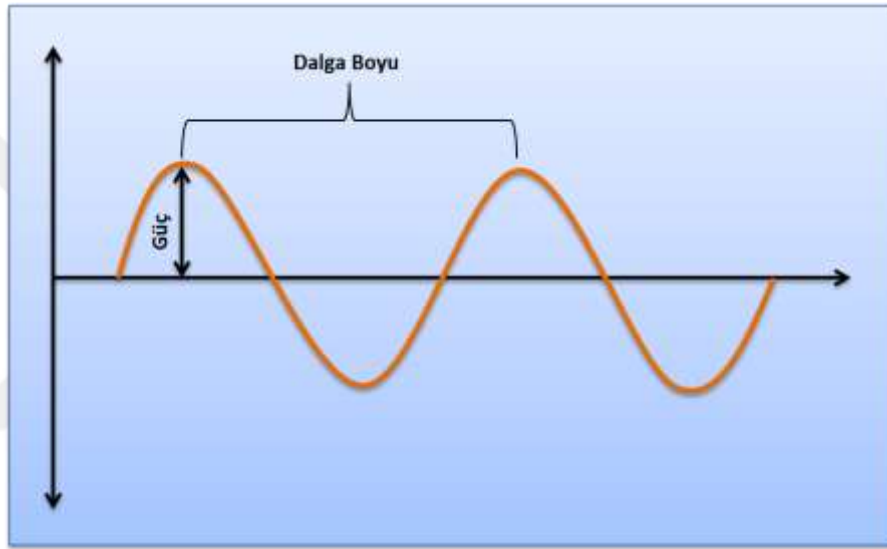
2.2.3.4 Faz Uygunluğu

Lazer dalgasının fazı, uzun bir süre sabit kalan sinüsoidal özellik göstermektedir. Normal ışık kaynağından yayılan dalgalarda ise faz farkları rastlantısaldır (156).

Lazer ışını, dalga boyu tek olduğundan monokromatik özellik taşır. Frekans dağılım aralığı, frekansının bir milyonda biri civarındadır. Böylece istenilen frekansta çok sayıda dalgalar lazer dalgası üzerine bindirilerek haberleşmede iyi bir

sinyal jeneratörü olarak iş görmektedir. Buna bağlı olarak aynı anda birçok bilgi, bir yerden başka yere gönderilebilir (156).

Lazer, dağınık olduğundan kısa darbeler halinde uygulanabilmesi mümkündür. Kayıpsız yüksek enerji transferi de bu özelliği ile sağlanabilmektedir. Lazer bu yüksek enerji sayesinde farklı amaçlar için kullanılabilir. Ayrıca, lazer darbesinin çok kısa olmasından da yararlanılmaktadır. Lazer ışını tek dalga boyuna sahip olduğu için lazer cinsine göre çeşitli renkte ışınlar elde etmek mümkündür. Lazerin özelliklerine ilişkin şematik gösterim **Şekil 5**'te verilmektedir.



Şekil 5: Lazerde Dalga Boyu

2.2.4 Lazer Üretim Cihazlarının Temel Bileşenleri

Lazer cihazları farklılıklar göstermekle birlikte temel bileşenlerinden bahsetmek mümkündür. Söz konusu temel bileşenler, dört ana başlık altında toplanabilmektedir (154).

2.2.4.1 Aktif Ortam

Aktif kaynak yakut ya da *neodymium* katı hal kristalleri olabildiği gibi sıvılar, karbondioksit ya da Helyum, Neon gazlarından veya Galyum, Arsenik gibi yarı iletkenlerden olabilir. Aktif kaynaklar bir enerji kaynağından uygulanan enerji ile elektronları kararsız hale geçebilen atomlardan oluşur (156).

2.2.4.2 Uyarma Mekanizması

Uyarma mekanizması; uyarma enerjisinin aktif kaynağa optik, elektrik ya da kimyasal yöntemlerden biri ya da birden fazlasının kullanılarak iletilmesidir (156).

2.2.4.3 Tam Yansıtıcı Ayna

Lazer ışığını % 100 oranında yansıtan aynadır.

2.2.4.4 Kısmi Yansıtıcı Ayna

Lazer ışığının tamamını yansıtmayan, bir kısmını geçiren aynadır.

2.2.5 Tıpta Lazer Kullanımı

Lazerin tıp alanında oldukça geniş bir uygulama alanı bulunmaktadır. Özellikle uygulamanın genişliği, ışın frekanslarının hassas bir şekilde kontrolünün mümkün olmasından kaynaklanmaktadır. Yayılan ışının yayılma düzeni ve ışınların yoğunluğu da kullanımında etkili faktörlerdir.

İleri teknoloji lazer sistemlerinin tıpta tedavi amaçlı kullanılmasının sebebi, hem hekime hem de hastaya kolaylık sağlamasıdır. Lazerin doku seçici çalışması, koagülasyon ve hemostaz sağlaması, steril olması, hekime kolaylıklar sağlamasının yanında, operasyon sonrasında da iyileşme sürecini hızlandırması avantajlarıdır. Cerrahide, vücudun çeşitli bölgelerindeki tümörler cerrahi insizyon yapılmadan, lazerle kesilerek tedavi edilebilmektedir. Kanama olmamaktadır. Özellikle hassas işlem gerektiren operasyonlarda, lazer sistemler kesin tedavi açısından tercih edilmektedir (161).

Lazer sistemleri, hastaya, tedavinin kapsamına göre; anestezişiz, cerrahisiz, kanamasız tedavi imkanları sunarken, kısa iyileşme süreçleri ile kolaylıklar sağlamaktadır.

Lazerin tıpta en önemli kullanım alanları olarak; dental, estetik cerrahi, kulak-burun-boğaz, jinekoloji, üroloji, oftalmoloji, fizik tedavi gibi birçok branş sayılabilir (162).

2.2.6 Dişhekimliğinde Lazer Kullanımı

Dişhekimliğinde lazer 1960'ların başında, ilk lazerin üretilmesi ile başlamış ve günümüzde oldukça yaygınlaşmıştır. İlk araştırmacılar lazere, mine yüzeyindeki demineralizasyona karşı alternatif bir çözüm olarak yaklaşmışlardır. Zamanla, lazerle diş çürüğünün azaltılmasına yönelik uygulamaların sayısı artmıştır (162).

Lazerler, dental sorunların çoğunun tanı ve tedavisinde kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde tek cihazla çürük tedavilerinde, sert-yumuşak doku operasyonlarında, endodontide ve estetik dişhekimliğinde çözüm sunulabilmektedir.

Çocuk hastalarda lazer tedavileri dolaylı yoldan ebeveynleri de mutlu etmektedir. Özellikle Er:YAG lazer sistemi, diş tedavileri için anestezi kullanımını gerektirmemektedir.

2.2.7 Dişhekimliğinde Dalga Boylarına Göre Lazer Çeşitleri

Dişhekimliğinde en sık kullanılan lazerler *argon*, *gallium-arsenide (diode)*, *karbondioksit (CO₂)*, *neodymium: yttrium-aluminum-garnet (Nd:YAG)*, *holmium: yttrium-aluminum-garnet (Ho:YAG)*, *erbium:yttrium-aluminum-garnet (Er:YAG)* ve *erbium, chromium: yttrium-selenium-gallium-garnet (Er,Cr:YSGG)* lazerdir. Bu lazerlerin çeşitliliği dalga boylarından kaynaklanmaktadır (**Tablo 1**).

Tablo 1: Dişhekimliğinde Kullanılan Lazerler ve Özellikleri

DİŞHEKİMLİĞİNDE KULLANILAN LAZERLERİN KARAKTERİSTİK ÖZELLİKLERİ			
Lazer Tipi	Dalga Boyu	Dalga Formu	Uygulamalar
CO ₂	10600 nm	Aralıklı ya da devamlı	Yumuşak doku insizyon ve ablasyonu* Periodontal rejeneratif prosedürlerde gingiva deepitelizasyonu
Nd:YAG	1064 nm	Atımlı	Yumuşak doku insizyon ve ablasyonu* Başlangıç çürüğünün temizlenmesi
Er:YAG	2940 nm	Atımlı	Çürük temizleme Mine ve dentinde kavite preparasyonu Kök kanal preparasyonu
Er,Cr:YSGG	2780 nm	Atımlı	Minenin pürüzlendirilmesi Çürük temizleme Kavite preparasyonu Kemik kesimi Kök kanal preparasyonu
Argon	457-502 nm	Atımlı ya da devamlı	Rezin polimerizasyonu Yumuşak doku insizyon ve ablasyonu* Beyazlatma
Ho:YAG	2100 nm	Atımlı	Yumuşak doku insizyon ve ablasyonu*
Diode	904 nm	Atımlı ya da devamlı	Yumuşak doku insizyon ve ablasyonu*
*: Gingival olukların düzenlenmesi, gingivada estetik konturlama, oral ülserlerin tedavisi, frenektomi ve gingivektomi içerir.			

2.2.7.1 CO₂ Lazer

CO₂ lazerler 10600 nm dalga boyunda çalışırlar. Aralıklı ya da devamlı dalga formunda çalışabilirler. Pek çok yumuşak doku uygulamalarında kullanılabilirler (163):

- ✓ Yumuşak doku insizyon ve ablasyonu
- ✓ Gingival olukları düzenleme
- ✓ Gingivada estetik konturlama
- ✓ Oral ülserlerin tedavisi
- ✓ Frenektomi ve gingivektomi
- ✓ Periodontal rejeneratif prosedürlerde gingival dokunun deepitelizasyonu

Yukarıdaki uygulamalar için CO₂ lazer pek çok avantaj sunar. Dişhekiminin operasyon sahasını görmesini sağlayan iyi bir hemostaz sağlar. Ek olarak CO₂ lazer dokuyu etkili ve hızlı bir şekilde temizler ve etkisi yalnız yüzeyde olduğu için yüzey altı doku hasarı hakkında bir endişe yaratmaz (164). Postoperatif ağrı sıklıkla minimaldir ya da yoktur (165).

Herhangi bir ekipmanda olabileceği gibi CO₂ lazerin de yara iyileşmesinin birkaç gün gecikmesi ve dokunma duyusu olmaması gibi bir takım dezavantajları vardır (164). Bununla birlikte operasyon alanının kuru olması dolayısıyla tipik şekilde klinisyen tarafından görsel olarak tatmin edici geri bildirim alınmaktadır.

CO₂ lazerle tedavi edilen dokuda karbon artıklarına bağlı olarak siyah/kahverengi bir görünüm oluşabilir ki bu durum prosedürden sonraki birkaç gün içerisinde kolaylıkla ortadan kalkmaktadır. Lazer uygulanan alanda 10 ila 14 güne kadar renk değişiklikleri görülebilir, sonraki süreçte ise dişetleri doğal görünümüne geri dönerler.

2.2.7.2 Nd:YAG Lazer

Nd:YAG lazer 1064 nm dalga boyunda ve yüksek yoğunlukta atımlı dalga formunda çalışır. Yumuşak doku prosedürleri boyunca operasyon alanının görünmesini kolaylaştıran iyi bir hemostaz sağlar. CO₂ lazer gibi Nd:YAG lazer de pek çok yumuşak doku uygulamasında kullanılır (163):

- ✓ Gingival olukları düzenleme

- ✓ Gingivada estetik konturlama
- ✓ Oral ülserlerin tedavisi
- ✓ Frenektomi ve gingivektomi

Ek olarak Nd:YAG lazer her ne kadar Er:YAG ya da Er, Cr:YSGG lazer kadar etkili olamasa da başlangıç mine çürüklerinin kaldırılmasında da kullanılabilir (166).

Nd:YAG lazerin pek çok dezavantajı da vardır. Dental cerrahi lazer sistemleri arasında en fazla penetrasyon derinliğine sahip olan lazer sistemidir ki bu da yüzey altındaki dokuların da lazer enerjisine maruz kalması demektir. Bu durum, özellikle altta bulunan kemik ya da pulpanın postoperatif morbiditesi gibi istenmeyen kollateral hasar riski sebebiyle endişe kaynağıdır (167).

Pulpanın direkt Nd:YAG lazer ışınına maruz kalması, bu dalga boyundaki enerjinin dişin kronu ya da köküne uygulanması sırasında da gerçekleşebilir. Bu lazerle pulpal hasar (damarsal ve sinirsel dokunun bozulması ve denaturasyonu gibi) gerçekleşebilir ve bu durum pulpal hassasiyette azalma gibi sonuçlarla ilişkilendirilebilir (168, 169).

2.2.7.3 Er:YAG Lazer

Er:YAG lazer 2940 nm dalga boyunda ve atımlı bir dalga formunda çalışır. Amerika Gıda ve İlaç Kurumu (*U.S. Food and Drug Administration –FDA-*) sement ve kemik üzerinde kullanımını uygun bulmuştur; ayrıca pek çok sert doku uygulamasında da kullanılabilmektedir (170-172):

- ✓ Çürük dokunun temizlenmesi
- ✓ Mine ve dentinde kavite preparasyonu
- ✓ Kök kanallarının preparasyonu

Er:YAG lazerin pek çok avantajı vardır. Mine ve dentinde keskin ve temiz marjinler oluşturur. Ek olarak, enerji penetrasyonunun derinliği ihmal edilebilir düzeyde olup pulpa için güvenli bir yöntemdir (173-175). Yapılan bir çalışmada, pulpanın Er:YAG lazerle yapılan preparasyonlarda, frez kullanılarak yapılan preparasyonlara göre daha az etkilendiği ileri sürülmüştür (176). Çürük temizlenirken Er:YAG lazer kullanıldığında hastanın sıklıkla anesteziye ihtiyacı olmamaktadır (177). Kök kanallarında ve kök yüzeylerinde kullanıldığında antimikrobiyaldir (178, 179) ve kök yüzeylerinden endotoksinleri temizler (180).

Sonuç olarak, Er:YAG lazerde vibrasyon olmaması da konvansiyonel yüksek hızlı frezlere kıyasla avantaj sağlamaktadır ve hastada rahatsızlık ya da ağrı oluşturmamaktadır (181). Kök debridmanı sırasında diş taşlarının temizlenmesi için de potansiyeli vardır ve geleneksel kök düzeltmesi ile kıyaslandığında daha iyi olduğu rapor edilmiştir (182, 183). Kötü tarafı ise, Er:YAG diş taşları ve kök yüzeyini selektif olarak kaldırmaz, diş taşı, sement ve dentini birlikte kaldırır (184).

2.2.7.4 Er, Cr:YSGG Lazer

Er, Cr:YSGG lazer 2780 nm dalga boyunda ve atımlı çalışır. Pek çok sert doku uygulamasında kullanılabilir (185-190):

- ✓ Mine pürüzlendirmesi
- ✓ Çürük temizleme
- ✓ Kavite preparasyonu
- ✓ Yanık, erime ya da kalsiyum:fosfor oranı değişmeden *in vitro* kemik kesimi
- ✓ Kök kanal preparasyonu

Er, Cr:YSGG lazerin pek çok avantajı vardır. Bu lazer sisteminin çok yönlü kullanımı, lazer tedavisinin daha uygulanabilir olmasını ekonomik açıdan sağlayabilir. Lazer, mine ve dentinde önemli bir çatlak yaratmaksızın pürüzlü bir yüzey yaratır. Dentinde smear tabakası kalmaz, bu da bağlanmada iyi sonuçlar ortaya çıkarır (186). Er, Cr:YSGG lazer pulpa için de güvenlidir (191, 192). Er, Cr:YSGG lazer kullanımı sırasında dişhekiminin, çürük temizleme ve kavite preparasyonu için lokal anestezi uygulamaya ihtiyacı yoktur. Er, Cr:YSGG lazere yönelik diğer bir ilgi alanı ise, minenin bu lazer ile eritilmesinin asit demineralizasyonuna direnci arttırmasıdır (193).

Er, Cr:YSGG lazerin dezavantajları pürüzlendirme sonuçlarını içermektedir. Bu lazer sistemi ile mine pürüzlendirmesi sonrası bağ dayanımı aralığı oldukça geniştir ve bu sonuçlara güvenilemez (25). Rezinlerde sızıntının en aza indirilmesi için, Er, Cr:YSGG lazer sonrası minenin asit ile dağlanması gerekmektedir (185).

2.2.7.5 Argon Lazer

Argon lazer 457 ila 502 nm dalgaboyu aralığında atımlı ya da devamlı dalga formunda çalışır. Bu lazer sistemi, rezin polimerizasyonu (194-198) ve diş

beyazlatma (199) gibi tedavileri içeren çeşitli uygulama alanlarına sahiptir. Ek olarak, gingival olukların düzenlenmesi, gingivada estetik konturlama, oral ülserlerin tedavisi, frenektomi ve gingivektomi gibi pek çok yumuşak doku uygulaması da yapılabilir (200). Argon lazerin birincil avantajı, çalıştığı dalga boyunun hemoglobinin tarafından absorbe edilerek çok iyi bir hemostaz sağlanmasıdır (201).

Rezin polimerizasyonunda argon lazer kullanımının, konvansiyonel halojen ışıkların kullanımına göre fiziksel özellikleri daha iyi bir rezin oluşturmadığı bilinmektedir (202, 203). Ek olarak, bazı rezinler farklı dalga boylarında aktive olan çoklu başlatıcılara sahiptir; dolayısıyla lazerin göreceli olarak dar spektrumu başlatıcıların aktivasyonunda en iyi yaklaşım olmayabilir (204).

2.2.7.6 Ho:YAG Lazer

Ho:YAG lazer 2100 nm dalga boyunda, atımlı dalga formuna sahip lazer sistemidir. Bu lazer sistemi yumuşak doku insizyonu ve ablasyonu prosedürlerinde kullanılır:

- ✓ Gingival olukları düzenleme
- ✓ Gingivada estetik konturlama
- ✓ Oral ülserlerin tedavisi
- ✓ Frenektomi ve gingivektomi

Ho:YAG lazerin avantajları doku üzerindeki yüzeysel etkisinden kaynaklanır. Bu sistem, Nd:YAG lazere göre daha az penetrandır ve bu yüzden Nd:YAG lazere göre yumuşak doku kesiminde daha hızlıdır (205).

Ho:YAG lazer bakterisidal olsa da implantların yüzeyine zarar verdiği için implantların dekontaminasyonunda kullanılmamalıdır (206, 207).

2.2.7.7 Diode Lazer

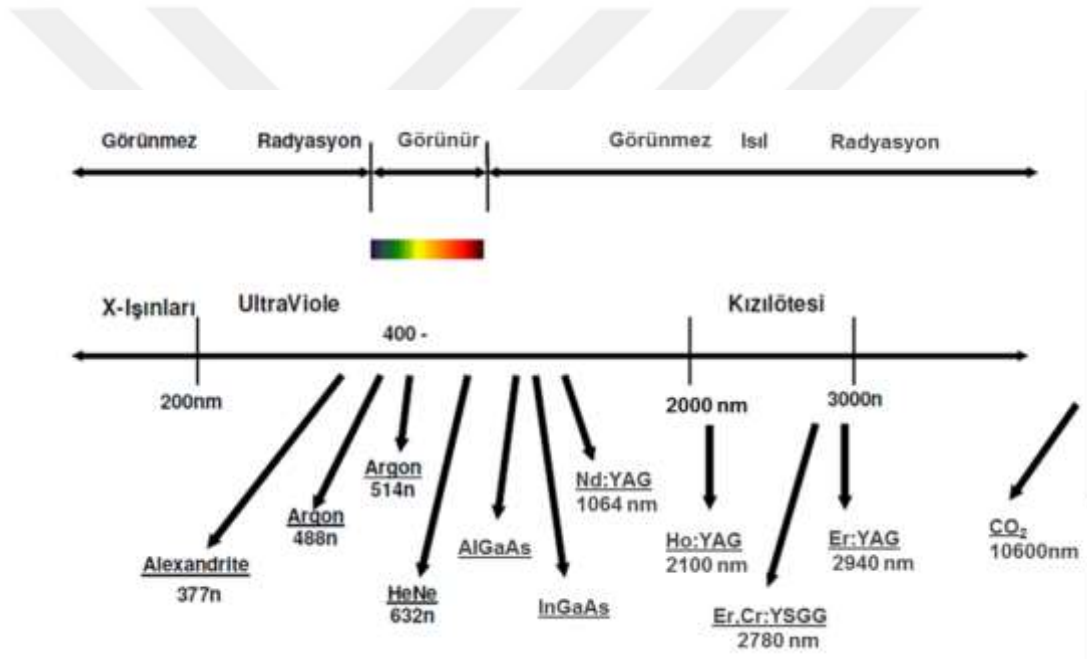
Diode lazer 904 nm dalga boyunda, atımlı ya da devamlı dalga formuna sahip bir lazer sistemidir. Bu sistem, yumuşak doku insizyonu ve ablasyonunda başarılı olması için geliştirilmiştir:

- ✓ Gingival olukları düzenleme
- ✓ Gingivada estetik konturlama
- ✓ Oral ülserlerin tedavisi
- ✓ Frenektomi ve gingivektomi

Diode lazer sistemi, monositlerin ya da endotelyal hücrelerin enflamatuar fonksiyonlarını ya da endotelyal hücrelerin adezyonunu etkilemez (208). Belli düşük enerji aralıklarında diode lazer fibroblastların proliferasyonunu stimüle edebilir (209).

2.2.8 Lazer Seçimi:

Lazer seçimi yapılırken en önemli husus, lazer uygulanacak olan dokunun hangi dalga boyunu en iyi absorbe ettiğidir. Sonrasında ise cihazın çıkış gücü ve darbe özellikleri takip eder. Diş sert dokuları açısından değerlendirildiğinde 2940 nm dalga boyundaki Er:YAG ve 2740 nm dalga boyundaki Er, Cr:YSGG lazerler üretilmiştir (157). Dalga boylarına göre lazer çeşitleri Şekil 6’da görülmektedir.



Şekil 6: Dişhekimliğinde Kullanılan Lazerlerin Dalga Boylarına Göre Elektromanyetik Spektrumdaki Yerleri (157)

Diş sert dokularındaki termo-mekanik etkilerden dolayı pulsasyon lazeri kullanılmaktadır. 100-350 µs arasındaki bir pulsasyon süresi ve su soğutması ile çok az termik yüklenme ve hasarsız mekanik etki elde edilebilir. Aralıklı darbelerle elde edilen ablasyon, etraftaki dokuyu daha az ısıttığından kömürleşmeyi engellerken iyileşmeyi hızlandırır (210).

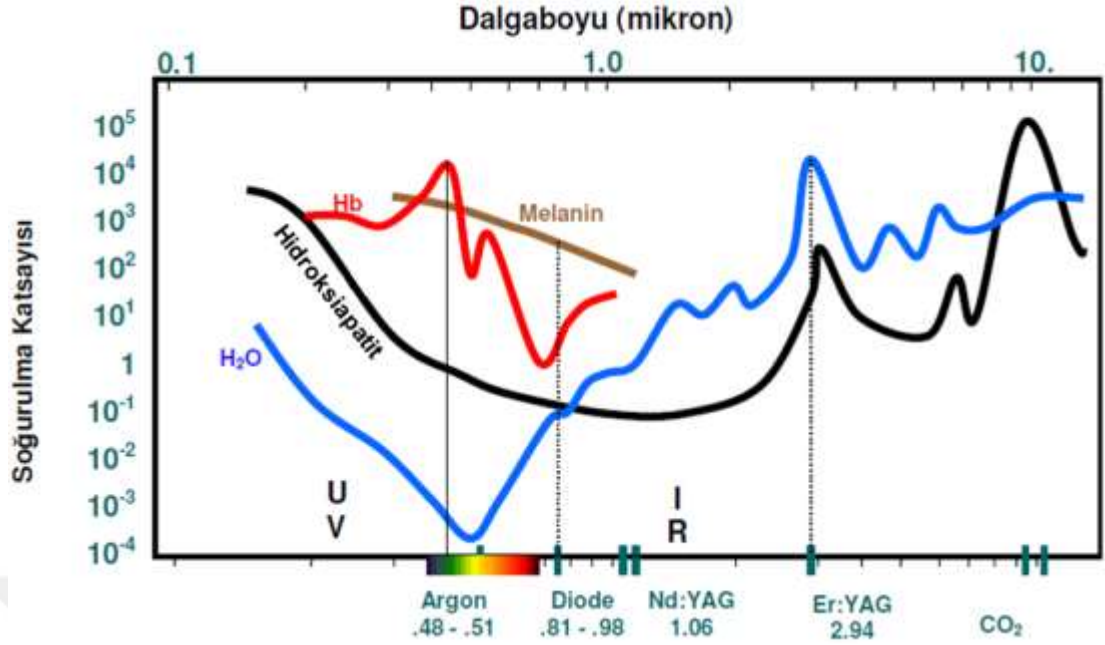
Sert dokudan ne kadar fazla madde uzaklaştırılmak isteniyorsa o kadar lazer puls enerjisi ya da sıklığı arttırılmalıdır. Lazer puls enerjisi arttırıldığında plazma oluşumu gerçekleşir. Atım sıklığı arttırıldığında ise çevre bölgede soğuma süresi kısılacığı için ısı artışı oluşur. Pulsasyon mikrosaniyelerde iken frekans 2-10 Hz arasında ayarlanırsa çalışma şartları en uygun hale gelir. Atım sıklığını arttırmaktansa lazerin enerjisini yükseltmek daha iyi sonuçlar verir.

2.2.9 Lazerin Biyolojik Dokulardaki Etkisi

Lazerin doku ile temasında ışınlar, yansıyabilir, saçılabilir, absorbe edilebilir ya da çevreleyen dokulardan geçebilir. Biyolojik bir dokuda, serbest su molekülleri, proteinler, pigmentler ve diğer organik içerik dolayısıyla absorpsiyon gerçekleşir. Lazer araçlarından kaynaklanan termal etkileşimlerde su molekülleri ve onların absorpsiyon katsayıları güçlü bir role sahiptir (211). Su tarafından iyi şekilde absorbe edilen lazer ışınları (Er, Cr:YSGG, Er:YAG), mine, dentin ve alveolar kemikte mekanik olarak ablasyona sebep olabilirken, iyi absorbe edilemeyen lazer ışınları (Diode, Nd:YAG, CO₂) karbonizasyon, kömürleşme ve organik dokuda erime gibi güçlü termal reaksiyonlara sebep olurlar.

Er:YAG lazer uygulaması sırasında enerji, su molekülleri ve dokuların su içeren bileşenleri tarafından seçici olarak absorbe edilmektedir. Dokuların absorpsiyon eğrileri **Şekil 7**'de görülmektedir. Bu durum, suyun ve organik bileşenlerin buharlaşması ve bu işlem esnasında ortaya çıkan ısı miktarına bağlı termal etkiler ile sonuçlanmaktadır (Fototermal buharlaşma).

Er:YAG lazerler suyun absorpsiyon dalga boyu (~3.0 µm) ile benzer dalga boyuna sahip (2.94 µm), atımlı modda çalışan ve atım aralığı, 50-1000 µs arasında değişen, hidroksiapatitin OH grupları tarafından çok iyi absorbe edilen lazerlerdir (212). Bu sayede kısa atım sürelerinde yüksek atım gücüne erişerek, diş sert dokularında herhangi bir termal yan etki oluşturmada işlem yapabilmektedirler. Bu nedenle, 1997 yılında FDA tarafından, diş sert dokularında çürük temizlenmesi, kavite preparasyonu ve mine ile dentinin asitlenmesi öncesi hazırlanmasında onay almıştır (213).



Şekil 7: Dokuların Çeşitli Dalga Boylarındaki Absorbsiyon Eğrileri

Sert doku uygulamalarında su buharı üretimi, doku içindeki iç basıncın artmasını tetiklemekte ve mikropatlama (ablasyon) adı verilen bir patlamaya sebep olmaktadır. Bu dinamik etkiler, dokunun çökmesine ve termomekanik veya fotomekanik kesimin gerçekleşmesini sağlamaktadır (214-216).

Fotoablasyon ya da ablasyon; lazerin oluşturduğu ısı enerjisinin dokunun buharlaşma sıcaklığından daha fazla olması durumunda ısınan bölgenin, oraya gelen enerjinin büyük kısmını absorbe ederek aniden patlama şeklinde buharlaşmasına denir (214).

Er:YAG lazeri ile sert doku kesiminde; inorganik bileşenlerin ısıyı biriktirmeye başlamasından önce, su ve su bazlı organik bileşenler, lazer enerjisini hızlı bir biçimde soğurmaya başlamaktadır. Bu da termo-mekanik patlamalı kesim işlemi sonucunu doğurmaktadır.

Erbium lazerler adeziv uygulamalar öncesi mine ve dentinin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılabilir. “*Laser etching*” olarak tanımlanan bu uygulama ağrısızdır ve uygulama sırasında ağrı ve vibrasyon hissi oluşturmadığı için önerilmektedir.

2.2.10 Fissür Örtücülerde Er:YAG Lazerlerin Kullanımı

Er:YAG lazerlerin minenin pürüzlendirilmesine yönelik etkili olduğunu ve olmadığını savunan çeşitli çalışmalar mevcuttur. Lazer uygulamasının örtülenecek mine yüzeylerinin preparasyonundaki etkisinin araştırıldığı bir çalışmada Er:YAG lazerin bir katkısı olmadığı belirtilmiştir. Mine yüzeyinin yalnız Er:YAG lazer ile preparasyonunun en yüksek sızıntı skorları ile sonuçlandığı gözlenmiştir. Ek olarak, asitle dağlama sonrası Er:YAG uygulaması, asitle dağlanmış gruba göre mine-fissür örtücü arayüzündeki mikrosızıntıyı azaltmamıştır (2). Bununla birlikte, Er:YAG lazerler ile uygulama yapılan diş yüzeyinde, kalsiyum fosfat oranının değiştiği, karbonat oranının düştüğü, tetrakalsiyum difosfat fazının oluştuğu, mine yüzeyinde ince bir tabakanın eriyerek inorganik maddenin burada çökeldiği ve eriyip tekrar katılaşma sonucu daha sağlam bir apatit yapı oluştuğunu ileri süren çalışmalar da mevcuttur (217, 218).

Minenin kimyasal yapısında meydana gelen değişiklikler yanında, uygulama esnasında meydana gelen mikro-patlamalar sonucunda mine yüzeyinde mikroskopik ve makroskopik düzensizlikler de meydana gelmektedir (219). Oluşan bu morfolojik ve kimyasal değişikliklerin ER:YAG lazer ve adeziv sistemlerin birlikte uygulanması sonucu mine ve dentine bağlanmasını ve mikrosızıntısını inceleyen çalışmalar son yıllarda araştırmacıların ilgi odağı olmuştur (219-222). Ancak literatürde lazer ve farklı *self-etch* adezivlerin birlikte uygulanmasının mine yüzeyinde meydana getirdiği ultramorfolojik değişiklikleri inceleyen çalışmaların sayısı azdır (223, 224).

3 GEREÇ VE YÖNTEM

Eylül 2011- Aralık 2014 arasında Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesinde yürütülen bu prospektif çalışma *in vitro*, kontrollü ve deneysel bir çalışmadır. Örneklem büyüklüğünün belirlenmesi, Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı tarafından %95 güven aralığında yapıldı. Çalışmaya çekim endikasyonu verilmiş ve 6 aydan kısa süre önce çekilmiş olan, 208'i mikrosızıntı, 91'i bağ dayanımı testinde kullanılmak üzere toplam 299 adet çürüksüz, gömük üçüncü molar diş dahil edildi.

3.1 Mikrosızıntı Testi

3.1.1 Örneklerin Hazırlanması:

208 adet çürüksüz ve yüzey problemi olmayan 20 yaş dişinin üzerindeki doku artıkları, çekimden hemen sonra akan musluk suyu altında bistüri yardımıyla temizlendi. 4°C sıcaklıkta %0.2'lik sodyum azid solüsyonunda (Merck, Darmstadt, Almanya) (**Resim 1**) saklanan dişler düşük devirde su soğutması altında pomza ile temizlendikten sonra rastgele her gruba 16 diş düşecek şekilde 13 çalışma grubuna ayrıldı.



Resim 1: Sodyum Azid

3.1.2 Yüzey Hazırlıkları ve Fissür Örtücülerin Uygulanması

Tablo 2'de belirtilen gruplara göre üzerinde farklı yüzey hazırlıkları gerçekleştirilen dişlere fissür örtücü olarak rezin esaslı *Clinpro Sealant* (*Clinpro*[®], 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve cam polialkenoat esaslı *Fuji Triage* (GC *Fuji Triage*[®], GC, Amerika) uygulandı.

Tablo 2: Çalışma Grupları

GRUP NO	YAPILAN İŞLEM
1	Er:YAG lazer + <i>Clinpro</i> [®]
2	Er:YAG lazer + %37'lik ortofosforik asit + <i>Clinpro</i> [®]
3	Er:YAG lazer + %37'lik ortofosforik asit + <i>G-aenial bond</i> + <i>Clinpro</i> [®]
4	Er:YAG lazer + <i>G-aenial bond</i> + <i>Clinpro</i> [®]
5	%37'lik ortofosforik asit + <i>Clinpro</i> [®]
6	%37'lik ortofosforik asit + <i>G-aenial bond</i> + <i>Clinpro</i> [®]
7	<i>G-aenial bond</i> + <i>Clinpro</i> [®]
8	Er:YAG lazer + <i>Fuji Triage</i> [®]
9	Er:YAG lazer + <i>G-aenial bond</i> + <i>Fuji Triage</i> [®]
10	Er:YAG lazer + <i>conditioner</i> + <i>Fuji Triage</i> [®]
11	Er:YAG lazer + <i>conditioner</i> + <i>G-aenial bond</i> + <i>Fuji Triage</i> [®]
12	<i>Conditioner</i> + <i>Fuji Triage</i> [®]
13	<i>Fuji Triage</i> [®]

Lazer gruplarında okluzal fissürlerin pürüzlendirilmesi Er:YAG lazer sistemi (Fidelis II, Fotona, Ljubljana, Slovenya) ile gerçekleştirildi (**Resim 2**).



Resim 2: Er:YAG Lazer Cihazı (Fotona)

İşlem öncesi güç çıkışı 2.5 watt (W), atım enerjisi 125 *milijoule* (mj) ve atım frekansı 20 hertz (Hz) olacak şekilde makine ayarları yapıldı **(Resim 3)**.



Resim 3: Lazer cihazında pürüzlendirme parametreleri

Lazer ışınları fissürlere dik gelecek şekilde 10 mm mesafeden 20 sn süreyle uygulandı (**Resim 4**). Ardından fissürler 15 sn yıkanarak 10 sn süreyle hava ile kurutuldu. **Resim 5**'te lazer ile pürüzlendirme sonrası mine görülmektedir.



Resim 4: Lazer ile pürüzlendirme



Resim 5: Lazer ile pürüzlendirilmiş diş örneği

Asit ile pürüzlendirme işlemi için %37'lik ortofosforik asit (H_3PO_4) (3M Scotchbond™ Etchant Delivery System, 3M ESPE, St Paul, ABD) kullanıldı (**Resim 6**). Mine yüzeyi 20 sn süreyle pürüzlendirildi, 15 sn yıkandı ve 10 sn hava spreyi ile kurutuldu.



Resim 6: %37'lik ortofosforik asit -Scotchbond, 3M ESPE

Bond aşamasında *G-aenial bond* (GC Corporation, Tokyo, Japonya) üretici firma önerilerine göre kullanıldı (**Resim 7**). 10 sn hava ile yüzeye yayıldı ve yirmi sn süreyle çıkış gücü 1000 mW/cm^2 olan ışık uygulandı (Elipar FreeLight, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) (**Resim 8**).



Resim 7: Bonding Ajanı- G-aenial Bond, GC



Resim 8: Elipar FreeLight, 3M ESPE

Conditioner aşamasında GC Cavity Conditioner (GC Corporation, Tokyo, Japonya) üretici firmanın önerileri doğrultusunda 10 sn süreyle uygulandı, 10 sn yıkandı ve 10 sn hava spreyi ile kurutuldu (**Resim 9**).



Resim 9: Cavity Conditioner, GC

Fissür örtücü olarak rezin esaslı *Clinpro Sealant* (Clinpro®, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) (**Resim 10**) ve cam polialkenoat esaslı *Fuji Triage* (GC Fuji Triage®, GC,

Amerika) (**Resim 11**) üretici firmaların önerilerine uygun şekilde kullanıldı. *Clinpro*[®], şırıngası ile dişin distalinden mezialine doğru olacak biçimde diş yüzeyine uygulandıktan sonra hava kabarcıklarını önlemek için dental sond ile yayıldı ve 20 sn süreyle çıkış gücü 1000 mW/cm² olan ışık uygulandı. *Fuji Triage*[®] yine firma önerileri doğrultusunda **Resim 12**'de gösterilen otomatik karıştırıcı (Silver Mix 90, C.M.F. Srl, Cusano di Zoppola, İtalya) ile hazırlanarak özel tabancası ile fissürlere yerleştirildikten sonra parmak basıncı ile fissürlere yayıldı ve 20 sn ışık uygulandı.



Resim 10: Clinpro[®], 3M



Resim 11: Fuji Triage[®], GC



Resim 12: Karıştırıcı

3.1.3 Termosiklus İşlemi

Fissür örtücü uygulanan dişlerde termal siklus işlemi; 1000 siklus olacak şekilde, biri $5 \pm 2^{\circ}\text{C}$, diğeri ise $55 \pm 2^{\circ}\text{C}$ distile suyla dolu haznelere sahip olan, transfer süresi 10 sn, haznelerde bekleme süresi 15 sn olarak ayarlanan termosiklus cihazı kullanılarak yapıldı. **(Resim 13 ve 14).**



Resim 13: Termosiklus Cihazı



Resim 14: Termosiklusa alınan örneklerin görünümü

3.1.4 Mikrosızıntı Değerlendirmesi

3.1.4.1 Boyama İşlemi

Termosiklus sonrası örnekler mikrosızıntı değerlendirme için konvansiyonel boya penetrasyon yöntemi kullanıldı. Örnekler boyaya batırılmadan önce apikal bölgeden boya sızmamaması için dişlerin apeksleri kompozit dolgu ile tılandı (**Resim 15**). Sonrasında fissür örtücü sınırından 2 mm açıklık kalacak şekilde dişlerin tüm yüzeylerine iki kat tırnak cilası sürüldü (**Resim 16**).

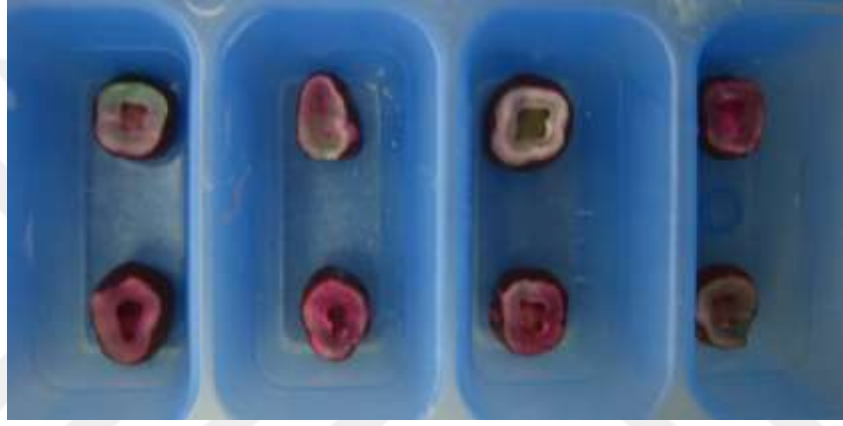


Resim 15: Apikal bölgesi kompozit dolgu ile tıkanan bir örnek



Resim 16: İki kat tırnak cilası uygulanan bir örnek

Ardından 37°C’de %0,5’lik bazik fuksine (Wako Pure Chemical Industry; Osaka, Japonya) 24 saat süre ile bırakılan örnekler 24 saatin sonunda boyadan çıkarılarak akan su altında 24 saat süre ile yıkandılar. Boyadan çıkarılan ve yıkanan dişlerin kökleri ayrılarak kronları akrilik bloklar içinde kalacak şekilde kalıplar içerisine yerleştirildi (**Resim 17**). Elmas bıçak ile düşük hızlı, su soğutmalı cihazda (Isomet, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) (**Resim 18**) bukkolingual doğrultuda 3 paralel kesit alındı. Kesit alma işlemi sonunda her diştten 4 parça ve görüntülenecek 6 yüzey elde edildi.



Resim 17: Akrilik bloklar oluşturulmadan önce dişlerin kalıplar içerisine yerleştirilmesi



Resim 18: Isomet kesme cihazı

3.1.4.2 Işık Mikroskobu ile Değerlendirme

Mikrosızıntı **Resim 19**'da görülmekte olan ışık mikroskobu altında (Leicamicrosystems stereo microscope, Ltd.Stereo and microscope systems; Heerburg, İsviçre) 20 büyütme ile 2 bağımsız gözlemci tarafından kör şekilde **Tablo 3**'teki skorumla skalası kullanılarak değerlendirildi.



Resim 19: Işık mikroskobu

Tablo 3: Mikrosızıntı skorları skalası

	Mikrosızıntı Skorları
0	Boya penetrasyonu yok
1	Fissür örtücünün dış yarısına kadar boya penetrasyonu
2	Fissür örtücünün iç yarısına kadar boya penetrasyonu
3	Fissür tabanına kadar uzanan boya penetrasyonu

3.2 Makaslama Bağ Dayanımı Testi:

3.2.1 Örneklerin Hazırlanması

Bağ dayanımı testi için 6 aydan kısa süre önce çekilmiş 91 adet gömük ve çürüksüz, sağlam üçüncü molar diş kullanıldı. Akan musluk suyu altında bir bistüri aracılığıyla eklenti ve yumuşak doku kalıntıları temizlenen dişler her gruba 7 diş yüzeyi olacak şekilde randomize bir şekilde 13 gruba ayrıldı. Dişler çalışma zamanına kadar 24°C oda ısısında distile su içinde saklandı. Dezenfeksiyon için distile suya %0,2'lik sodyum azid konuldu.

Su soğutması altında elmas disk ile Isomet Low Speed Saw (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) cihazında, mine-sement sınırının 1 mm altından olacak şekilde dişlerin kronları köklerinden ayrıldı. 91 adet 5 cc'lik enjektörün hazneleri 5 ml hizasının biraz aşağısından kesilerek kanül takılan taraftaki bölüm uzaklaştırıldı ve kalan kısımları akril blok hazırlamak üzere kullanıldı (Şekil 8).



Şekil 8: Enjektör hazırlanması

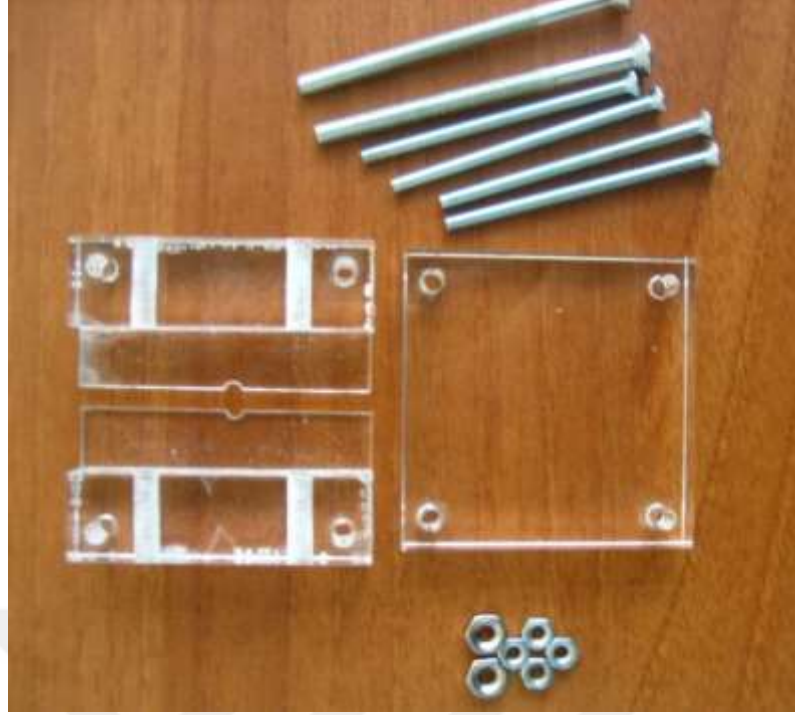
Tüm dişler, bukkal ya da lingual/palatinal yüzeyleri yukarı gelecek şekilde siman camı üzerine mum ile yapıştırıldı. Kesilen enjektör parçaları yapıştırılan dişlerin üzerine yerleştirilerek kenarları mumlanarak sızdırmaz bir kapama sağlandı. Enjektör parçaları içindeki dişler akrilik rezin (Orthocryl®, Dentaaurum, Almanya) içine gömüldü.

Akrilik rezin polimerizasyonu sonrası tüm örnekler mum ile yapıştırıldıkları yüzeylerden ayrılarak distile su içinde saklandı. Çalışılacak düz yüzeyler elde etmek için akrilin dışın üstünde kalan kısmı elmas disk ile kesildi. Mine yüzeyinin literatüre uygun olması için 600 grid silikon karbid zımpara kullanılarak yüzeyler yeniden aşındırılarak örneklerin yapıştırıldığı yüzey ile makaslama kuvvetlerinin uygulanacağı yüzeyin birbirine paralel ve yer düzlemine dik olması sağlandı. Akril bloğa gömülmüş ve mine yüzeyi açığa çıkarılmış bir örneğin görüntüsü **Resim 20**'de görülmektedir.

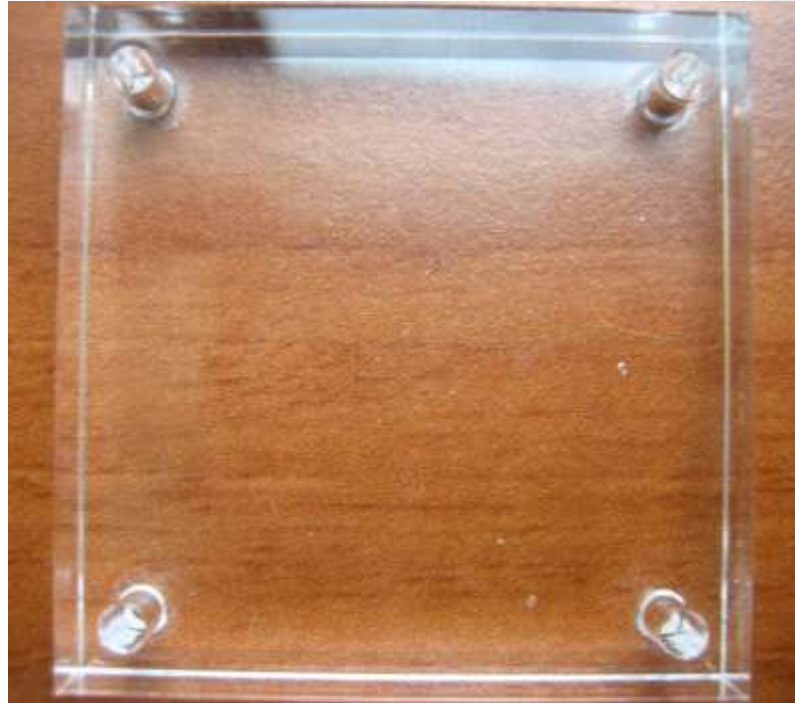


Resim 20: Akril bloğa gömülmüş ve mine yüzeyi açığa çıkarılmış bir örnek

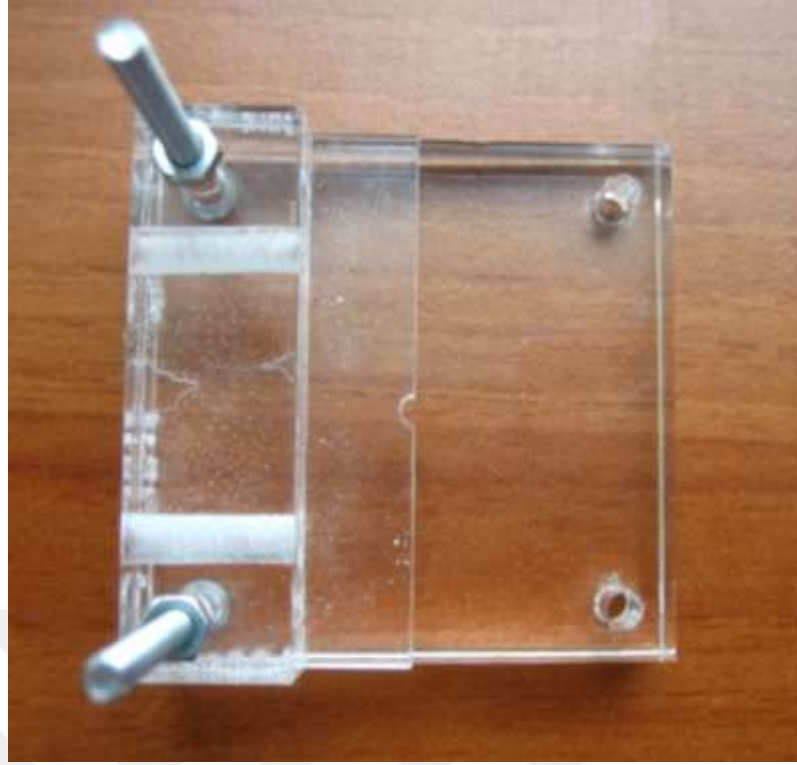
Dişlere mikrosızıntı testindeki gruplara uygulanan yüzey hazırlama işlemlerinin aynısı uygulandı. Pürüzlendirme işlemleri yapıldıktan sonra **Resim 21-25**'te görülen çapı 2,5 mm, yüksekliği 3 mm olacak şekilde *pleksiglass*'tan hazırlanan kalıp kullanılarak dişlere fissür örtücüler uygulandı ve 20 sn ışık uygulaması ile polimerize edildi (**Resim 26-28**). **Resim 29**'da *Clinpro*[®], **Resim 30**'da *Fuji Triage*[®] uygulanmış örnekler görülmektedir. Örnekler daha sonra 24 saat süre ile 37°C distile suda bekletildi.



Resim 21: Pleksiglass kalıbın tüm parçaları



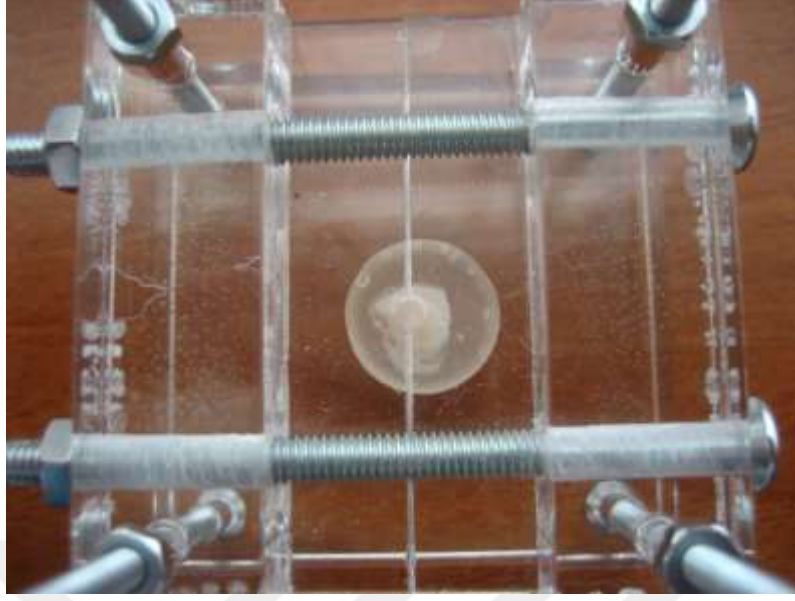
Resim 22: Pleksiglass kalıbın alt parçası



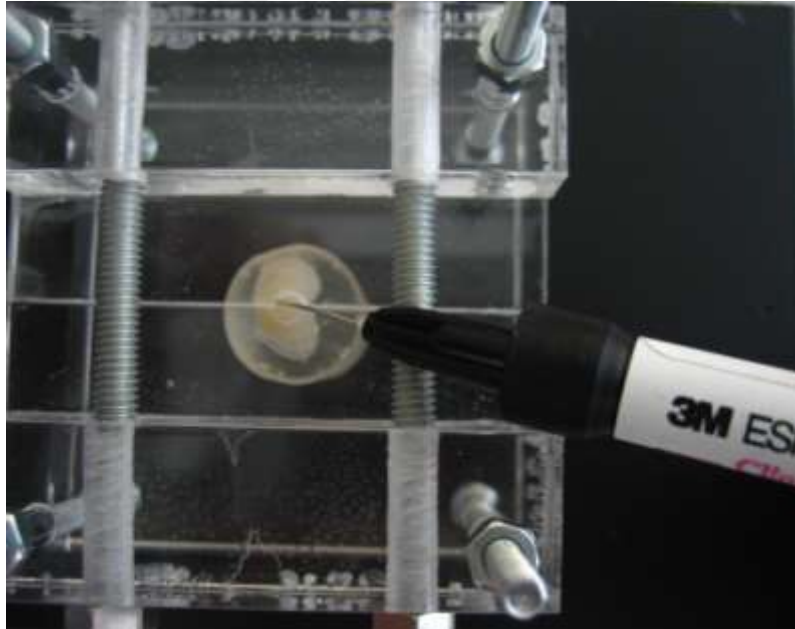
Resim 23: Pleksiglass kalıbın üst parçalarından birinin yerleştirilmiş resmi



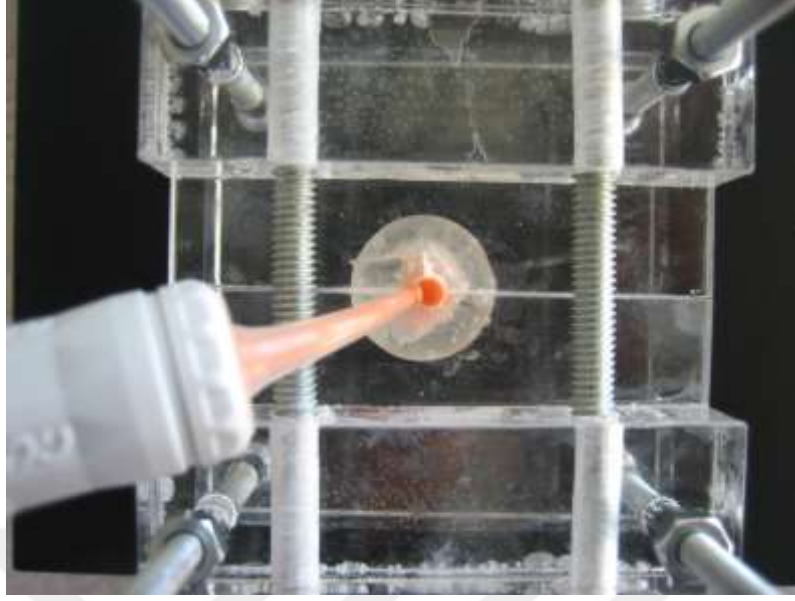
Resim 24: Pleksiglass kalıbın diğer üst parçasının yerleştirilmiş hali



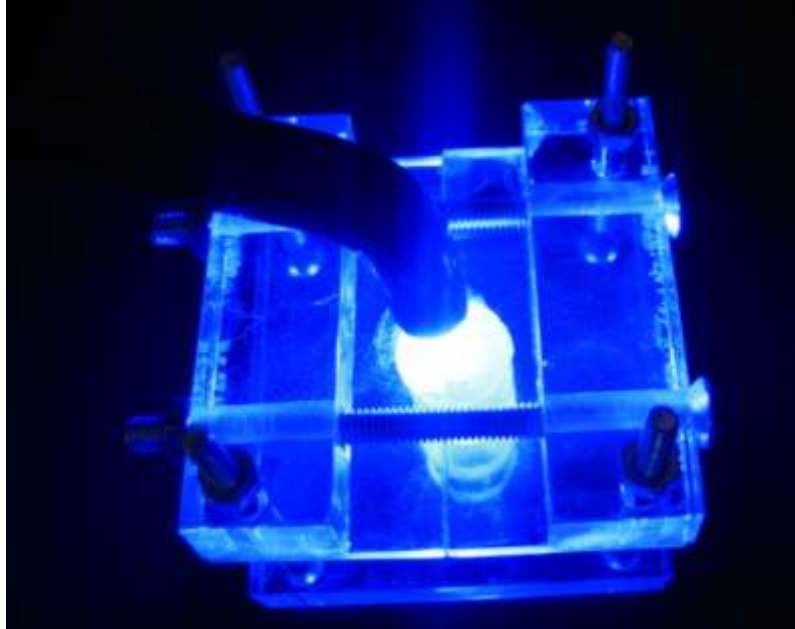
Resim 25: Pleksiglass kalıba akril bloğun ve üst vida parçalarının yerleştirilmiş hali



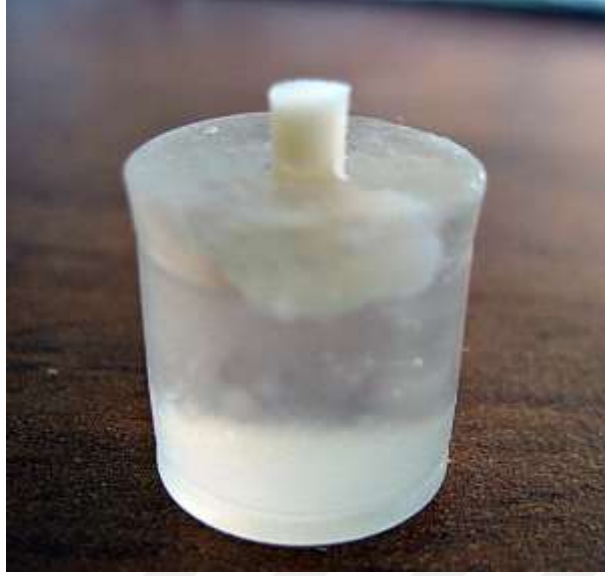
Resim 26: Clinpro® uygulaması



Resim 27: *Fuji Triage*[®] uygulaması



Resim 28: Fissür örtücü uygulamaları sonrası ışık uygulaması



Resim 29: *Clinpro*[®] uygulanan bir örnek



Resim 30: *Fuji Triage*[®] uygulanan bir örnek

3.2.2 Bağ Dayanımı Testleri

Makaslama bağ dayanımı testi için **Resim 31**'de görölen üniversal test cihazı (Shimadzu KgN50[®]. Shimadzu Corp. Kyoto, Japonya) kullanıldı. Örnekler kırılana kadar 0,5 mm/dk hızda kuvvet uygulandı (**Resim 32**). Her örneğin kırık yüzeyi çıplak göz ve ışık mikroskobu (Leicamicrosystems[®] stereo microscope, Ltd.Stereo and microscope systems; Heerburg, İsviçre) altında x10 büyütmede incelendi ve gruplardan seçilen örnekler taramalı elektron mikroskobu (SEM) (Jeol JSM[®] 5200, Kyoto, Japonya) ile incelendi.



Resim 31: Universal Test Cihazı



Resim 32: Örneklerin Kırılması

3.2.3 Kopma Tiplerinin Belirlenmesi

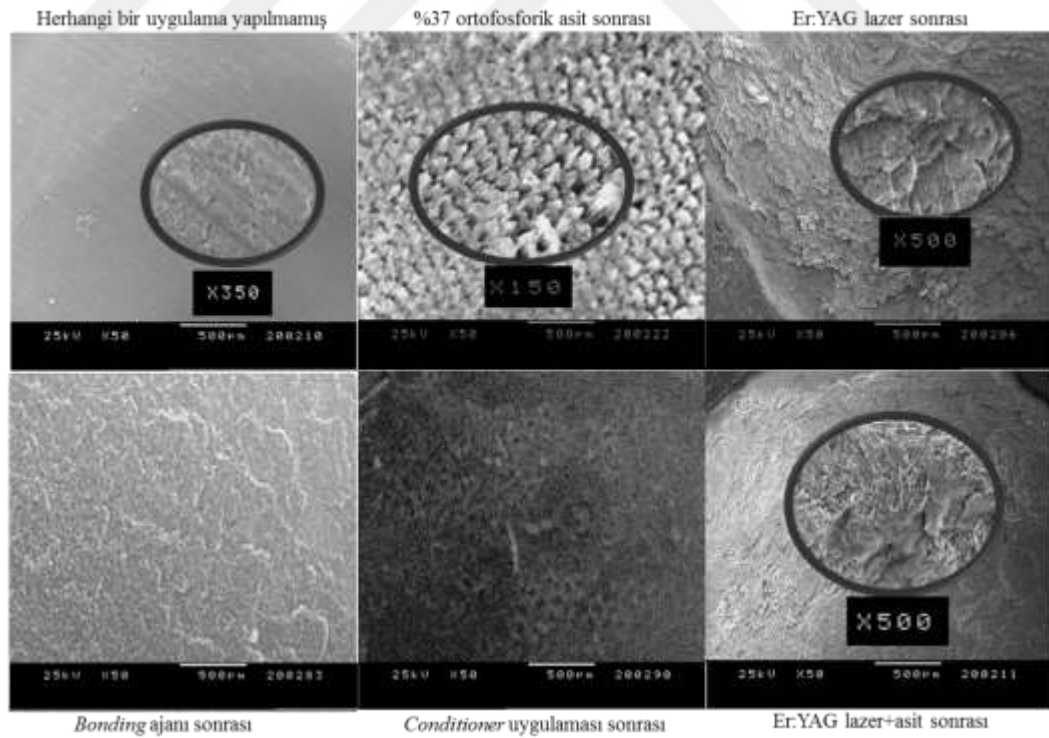
Makaslama bağ dayanımı testi sonrası tüm örneklerin kopma yüzeyleri ışık mikroskobu (Leicamicrosystems stereo microscope, Ltd.Stereo and microscope systems; Heerburg, İsviçre) altında 25 büyütme ile incelendi. Kopma tipleri; fissür örtücünün mine yüzeyinden tamamen ayrıldığı “adeziv kopma”, fissür örtücü ya da mine yüzeyinin kendi içine kırıldığı “koheziv kopma” ve her iki kırılma tipinin birlikte gözlemlendiği “karışık kopma” olarak sınıflandırıldı.

3.2.4 SEM İncelemesi

Işık mikroskobu (Leicamicrosystems stereo microscope, Ltd.Stereo and microscope systems; Heerburg, İsviçre) altında incelenerek seçilen örneklerin **Resim 33**'te görülen taramalı elektron mikroskobu (SEM) (Jeol JSM® 5200, Kyoto, Japonya) ile yüzeyleri değerlendirildi. Yüzey hazırlıkları sonrası SEM'de görüntülenen mine yüzeyleri **Resim 34**'te gösterilmektedir.



Resim 33: Taramalı elektron mikroskobu (SEM)



Resim 34: Farklı yüzey hazırlıkları sonrası minenin SEM görüntüleri

3.2.5 İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmaya dahil edilen tüm örneklerden elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirmesi Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Bölümü'nde SPSS 19.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) istatistik programı kullanılarak yapıldı.

Mikrosızıntı değerlendirmesinde, tüm çalışma gruplarından elde edilen skorlara yönelik verilere göre 13 grup arasındaki farkın anlamlı olup olmadığının değerlendirilmesi için Kruskal-Wallis testi yapıldı. $p < 0,05$ değeri anlamlı kabul edilerek uygulanan test sonrası gruplar arası farkın anlamlı olduğu bulundu. Daha sonrasında grupların ikili analizleri için Mann Whitney U testi kullanıldı.

Bağ dayanımı testi sonrası elde edilen verilere *Shapiro-Wilk* testi yapılarak, verilerin her gruptaki normal dağılışı kontrol edildi. Veriler normal dağılışa uygun olduğu için grupları karşılaştırmak için *Oneway Anova* testi kullanıldı. *Levene* testi ile varyansların homojen olmadığı saptandı ($p=0,004$). Sonrasında *Welch* istatistiği ile grupları arası fark olduğu tespit edildi ($p < 0,001$). Gruplar arası ikili analizler için *Dunnett T3* testi kullanıldı.

4 BULGULAR

4.1 Mikrosızıntı Testi Sonuçları

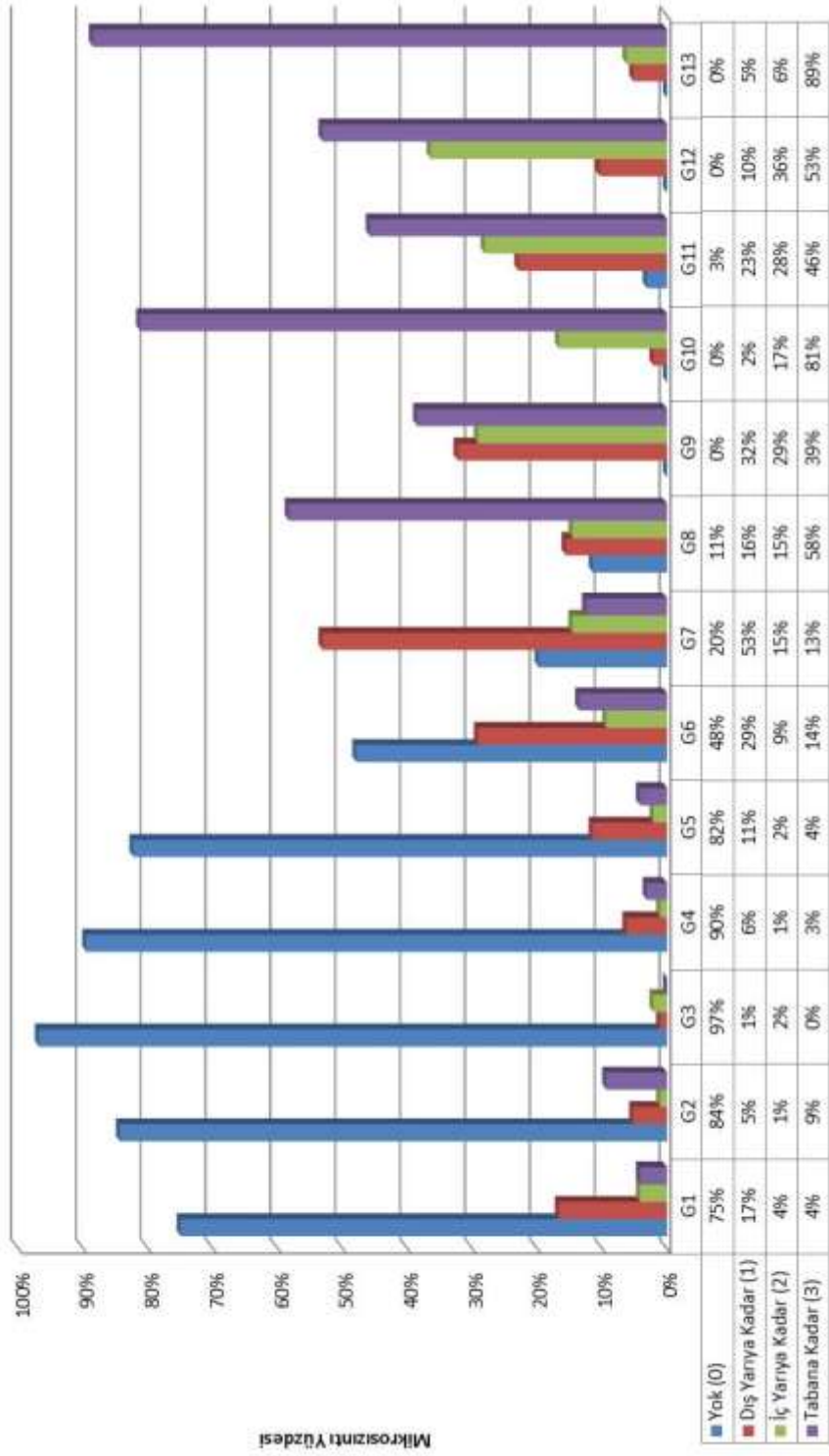
Yapılan mikrosızıntı çalışmasına yönelik gruplara göre mikrosızıntı skorlarının dağılımı (n=toplam yüzey sayısı) **Tablo 4**'te verilmektedir.

Tablo 4: Mikrosızıntı skorlarının gruplara göre dağılımı

Grup No	Mikrosızıntı Skorları			
	Yok (0)	Dış Yarıya Kadar (1)	İç Yarıya Kadar (2)	Tabana Kadar (3)
1 (n=96)	72	16	4	4
2 (n=96)	81	5	1	9
3 (n=96)	93	1	2	0
4 (n=96)	86	6	1	3
5 (n=96)	79	11	2	4
6 (n=96)	46	28	9	13
7 (n=96)	19	51	14	12
8 (n=96)	11	15	14	56
9 (n=96)	0	31	28	37
10 (n=96)	0	2	16	78
11 (n=96)	3	22	27	44
12 (n=96)	0	10	35	51
13 (n=96)	0	5	6	85

Gruplara göre mikrosızıntı skorlarının yüzdelik dağılımı **Grafik 1**'de verilmektedir.

Gruplara Göre Mikrosızıntı Dağılımı Yüzdesi



Grafik 1: Gruplara göre Mikrosızıntı Dağılım Yüzdesi

Mann –Whitney U testi sonuçlarına göre,

Lazer+*Clinpro*[®] grubu (G1) diğer gruplarla kıyaslandığında;

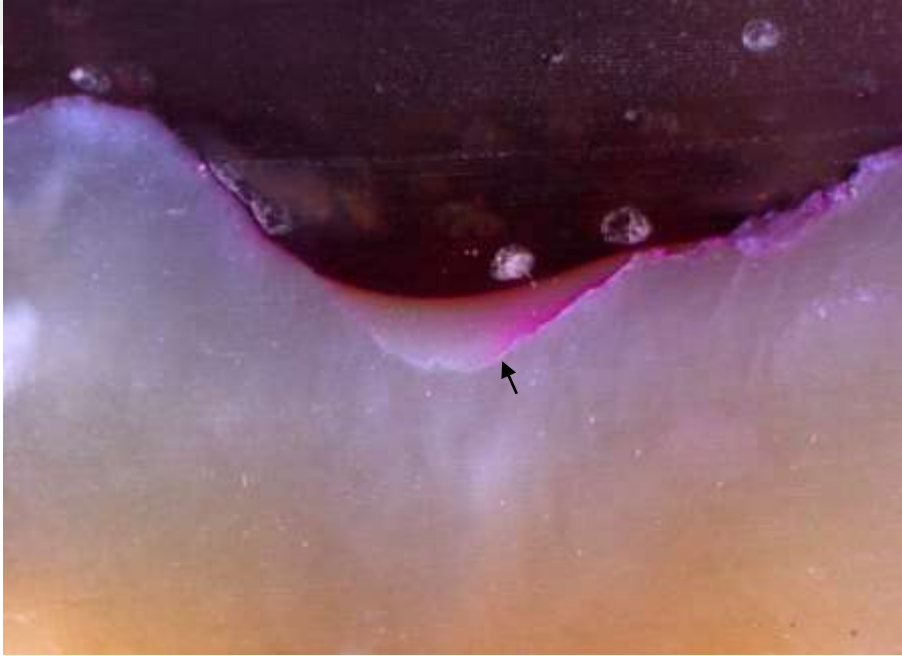
- Lazer+asit+*Clinpro*[®] (G2) ve asit+*Clinpro*[®] (G5) gruplarına göre daha yüksek sızıntı skoru göstermiş, ancak bu sonuç istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
- Lazer+asit+bond+*Clinpro*[®] (G3) ve lazer+bond+ *Clinpro*[®] (G4) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek mikrosızıntı değerlerine sahip bulunmuştur ($p<0,05$).
- Asit+bond+ *Clinpro*[®] (G6), bond+ *Clinpro*[®] (G7), lazer+*Fuji Triage*[®] (G8), lazer+bond+*Fuji Triage*[®] (G9), lazer+conditioner+*Fuji Triage*[®] (G10), lazer+conditioner+bond+*Fuji Triage*[®] (G11), conditioner+*Fuji Triage*[®] (G12) ve Doğrudan *Fuji Triage*[®] (G13) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük mikrosızıntı skoru göstermiştir ($p<0,05$).
- Grubun mikrosızıntı skorlarına ait görüntüler **Resim 35-38**'de gösterilmiştir.



Resim 35: Lazer+*Clinpro*[®] grubunda x40 büyütmede 0 skoru olan bir örnek



Resim 36: Lazer+*Clinpro*[®] grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek



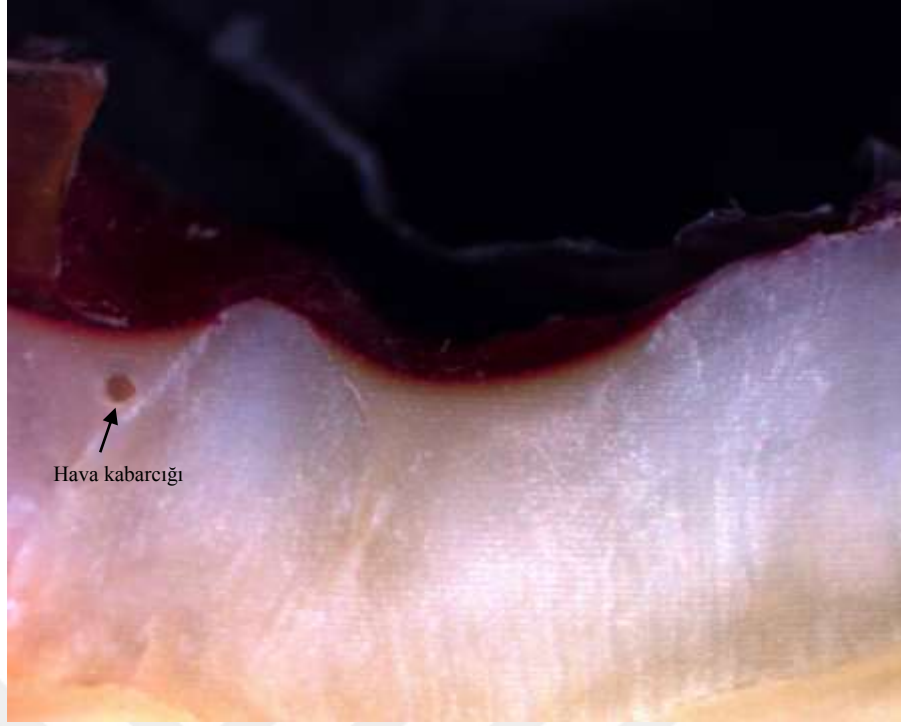
Resim 37: Lazer+*Clinpro*[®] grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek



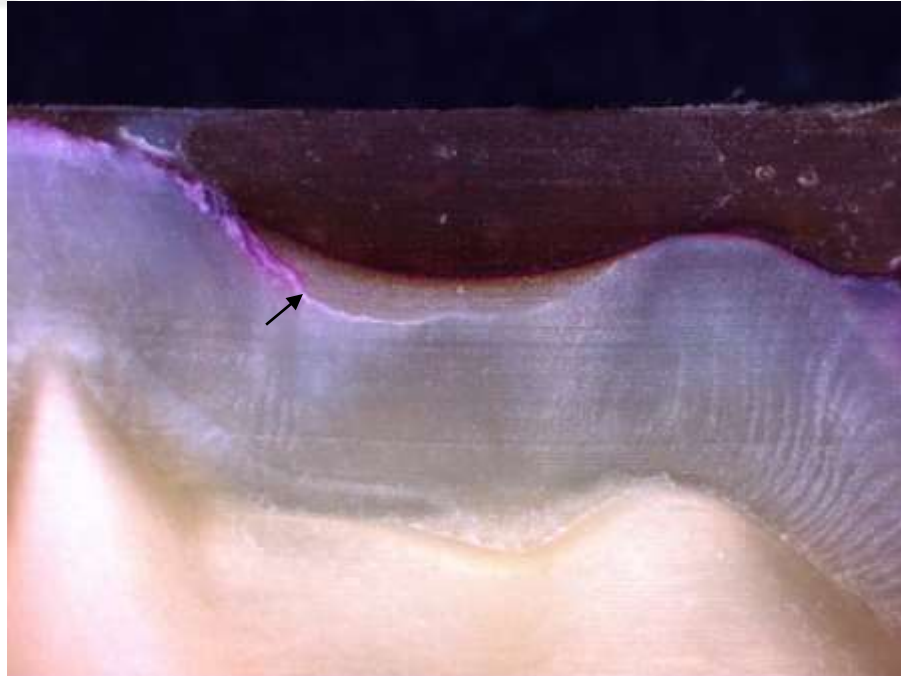
Resim 38: Lazer+Clinpro® grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek

Lazer+asit+Clinpro® grubu (G2) diğer gruplarla kıyaslandığında;

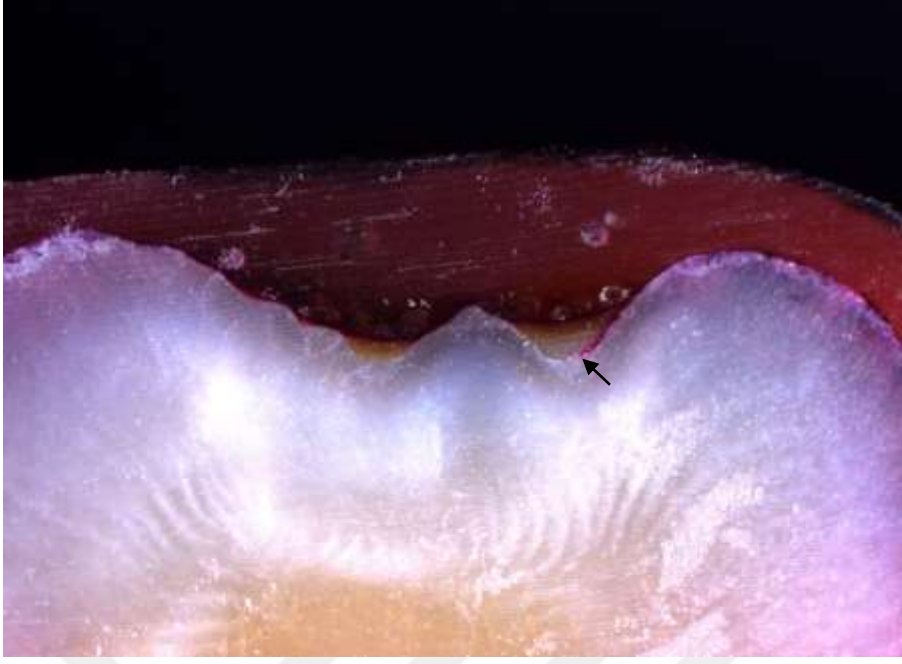
- Lazer+asit+bond+Clinpro® (G3), lazer+bond+Clinpro® (G4), asit+Clinpro® (G5) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.
- Asit+bond+ Clinpro® (G6), bond+ Clinpro® (G7), lazer+Fuji Triage® (G8), lazer+bond+Fuji Triage® (G9), lazer+conditioner+FujiTriage® (G10), lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® (G11), conditioner+Fuji Triage® (G12) ve doğrudan Fuji Triage® (G13) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük mikrosızıntı skoru göstermiştir ($p<0,05$).
- Grubun mikrosızıntı skorlarına ait görüntüler **Resim 39-42**'de gösterilmiştir.



Resim 39: Lazer+asit+Clinpro® grubunda x40 büyütmede 0 skoru olan bir örnek



Resim 40: Lazer+asit+Clinpro® grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek



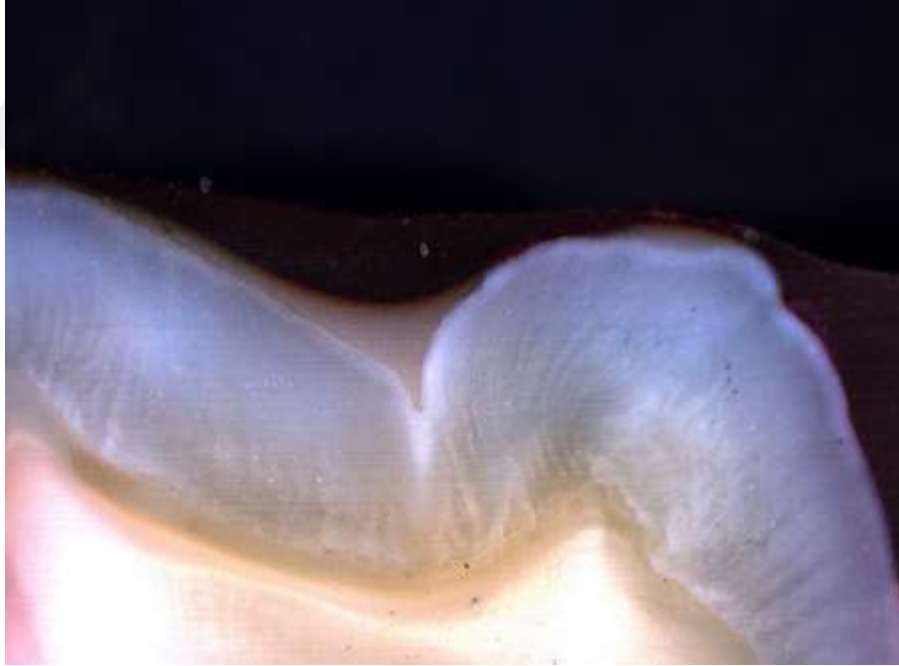
Resim 41: Lazer+asit+Clinpro® grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek



Resim 42: Lazer+asit+Clinpro® grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek

Lazer+asit+bond+*Clinpro*[®] (G3) grubu diğer gruplarla kıyaslandığında;

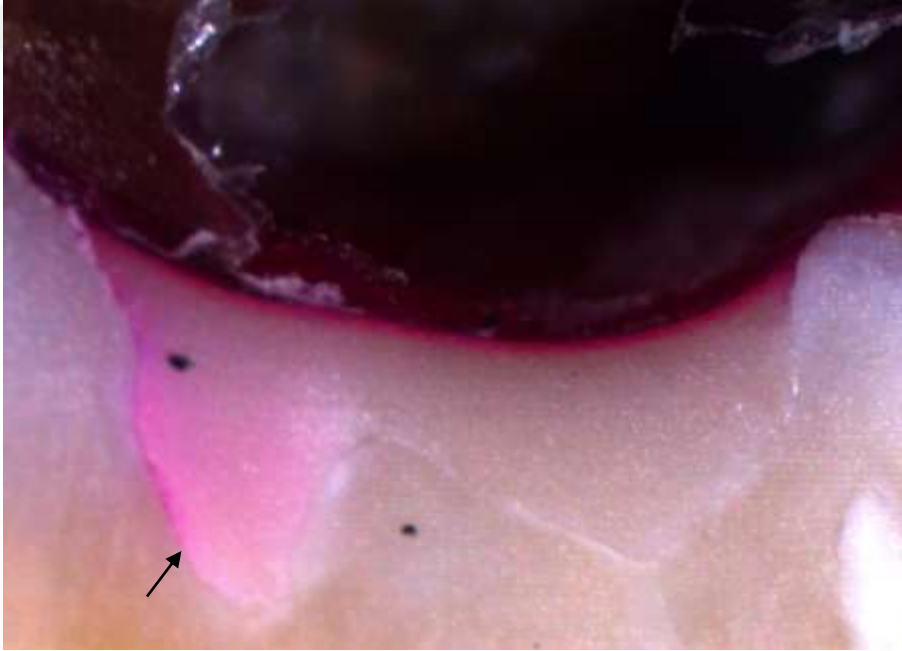
- Lazer+bond+*Clinpro*[®] (G4) ve asit+*Clinpro*[®] (G5) grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.
- Asit+bond+*Clinpro*[®] (G6), bond+*Clinpro*[®] (G7), lazer+*Fuji Triage*[®] (G8), lazer+bond+*Fuji Triage*[®] (G9), lazer+conditioner+*Fuji Triage*[®] (G10), lazer+conditioner+bond+*Fuji Triage*[®] (G11), conditioner+*Fuji Triage*[®] (G12) ve doğrudan *Fuji Triage*[®] (G13) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük mikrosızıntı skoru göstermiştir ($p<0,05$).
- Grubun mikrosızıntı skorlarına ait görüntüler **Resim 43-45**'te gösterilmiştir.



Resim 43: Lazer+asit+bond+*Clinpro*[®] grubunda x40 büyütmede 0 skoru olan bir örnek



Resim 44: Lazer+asit+bond+*Clinpro*[®] grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek



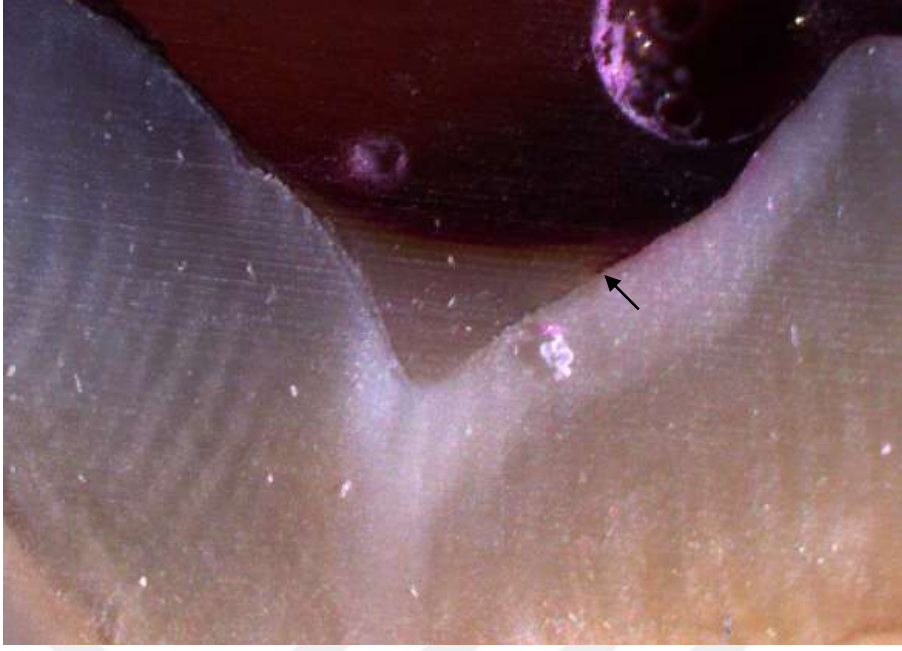
Resim 45: Lazer+asit+bond+*Clinpro*[®] grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek

Lazer+bond+Clinpro® (G4) grubu diğer gruplarla kıyaslandığında;

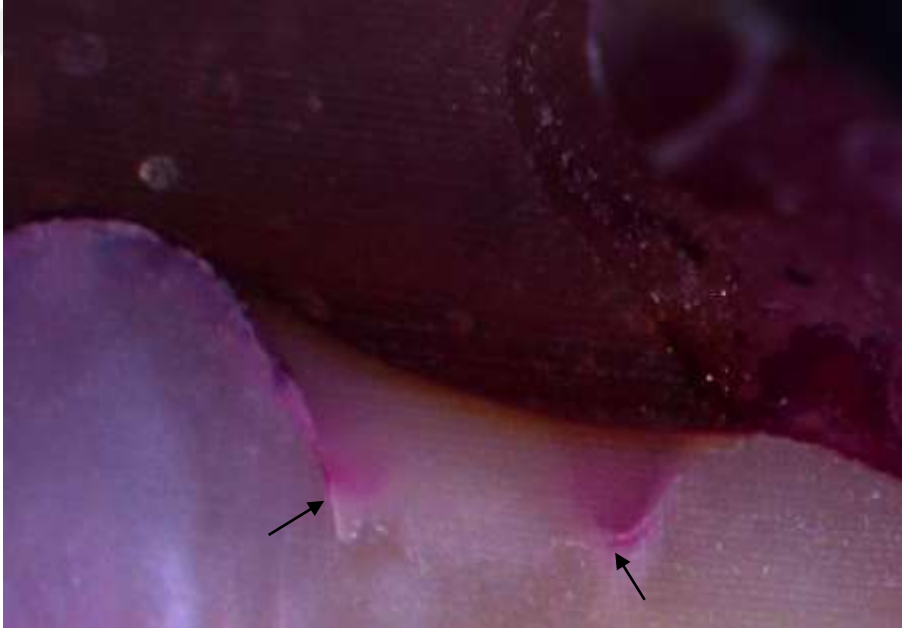
- Asit+Clinpro® (G5) grubu ile arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.
- Asit+bond+Clinpro® (G6), bond+Clinpro® (G7), lazer+Fuji Triage® (G8), lazer+bond+Fuji Triage® (G9), lazer+conditioner+Fuji Triage® (G10), lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® (G11), conditioner+Fuji Triage® (G12) ve doğrudan Fuji Triage® (G13) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük mikrosızıntı skoru göstermiştir ($p<0,05$).
- Grubun mikrosızıntı skorlarına ait görüntüler **Resim 46-49**'da gösterilmiştir.



Resim 46: Lazer+bond+Clinpro® grubunda x40 büyütmede 0 skoru olan bir örnek



Resim 47: Lazer+bond+Clinpro® grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek



Resim 48: Lazer+bond+Clinpro® grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek



Resim 49: Lazer+bond+Clinpro® grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek

Asit+Clinpro® (G5) grubu diğer gruplarla kıyaslandığında;

- Asit+bond+Clinpro® (G6), bond+Clinpro® (G7), lazer+Fuji Triage® (G8), lazer+bond+Fuji Triage® (G9), lazer+conditioner+Fuji Triage® (G10), lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® (G11), conditioner+Fuji Triage® (G12) ve doğrudan Fuji Triage® (G13) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük mikrosızıntı skoru göstermiştir ($p<0,05$).
- Grubun mikrosızıntı skorlarına ait görüntüler **Resim 50-53**'te gösterilmiştir.



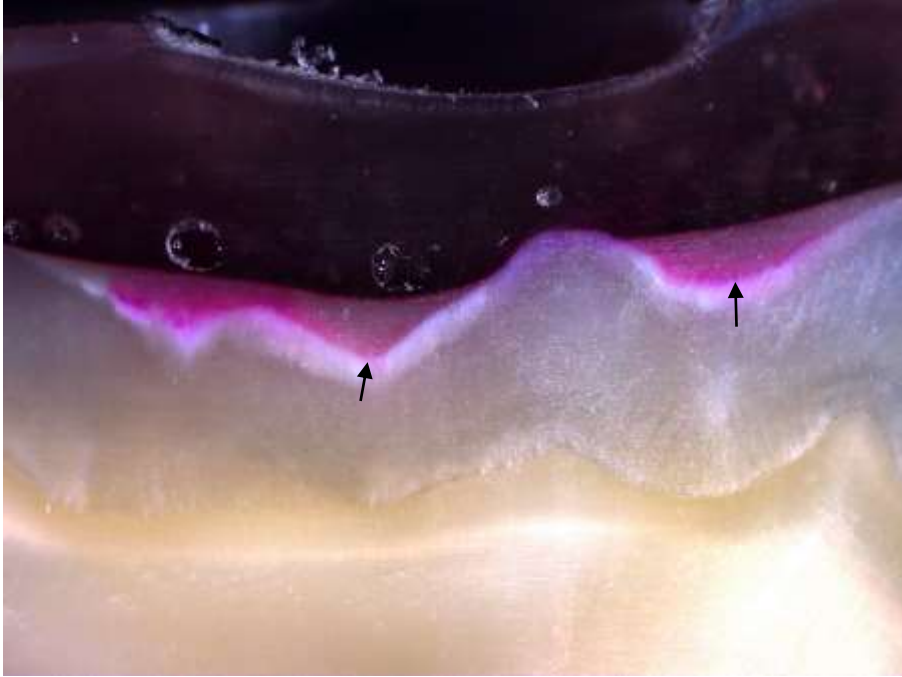
Resim 50: Asit+*Clinpro*[®] grubunda x40 büyütmede 0 skoru olan bir örnek



Resim 51: Asit+*Clinpro*[®] grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek



Resim 52: Asit+*Clinpro*[®] grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek



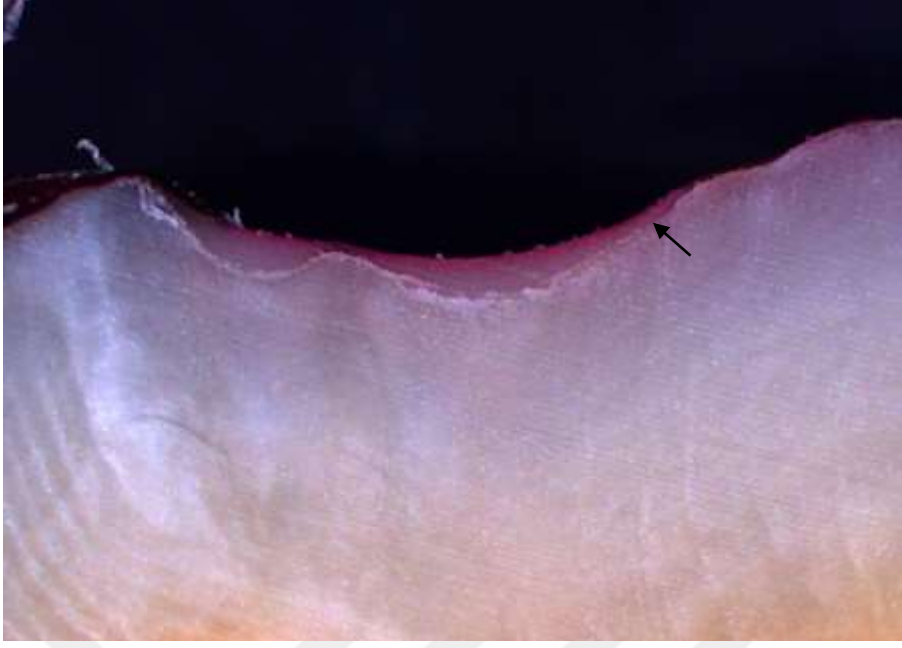
Resim 53: Asit+*Clinpro*[®] grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek

Asit+bond+Clinpro® (G6) grubu diğer gruplarla kıyaslandığında;

- Bond+Clinpro® (G7), lazer+Fuji Triage® (G8), lazer+bond+Fuji Triage® (G9), lazer+conditioner+Fuji Triage® (G10), lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® (G11), conditioner+ Fuji Triage® (G12) ve doğrudan Fuji Triage® (G13) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük mikrosızıntı skoru göstermiştir ($p<0,05$).
- Grubun mikrosızıntı skorlarına ait görüntüler **Resim 54-57**'de gösterilmiştir.



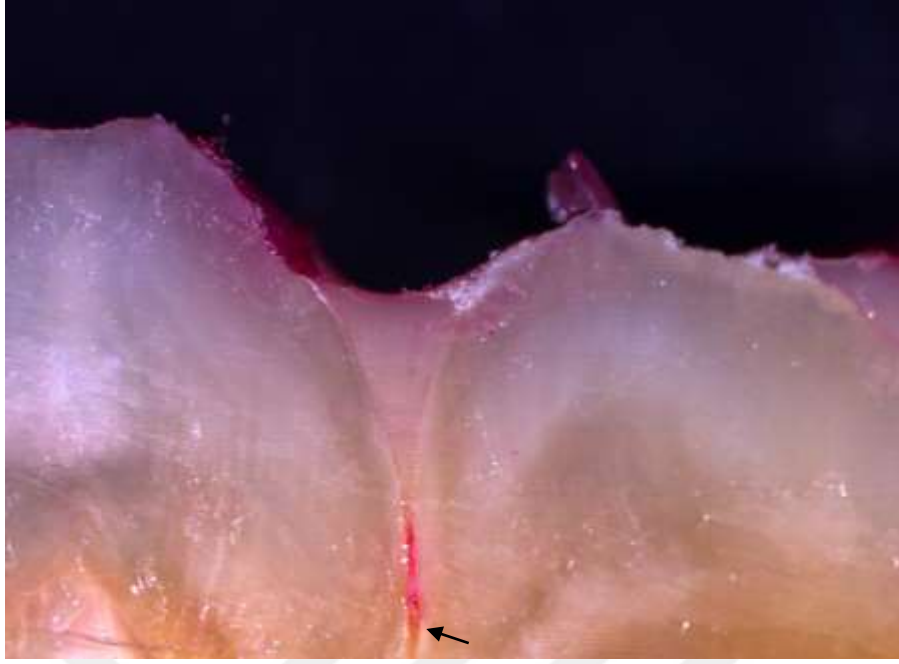
Resim 54: Asit+bond+Clinpro® grubunda x40 büyütmede 0 skoru olan bir örnek



Resim 55: Asit+bond+Clinpro® grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek



Resim 56: Asit+bond+Clinpro® grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek



Resim 57: Asit+bond+Clinpro® grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek

Bond+Clinpro® (G7) grubu diğer gruplarla kıyaslandığında;

- Lazer+Fuji Triage® (G8), lazer+bond+Fuji Triage® (G9), lazer+conditioner+Fuji Triage® (G10), lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® (G11), conditioner+Fuji Triage® (G12) ve doğrudan Fuji Triage® (G13) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük mikrosızıntı skoru göstermiştir ($p<0,05$).
- Grubun mikrosızıntı skorlarına ait görüntüler **Resim 58-61**'de gösterilmiştir.



Resim 58: Bond+Clinpro® grubunda x40 büyütmede 0 skoru olan bir örnek



Resim 59: Bond+Clinpro® grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek



Resim 60: Bond+Clinpro® grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek



Resim 61: Bond+Clinpro® grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek

Lazer+Fuji Triage® (G8) grubu diğer gruplarla kıyaslandığında;

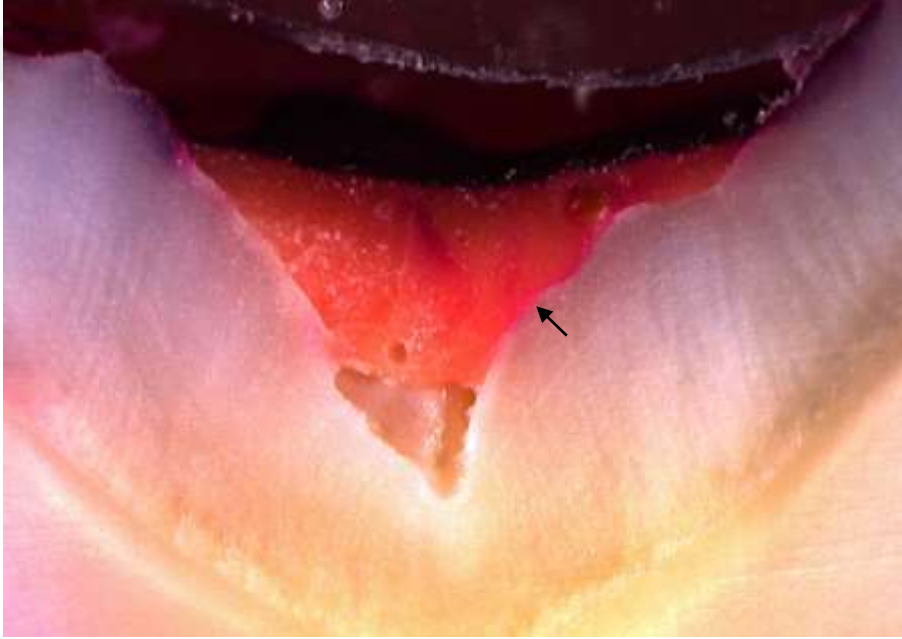
- Lazer+bond+Fuji Triage® (G9) ve lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® (G11) gruplarına göre daha yüksek, conditioner+Fuji Triage® (G12) grubuna benzer mikrosızıntı göstermiş ancak istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.
- Lazer+conditioner+Fuji Triage® (G10) ve doğrudan Fuji Triage® (G13) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük mikrosızıntı skoru göstermiştir ($p<0,05$).
- Grubun mikrosızıntı skorlarına ait görüntüler **Resim 62-65**'te gösterilmiştir.



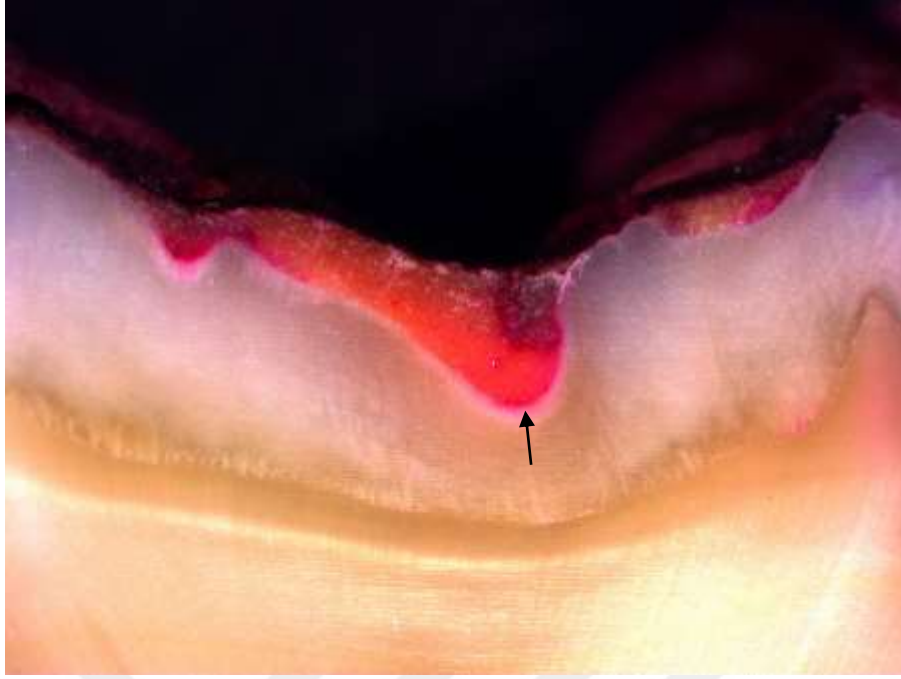
Resim 62: Lazer+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 0 skoru olan bir örnek



Resim 63: Lazer+*Fuji Triage*® grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek



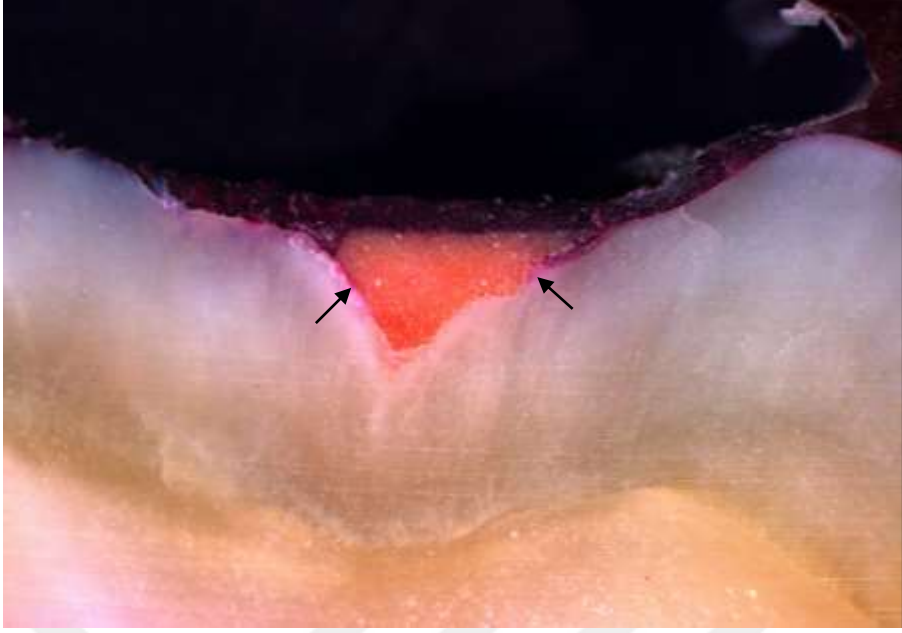
Resim 64: Lazer+*Fuji Triage*® grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek



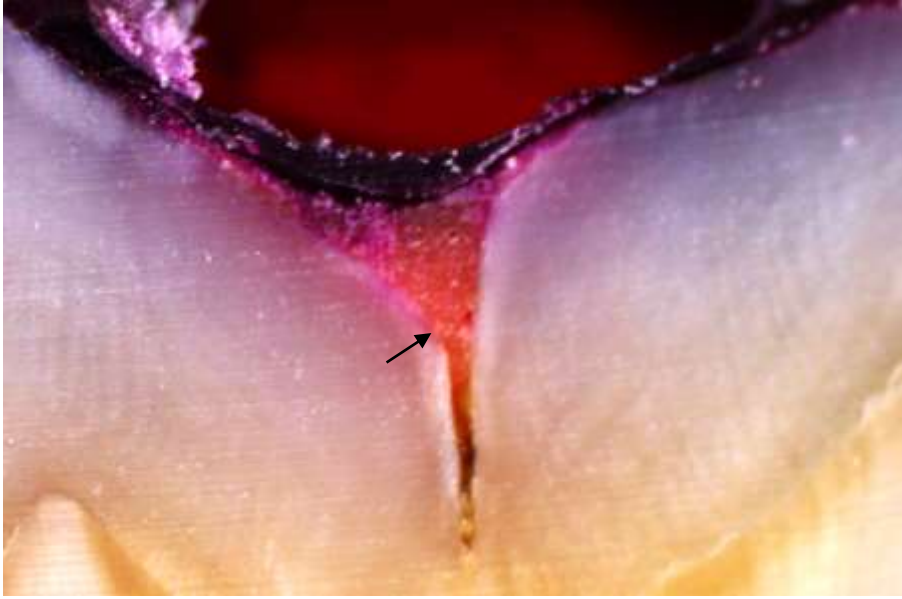
Resim 65: Lazer+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek

Lazer+bond+Fuji Triage® (G9) grubu diğer gruplarla kıyaslandığında;

- Lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® (G11) grubuna göre daha düşük mikrosızıntı göstermiş olup, bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
- Lazer+conditioner+Fuji Triage® (G10), conditioner+Fuji Triage® (G12) ve doğrudan Fuji Triage® (G13) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük mikrosızıntı skoru göstermiştir ($p<0,05$).
- Grubun mikrosızıntı skorlarına ait görüntüler **Resim 66-68**'de gösterilmiştir.



Resim 66: Lazer+bond+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek



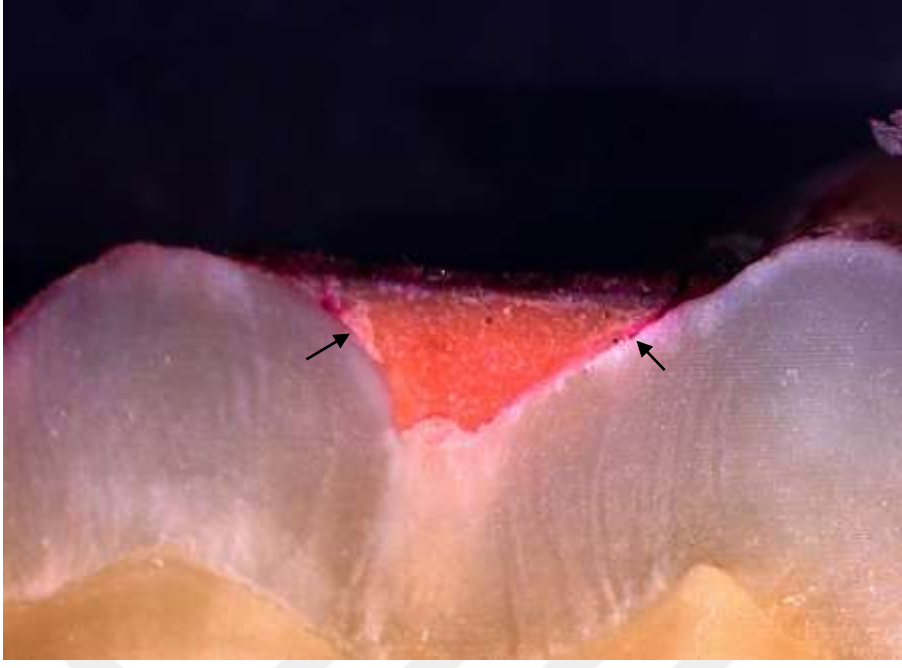
Resim 67: Lazer+bond+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek



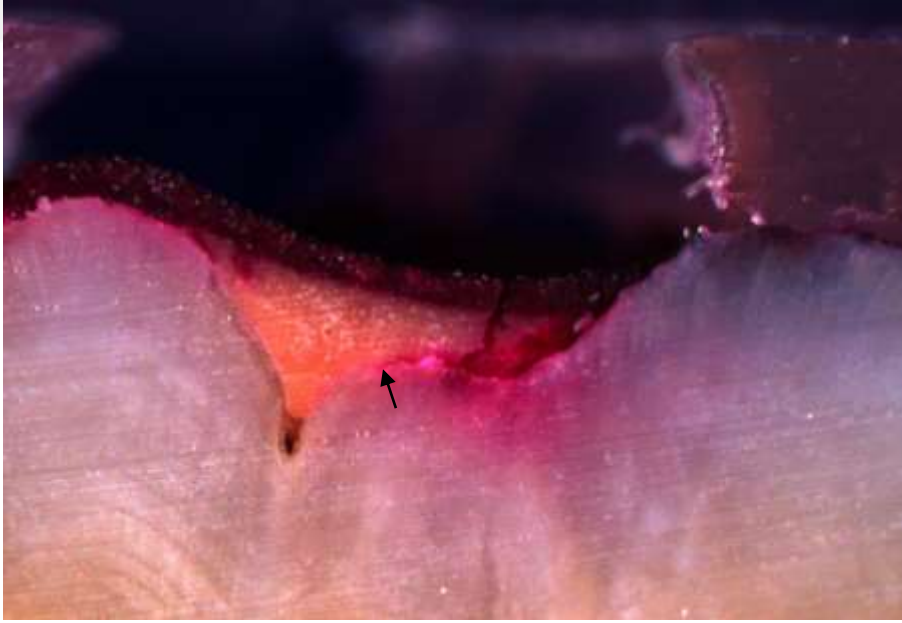
Resim 68: Lazer+bond+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek

Lazer+conditioner+Fuji Triage® (G10) grubu diğer gruplarla kıyaslandığında;

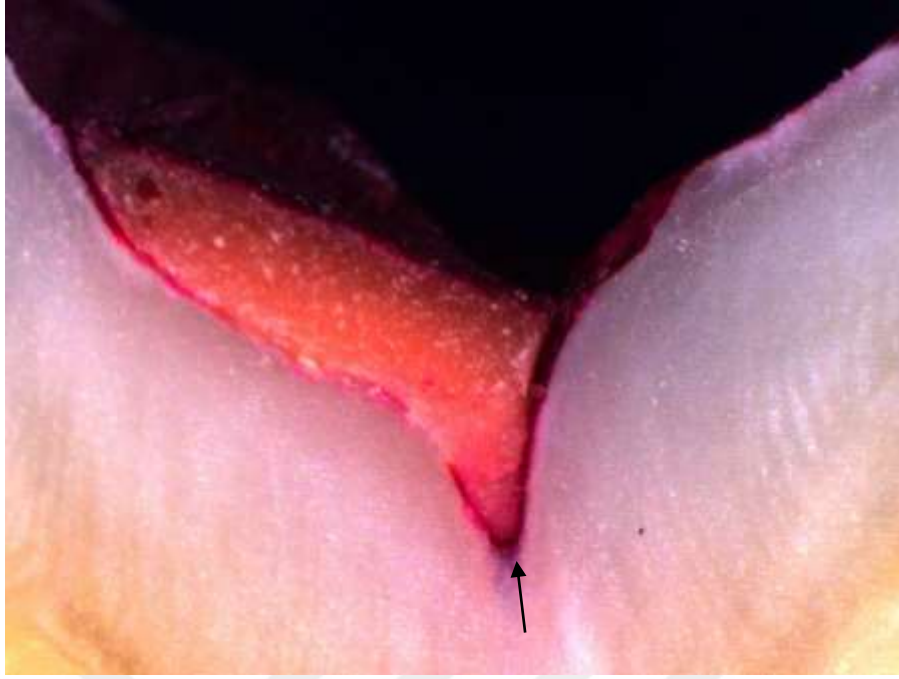
- Doğrudan Fuji Triage® (G13) grubuna göre daha düşük mikrosızıntı göstermiş ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
- Lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® (G11) ve conditioner+Fuji Triage® (G12) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük mikrosızıntı skoru göstermiştir ($p<0,05$).
- Grubun mikrosızıntı skorlarına ait görüntüler **Resim 69-71**'de gösterilmiştir.



Resim 69: Lazer+conditioner+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek



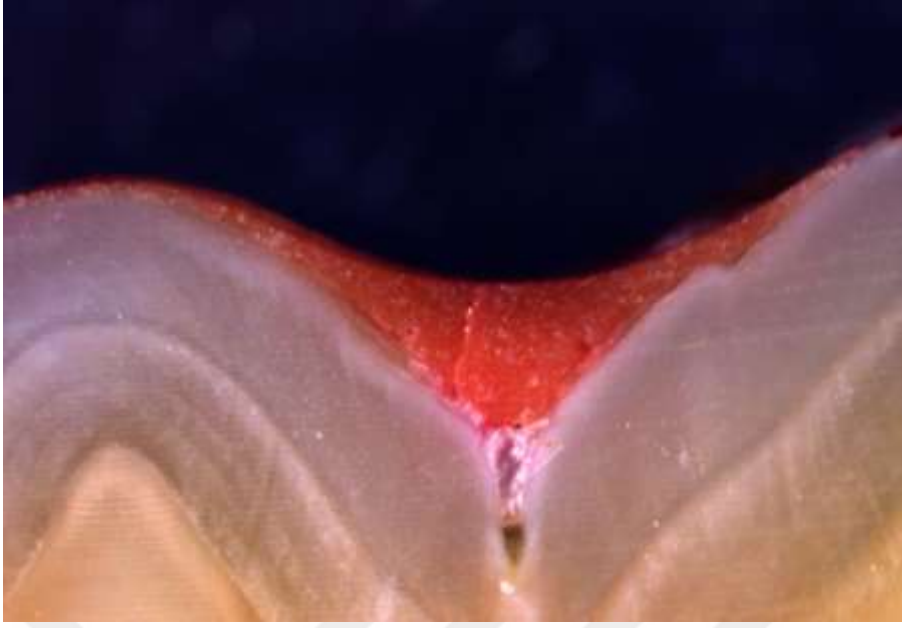
Resim 70: Lazer+conditioner+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek



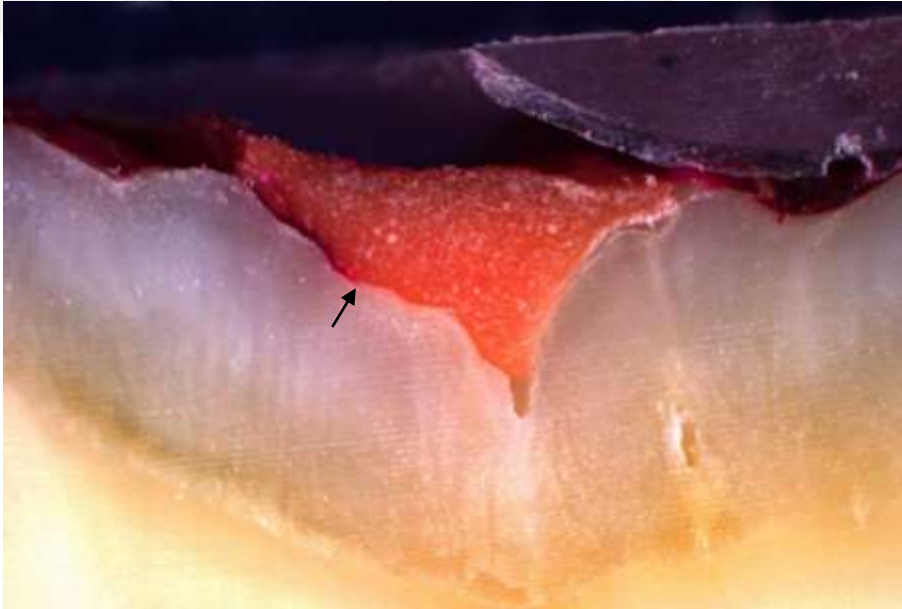
Resim 71: Lazer+conditioner+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek

Lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® (G11) grubu diğer gruplarla kıyaslandığında;

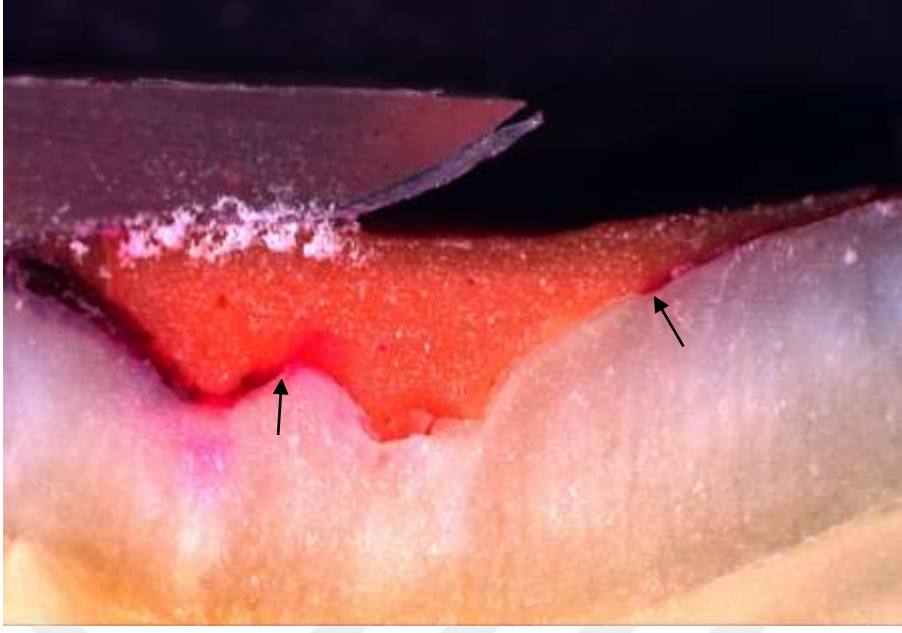
- Conditioner+Fuji Triage® (G12) grubuna göre daha düşük mikrosızıntı göstermiş ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
- Doğrudan Fuji Triage® (G13) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük mikrosızıntı göstermiştir ($p<0,05$).
- Grubun mikrosızıntı skorlarına ait görüntüler **Resim 72-75**'te gösterilmiştir.



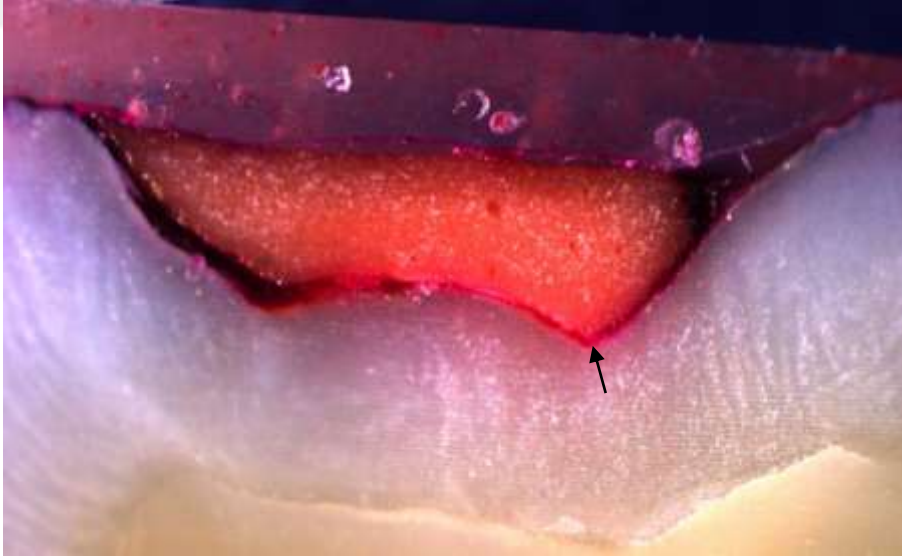
Resim 72: Lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 0 skoru olan bir örnek



Resim 73: Lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek

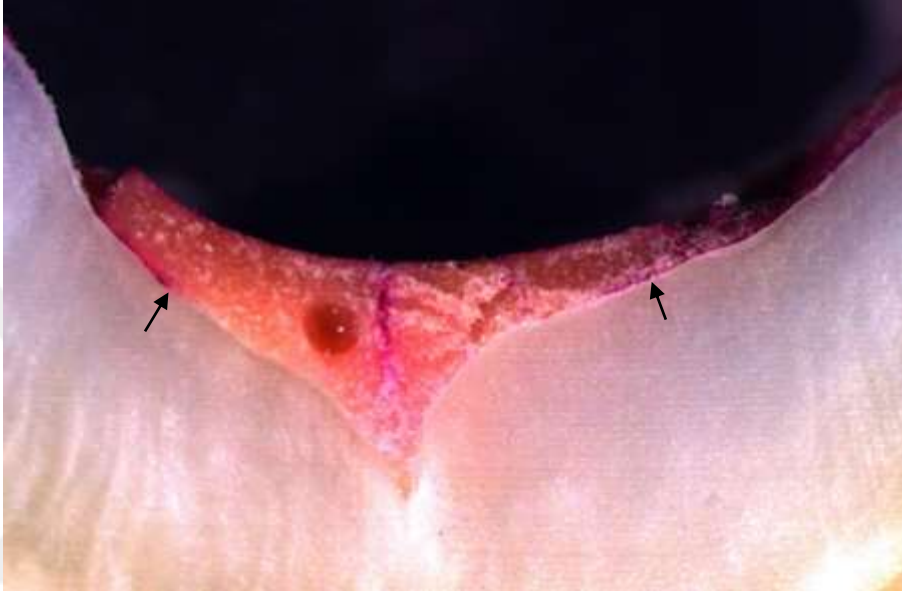


Resim 74: Lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek

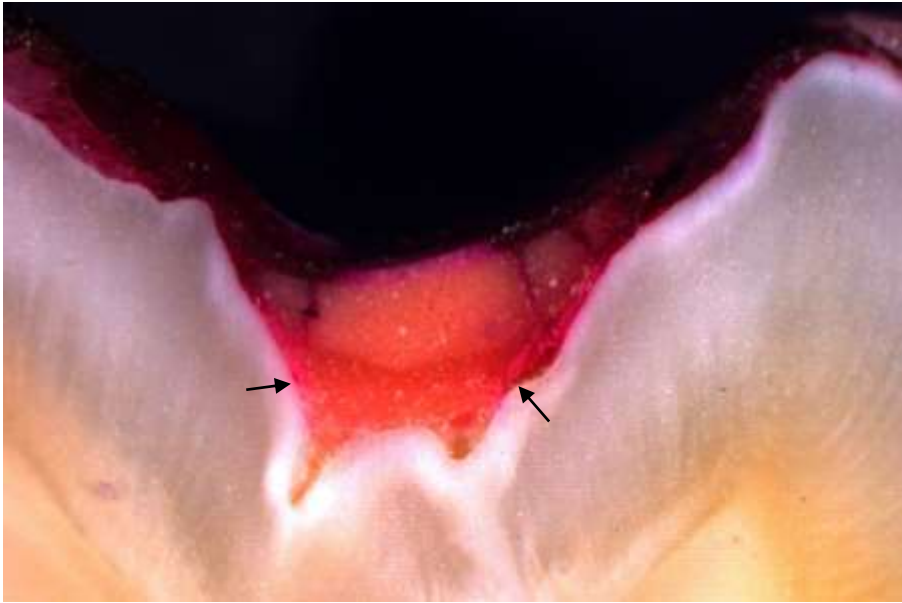


Resim 75: Lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek

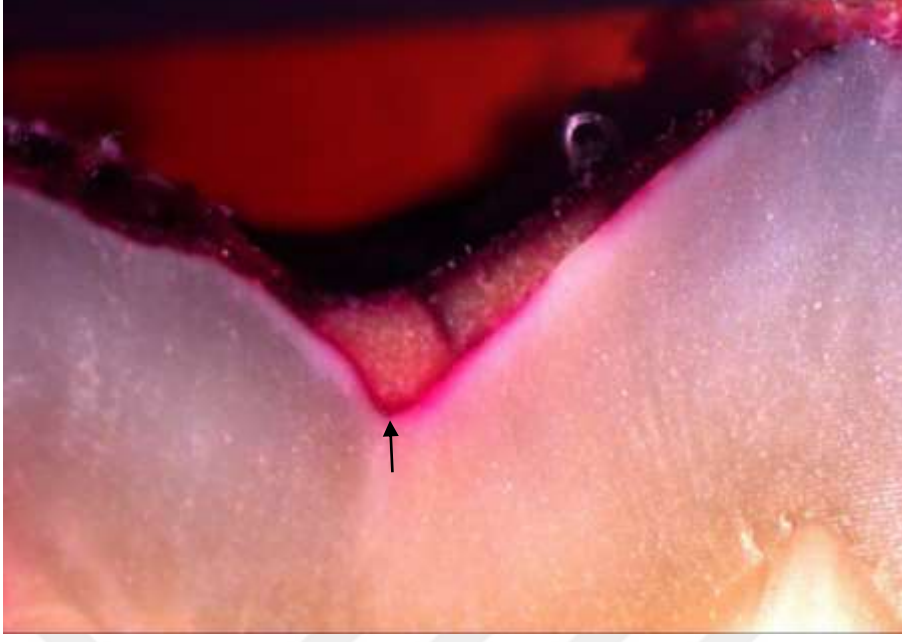
Conditioner+Fuji Triage® (G12) grubu doğrudan *Fuji Triage®* (G13) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük mikrosızıntı göstermiştir ($p<0,05$). Grupların mikrosızıntı skorlarına ait görüntüler **Resim 76-81**'de gösterilmiştir.



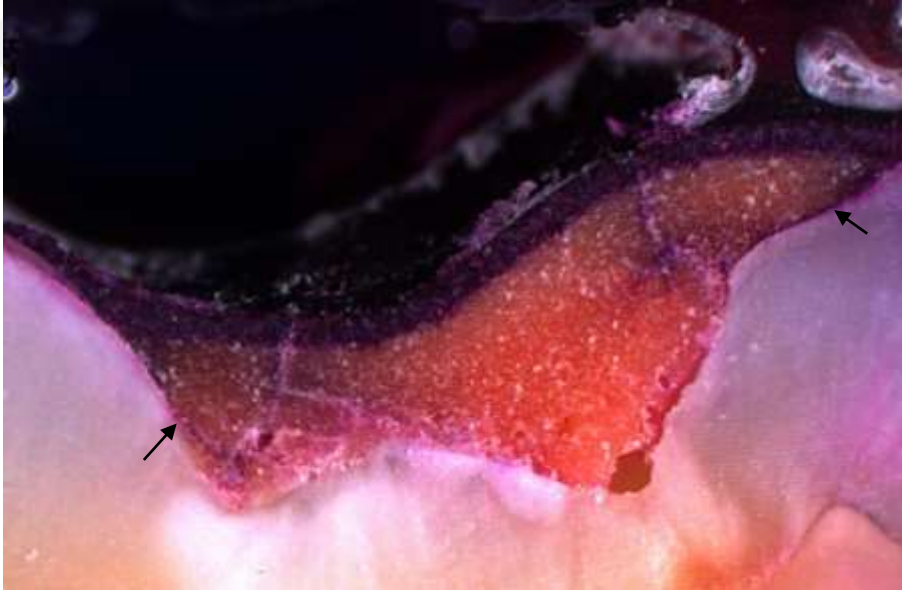
Resim 76: *Conditioner+Fuji Triage®* grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek



Resim 77: *Conditioner+Fuji Triage®* grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek



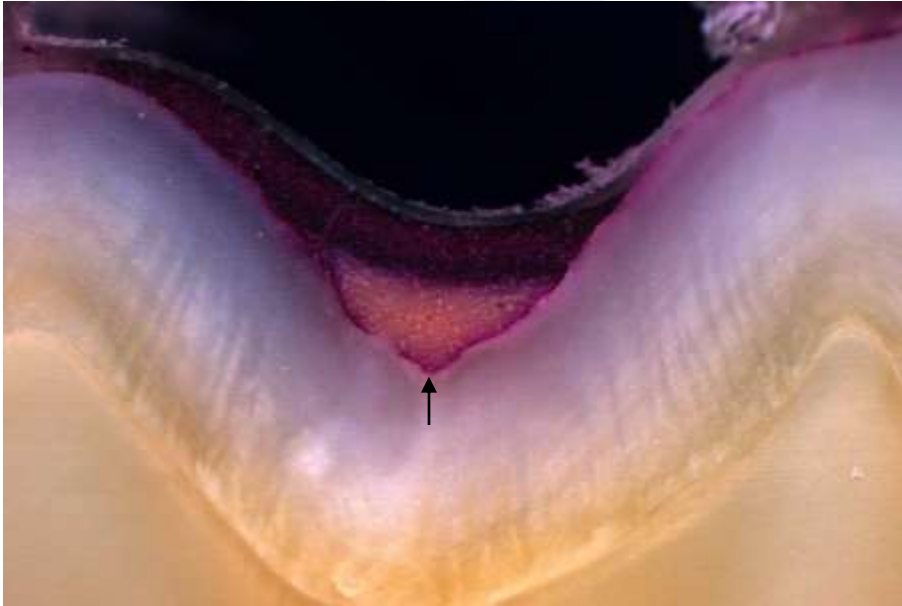
Resim 78: *Conditioner+Fuji Triage®* grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek



Resim 79: Doğrudan *Fuji Triage®* grubunda x40 büyütmede 1 skoru olan bir örnek



Resim 80: Doğrudan Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 2 skoru olan bir örnek



Resim 81: Doğrudan Fuji Triage® grubunda x40 büyütmede 3 skoru olan bir örnek

Tüm gruplara ait istatistiksel farklılıkları belirten p değerleri **Tablo5**'te verildi.

Tablo 5: Mikrosızınıtı skorlarına göre p değerleri

Grup No	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
1	0,06	0,002 [§]	0,043 [§]	0,277	0,012 [§]	<0,001 [§]	<0,001 [§]	<0,001 [§]	<0,001 [§]	<0,001 [§]	<0,001 [§]	<0,001 [§]
2		0,549	0,475	0,423	0,004 [†]	<0,001 [†]	<0,001 [†]	<0,001 [†]	<0,001 [†]	<0,001 [†]	<0,001 [†]	<0,001 [†]
3			0,167	0,081	<0,001 ^θ	<0,001 ^θ	<0,001 ^θ	<0,001 ^θ	<0,001 ^θ	<0,001 ^θ	<0,001 ^θ	<0,001 ^θ
4				0,617	0,001 [‡]	<0,001 [‡]	<0,001 [‡]	<0,001 [‡]	<0,001 [‡]	<0,001 [‡]	<0,001 [‡]	<0,001 [‡]
5					0,004 ^ˆ	<0,001 ^ˆ	<0,001 ^ˆ	<0,001 ^ˆ	<0,001 ^ˆ	<0,001 ^ˆ	<0,001 ^ˆ	<0,001 ^ˆ
6						0,038 [¥]	<0,001 [¥]	<0,001 [¥]	<0,001 [¥]	<0,001 [¥]	<0,001 [¥]	<0,001 [¥]
7							0,002 ^Ɔ	<0,001 ^Ɔ	<0,001 ^Ɔ	<0,001 ^Ɔ	<0,001 ^Ɔ	<0,001 ^Ɔ
8								0,202	0,002 ^Ψ	0,556	0,493	0,001 ^Ψ
9									<0,001 ^Φ	0,507	0,034 ^Φ	<0,001 ^Φ
10										0,001 ^h	0,002 ^h	0,316
11											0,23	<0,001 ^b
12												0,001 ^c

§: Lazer+Clinpro® grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı

†: Lazer+asit+Clinpro® grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı

θ: Lazer+asit+bond+Clinpro® grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı

‡: Lazer+bond+Clinpro® grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı

ˆ: Asit+Clinpro® grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı

¥: Asit+bond+Clinpro® grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı

Ɔ: Bond+Clinpro® grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı

Ψ: Lazer+Fuji Triage® grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı

Φ: Lazer+bond+Fuji Triage® grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı

h: Lazer+conditioner+Fuji Triage® grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı

b: Lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı

c: Conditioner+Fuji Triage® grubu ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı

Tüm gruplara ait medyan, minimum ve maksimum değerleri **Tablo 6**'da verildi.

Tablo 6: Grupların mikrosızıntı medyan, minimum ve maksimum değerleri

Mikrosızıntı gruplarına ait medyan, minimum ve maksimum değerleri			
Grup No	Medyan	Minimum	Maksimum
1	0,33	0	1,17
2	0	0	3
3	0	0	0,33
4	0	0	1,5
5	0	0	1,33
6	0,83	0	2,17
7	1,16	0,67	2,5
8	2,5	0,83	3
9	2,08	1,17	3
10	2,83	2,33	3
11	2,25	0,83	3
12	2,5	1,83	2,83
13	3	2	3

Medyan değerlerine göre gruplar arasında mikrosızıntı yönünden sıralama lazer+asit+*Clinpro*[®] (G2) = lazer+asit+bond+*Clinpro*[®] (G3) = lazer+bond+*Clinpro*[®] (G4) = asit+*Clinpro*[®] (G5) < lazer+*Clinpro*[®] (G1) < asit+bond+*Clinpro*[®] (G6) < bond+*Clinpro*[®] (G7) < lazer+bond+*Fuji Triage*[®] (G9) < lazer+conditioner+bond+*Fuji Triage*[®] (G11) < lazer+*Fuji Triage*[®] (G8) = conditioner+*Fuji Triage*[®] (G12) < lazer+conditioner+*Fuji Triage*[®] (G10) < doğrudan *Fuji Triage*[®] (G13) şeklinde saptandı (p<0,05).

4.2 Bağ Dayanımı Testi Sonuçları

Bağ dayanımı testi sonrası elde edilen ortalama değerler **Tablo 7**'de ve gruplar arası ikili analizler için yapılan *Dunnett T3* testi ve gruplara ait p değerleri **Tablo 8**'de görölmektedir.

Tablo 7: Bağ dayanımı skorları için Oneway Anova tablosu

	N	Ort.	Std. Sapma	Std. Hata	Ortalama için %95'lik güven aralığı		Min.	Maks.
					Alt sınır	Üst sınır		
1	7	9,946	2,169	0,820	7,939	11,952	6,936	12,956
2	7	12,304	2,638	0,997	9,864	14,743	8,983	16,964
3	7	8,621	1,252	0,473	7,462	9,779	6,839	10,761
4	7	9,080	1,907	0,720	7,316	10,844	7,038	12,503
5	7	16,396	1,599	0,604	14,917	17,875	13,180	17,601
6	7	13,344	1,767	0,667	11,709	14,978	11,270	16,531
7	7	9,202	1,532	0,579	7,785	10,619	7,196	11,764
8	7	3,666	0,597	0,225	3,113	4,218	2,568	4,317
9	7	2,684	0,659	0,249	2,074	3,294	1,962	3,600
10	7	5,674	0,810	0,306	4,924	6,423	4,917	7,104
11	7	2,289	0,715	0,270	1,627	2,950	1,156	3,376
12	7	7,432	0,526	0,198	6,945	7,919	6,725	8,110
13	7	6,648	0,820	0,310	5,889	7,407	5,454	7,627
Toplam	91	8,253	4,271	0,447	7,363	9,142	1,156	17,601

Tablo 8: *Dunnett T3* testine göre gruplar arası bağ dayanımı skorları kıyaslamasında ortalama ve p değerleri

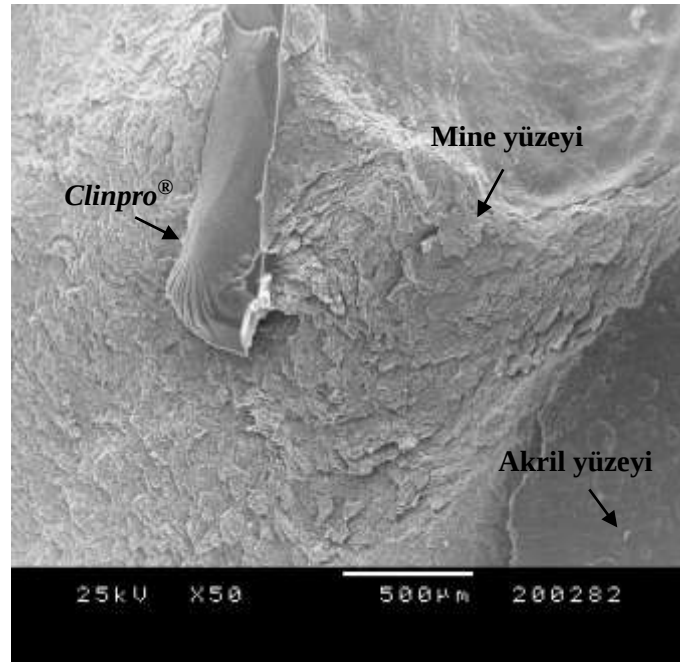
Grup No	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	
1	-2,358	1,325	0,865	-6,450	-3,398	0,743	6,279	7,261	4,271	7,657	2,513	3,297	ort.fark
	0,949	0,997	1,000	0,003*	0,269	1,000	0,006*	0,002*	0,049*	0,001*	0,419	0,172	p
2		3,683	3,223	-4,092	-1,040	3,101	8,637	9,619	6,629	10,015	4,871	5,655	ort.fark
		0,262	0,559	0,195	1,000	0,526	0,003*	0,002*	0,013*	0,001*	0,070	0,031*	p
3			-0,459	-7,775	-4,723	-0,581	4,954	5,936	2,946	6,332	1,188	1,972	ort.fark
			1,000	0,000*	0,007*	1,000	0,000*	0,000*	0,017*	0,000*	0,728	0,195	p
4				-7,315	-4,263	-0,122	5,414	6,396	3,406	6,791	1,647	2,432	ort.fark
				0,000*	0,047*	1,000	0,006*	0,002*	0,082	0,001*	0,778	0,351	p
5					3,052	7,193	12,729	13,711	10,721	14,107	8,963	9,747	ort.fark
					0,206	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	p
6						4,141	9,677	10,659	7,669	11,055	5,911	6,695	ort.fark
						0,028*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,002*	0,001*	p
7							5,536	6,518	3,528	6,913	1,769	2,554	ort.fark
							0,001*	0,000*	0,019*	0,000*	0,446	0,126	p
8								0,981	-2,008	1,377	-3,766	-2,982	ort.fark
								0,393	0,013*	0,096	0,000*	0,001*	p
9									-2,990	0,395	-4,748	-3,964	ort.fark
									0,000*	1,000	0,000*	0,000*	p
10										3,385	-1,758	-0,974	ort.fark
										0,000*	0,030*	0,784	p
11											-5,143	-4,359	ort.fark
											0,000*	0,000*	p
12												0,784	ort.fark
												0,831	p

*= p<0,05

Dunnett T3 testi sonuçlarına göre;

Lazer+*Clinpro*[®] grubu (G1) diğer gruplarla kıyaslandığında;

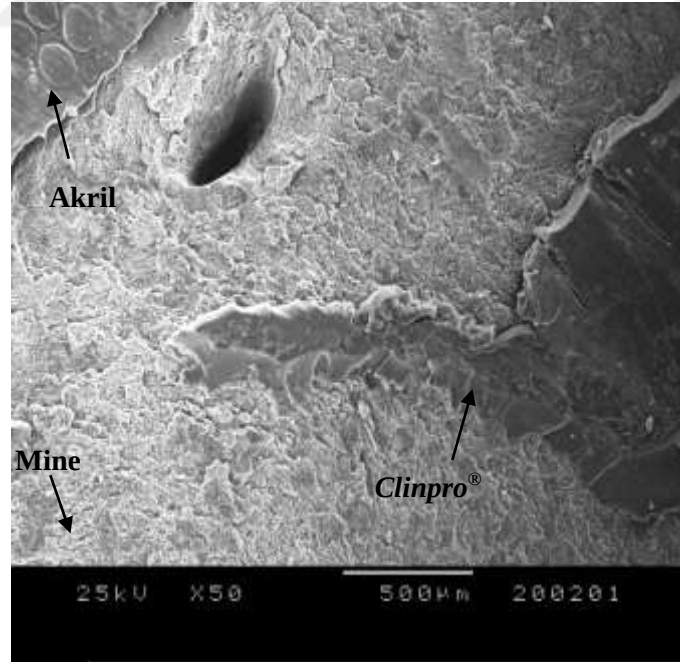
- Lazer+asit+*Clinpro*[®] (G2) ve asit+bond+*Clinpro*[®] (G6) gruplarına göre daha düşük, lazer+asit+bond+*Clinpro*[®] (G3), lazer+bond+*Clinpro*[®] (G4), bond+*Clinpro*[®] (G7), conditioner+*Fuji Triage*[®] (G12), doğrudan *Fuji Triage*[®] (G13) gruplarına göre daha yüksek bağ dayanımı göstermiş ancak bu bulgular istatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır.
- Asit+*Clinpro*[®] (G5) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük bağ dayanımı göstermiştir ($p<0,05$).
- Lazer+*Fuji Triage*[®] (G8), lazer+bond+*Fuji Triage*[®] (G9), lazer+conditioner+*Fuji Triage*[®] (G10), lazer+conditioner+bond+*Fuji Triage*[®] (G11) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha yüksek bağ dayanımı göstermiştir ($p<0,05$).
- Gruba ait SEM görüntüsü **Resim 82**'de görülmektedir.



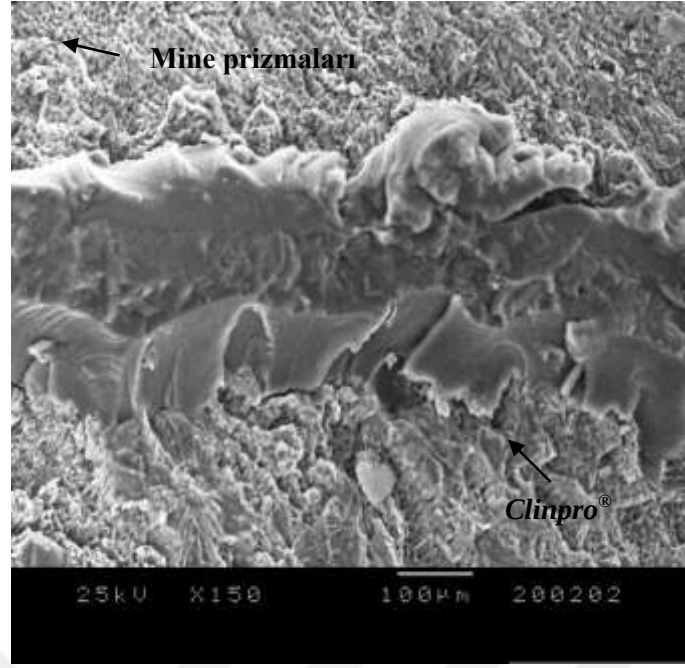
Resim 82: Lazer + *Clinpro*[®] grubunda karışık tipte bir kırık

Lazer+asit+*Clinpro*[®] grubu (G2) diğer gruplarla kıyaslandığında;

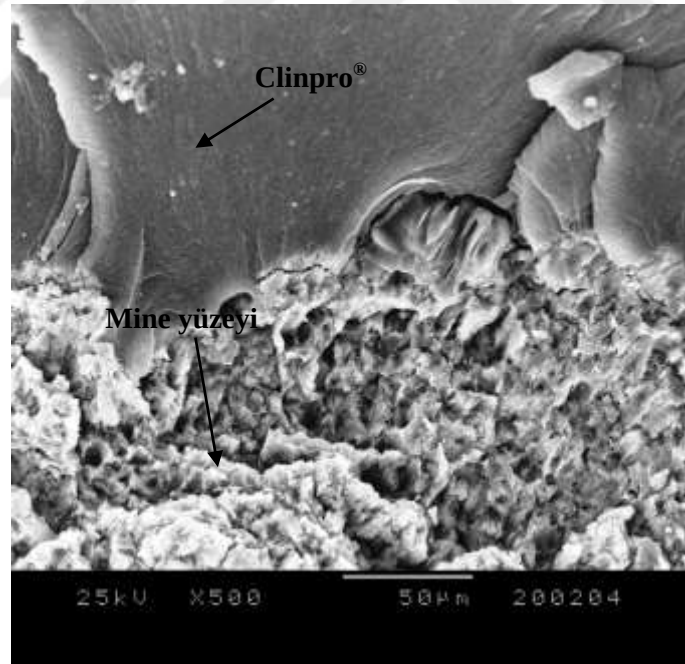
- Asit+*Clinpro*[®] (G5) ve asit+bond+*Clinpro*[®] (G6) gruplarına göre daha düşük, lazer+asit+bond+*Clinpro*[®] (G3), lazer+bond+*Clinpro*[®] (G4), bond+*Clinpro*[®] (G7) ve conditioner+*Fuji Triage*[®] (G12) gruplarına göre daha yüksek bağ dayanımı göstermiş, ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
- Lazer+*Fuji Triage*[®] (G8), lazer+bond+*Fuji Triage*[®] (G9), lazer+conditioner+*Fuji Triage*[®] (G10), lazer+conditioner+bond+*Fuji Triage*[®] (G11) ve doğrudan *Fuji Triage*[®] (G13) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha yüksek bağ dayanımı göstermiştir ($p<0,05$).
- Gruba ait SEM görüntüsü **Resim 83-85**'te görülmektedir.



Resim 83: Lazer+asit+*Clinpro*[®] grubunda karışık tipte kırık



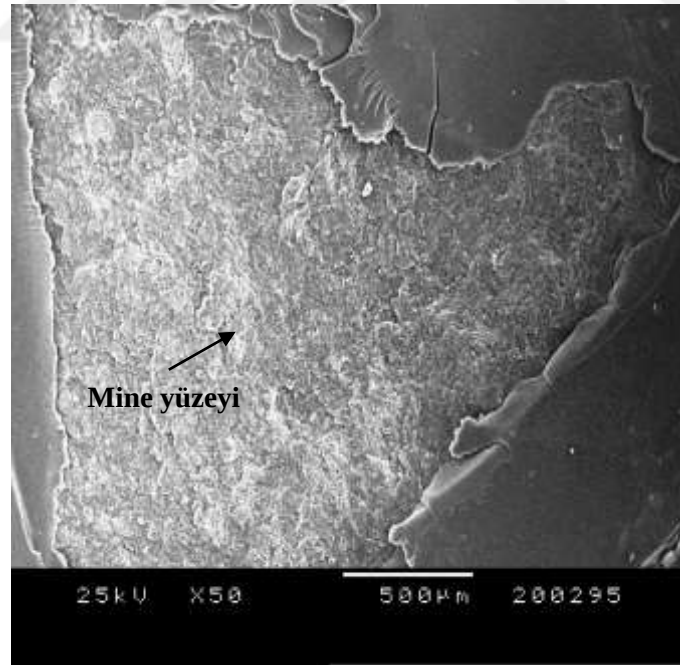
Resim 84: Resim 83'ün ortasındaki hattın yakın görüntüsü



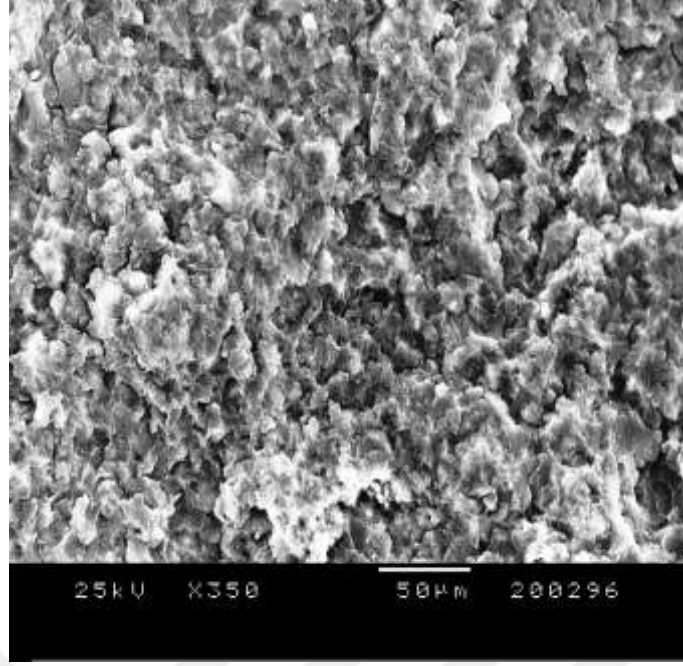
Resim 85: Resim 84'ün yakın görüntüsü

Lazer+asit+bond+Clinpro® grubu (G3) diğer gruplarla kıyaslandığında;

- Lazer+bond+Clinpro® (G4) ve bond+Clinpro® (G7) gruplarına göre daha düşük, conditioner+Fuji Triage® (G12) ve doğrudan Fuji Triage® (G13) gruplarına göre daha yüksek bağ dayanımı göstermiş, ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
- Asit+Clinpro® (G5) ve asit+bond+Clinpro® (G6) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük bağ dayanımı göstermiştir ($p<0,05$).
- Lazer+Fuji Triage® (G8), lazer+bond+Fuji Triage® (G9), lazer+conditioner+Fuji Triage® (G10) ve lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® (G11) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bağ dayanımı göstermiştir ($p<0,05$).
- Gruba ait SEM görüntüleri **Resim 86-88**'de görülmektedir.

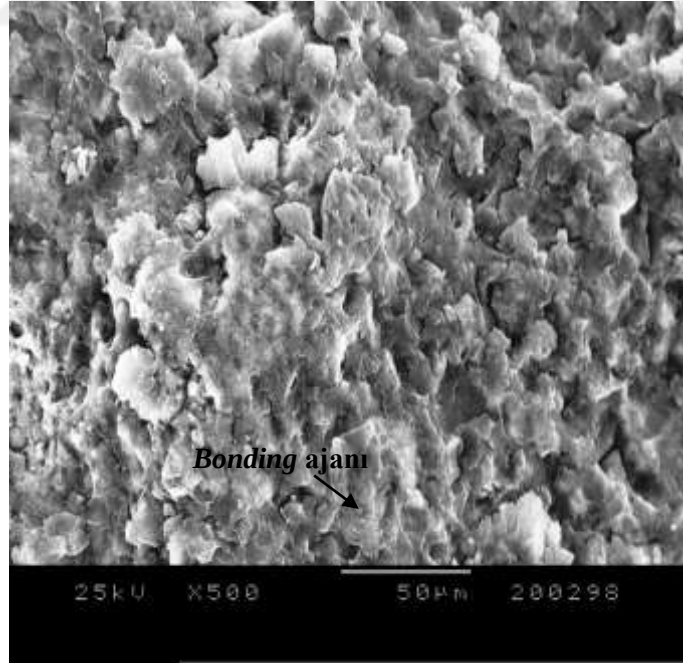


Resim 86: Lazer+asit+bond+Clinpro® grubunda adeziv kopma



Resim 87: Resim 86'nın yakın görüntüsü.

***Bonding* ajanı penetre olmuş ancak adeziv kopma mevcut.**

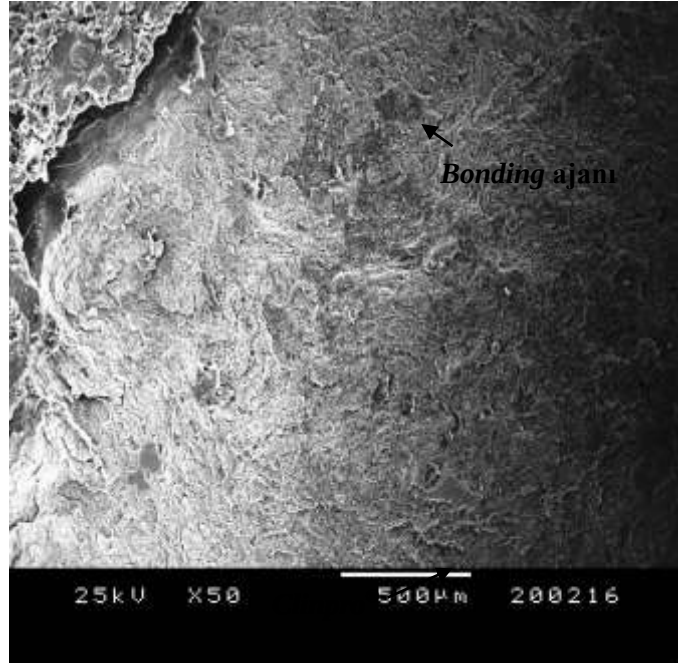


Resim 88: Resim 86'nın yakın görüntüsü.

Pürüzlendirilmiş mine dokusu içine penetre olmuş *bonding* ajanı adacıklar halinde izlenmekte

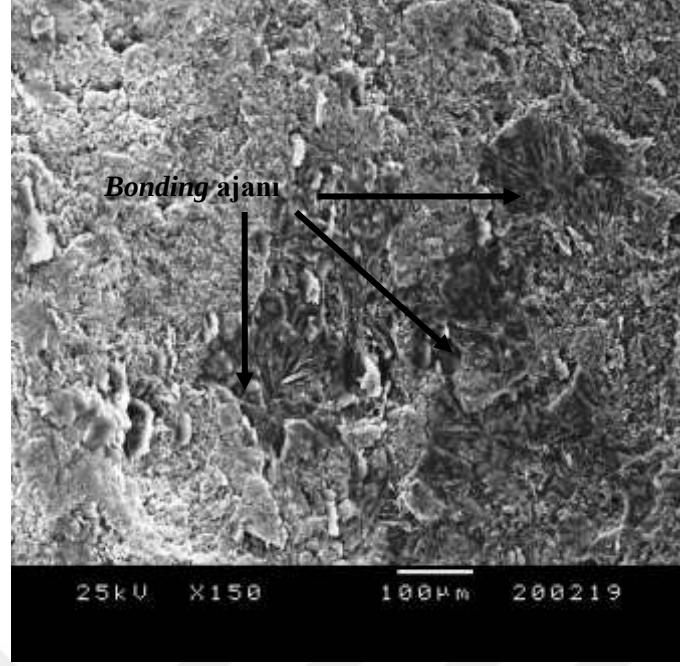
Lazer+bond+Clinpro® grubu (G4) diğer gruplarla kıyaslandığında;

- Bond+Clinpro® (G7) grubuna göre daha düşük, lazer+conditioner+Fuji Triage® (G10), conditioner+Fuji Triage® (G12) ve doğrudan Fuji Triage® (G13) gruplarına göre daha yüksek bağ dayanımı göstermiş, ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
- Asit+Clinpro® (G5) ve asit+bond+Clinpro® (G6) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük bağ dayanımı göstermiştir ($p<0,05$).
- Lazer+Fuji Triage® (G8), lazer+bond+Fuji Triage® (G9) ve lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® (G11) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bağ dayanımı göstermiştir ($p<0,05$).
- Gruba ait SEM görüntüleri **Resim 89-91**'de görülmektedir.



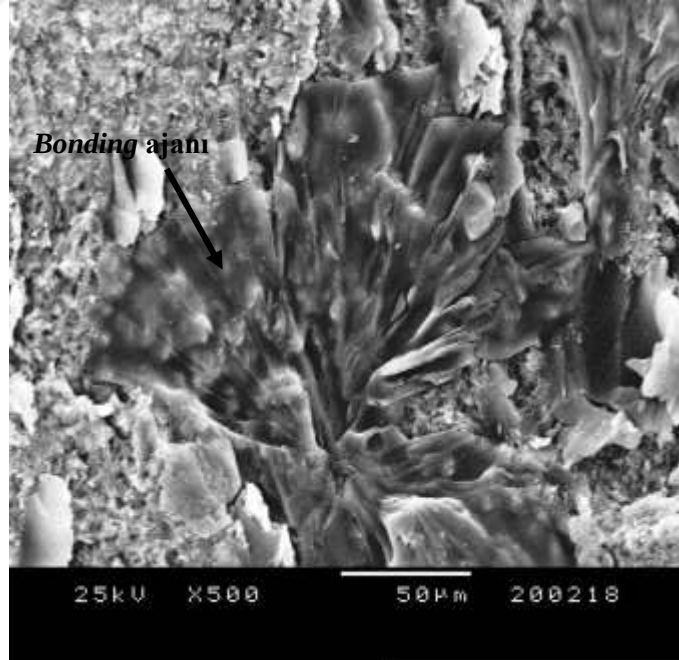
Resim 89: Lazer+bond+Clinpro® grubuna ait karışık kopma görüntüsü.

Yüzeyde bonding ajanı olup birkaç bölgede Clinpro® mevcut.



Resim 90: Resim 89'un yakın görüntüsü.

Bonding ajanı adacıkları

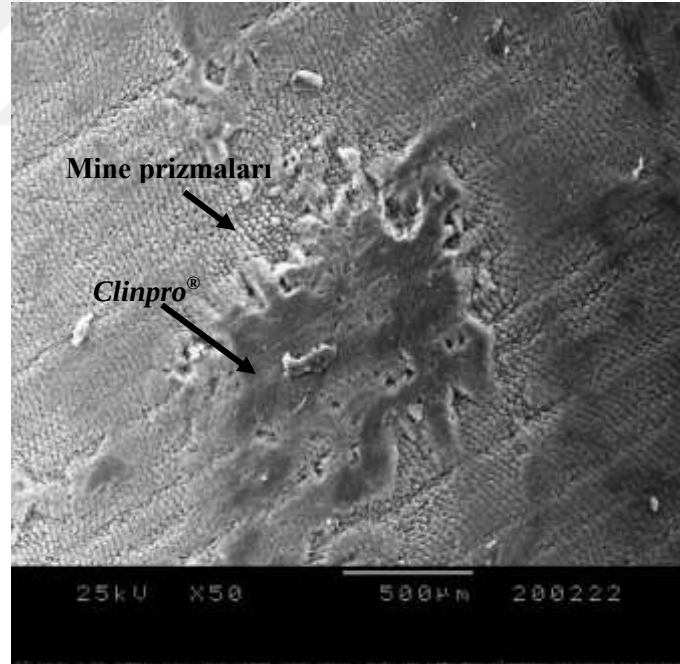


Resim 91: Resim 90'ın yakın görüntüsü.

Lazerin oluşturduğu kavitasyonu dolduran *bonding ajanı*

Asit+*Clinpro*[®] grubu (G5) diğer gruplarla kıyaslandığında;

- Asit+bond+*Clinpro*[®] (G6) grubuna göre daha düşük bağ dayanımı göstermiş ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
- Bond+*Clinpro*[®] (G7), lazer+*Fuji Triage*[®] (G8), lazer+bond+*Fuji Triage*[®] (G9), lazer+conditioner+*Fuji Triage*[®] (G10), lazer+conditioner+bond+*Fuji Triage*[®] (G11), conditioner+*Fuji Triage*[®] (G12) ve doğrudan *Fuji Triage*[®] (G13) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bağ dayanımı göstermiştir ($p<0,05$).
- Gruba ait SEM görüntüleri **Resim 92,93**'te görülmektedir.



Resim 92: Asit+*Clinpro*[®] grubunda karışık kırık tipi.

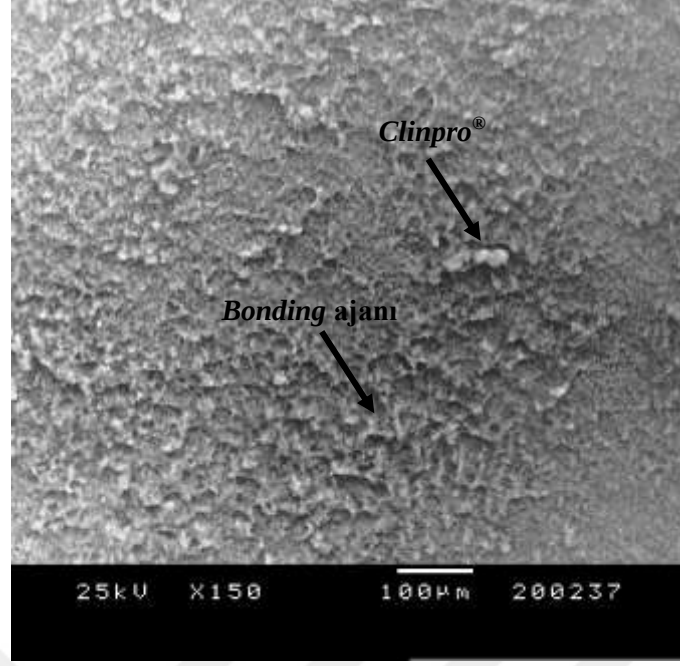
Mine prizmaları izlenmekte.



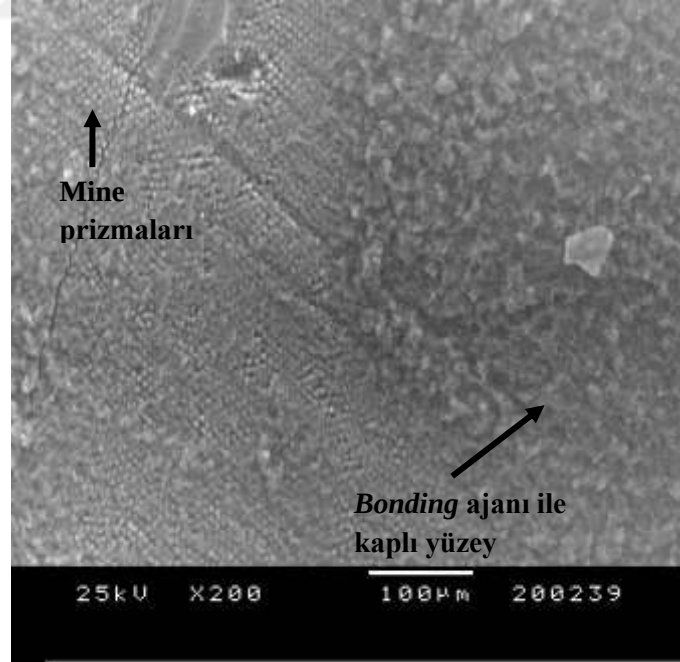
Resim 93: Resim 92'nin yakın görüntüsü.

Asit+bond+Clinpro® grubu (G6) diğer gruplarla kıyaslandığında;

- Bond+Clinpro® (G7), lazer+Fuji Triage® (G8), lazer+bond+Fuji Triage® (G9), lazer+conditioner+Fuji Triage® (G10), lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® (G11), conditioner+Fuji Triage® (G12) ve doğrudan Fuji Triage® (G13) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bağ dayanımı göstermiştir ($p<0,05$).
- Gruba ait SEM görüntüleri **Resim 94,95**'te görülmektedir.



Resim 94: Asit+bond+Clinpro® grubu.
Bond ve Clinpro® parçaları

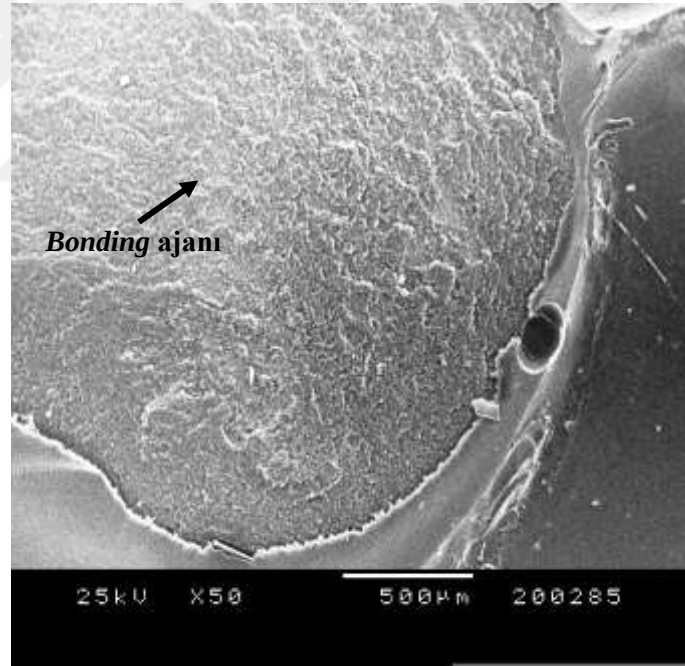


Resim 95: Resim 94'ün yakın görüntüsü.

Sağ tarafta bondla kaplı mine yüzeyinde mine prizmaları izlenmiyor. Sol tarafta ise mine prizmaları izlenmekte.

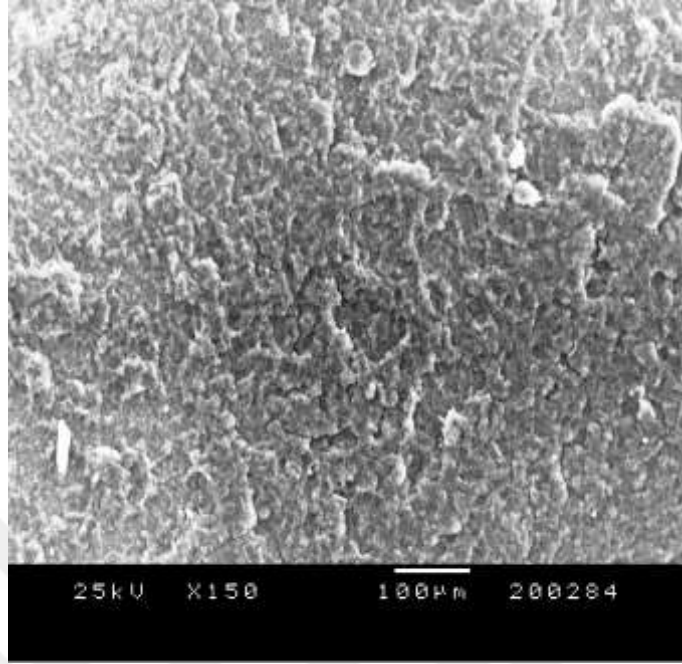
Bond+Clinpro® grubu (G7) diğer gruplarla kıyaslandığında;

- *Conditioner+Fuji Triage®* (G12) ve doğrudan *Fuji Triage®* (G13) gruplarına göre daha yüksek bağ dayanımı göstermiş ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
- Lazer+*Fuji Triage®* (G8), lazer+bond+*Fuji Triage®* (G9), lazer+conditioner+*Fuji Triage®* (G10) ve lazer+conditioner+bond+*Fuji Triage®* (G11) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bağ dayanımı göstermiştir ($p<0,05$).
- Gruba ait SEM görüntüleri **Resim 96,97**'de görülmektedir.



Resim 96: Bond+Clinpro® grubuna ait görüntü.

Mine yüzeyinde *bonding* ajanı izlenmekte

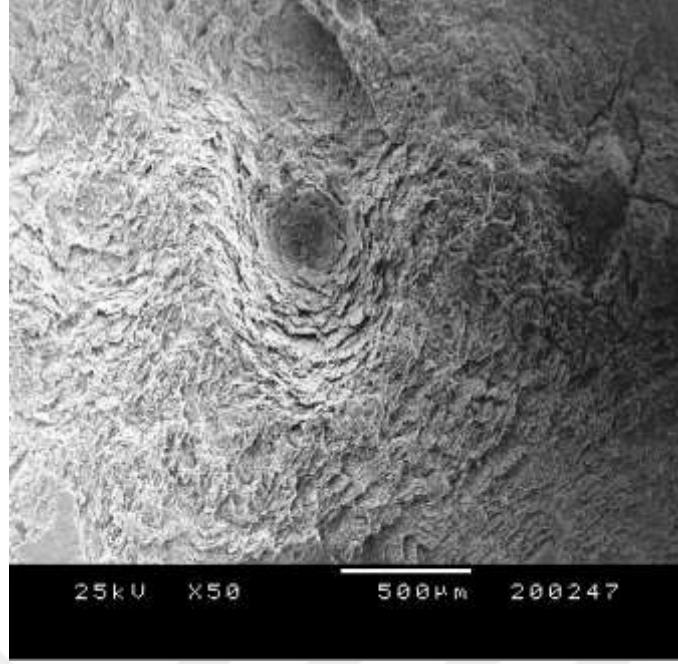


Resim 97: Resim 96'nın yakın görüntüsü.

Adeziv kopma tipi ve mine yüzeyine yayılmış *bonding* ajanı gözlenmekte.

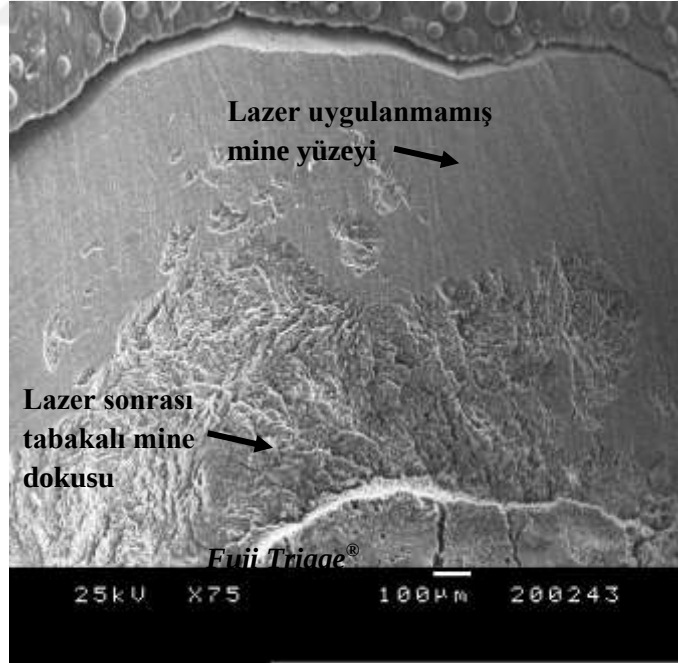
Lazer+Fuji Triage® grubu (G8) diğer gruplarla kıyaslandığında;

- Lazer+bond+Fuji Triage® (G9) ve lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® (G11) gruplarına göre daha yüksek bağ dayanımı göstermiş ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
- Lazer+conditioner+Fuji Triage® (G10), conditioner+Fuji Triage® (G12) ve doğrudan Fuji Triage® (G13) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bağ dayanımı göstermiştir ($p<0,05$).
- Gruba ait SEM görüntüleri **Resim 98,99**'da görülmektedir.



Resim 98: Lazer+Fuji Triage® grubuna ait bir görüntü.

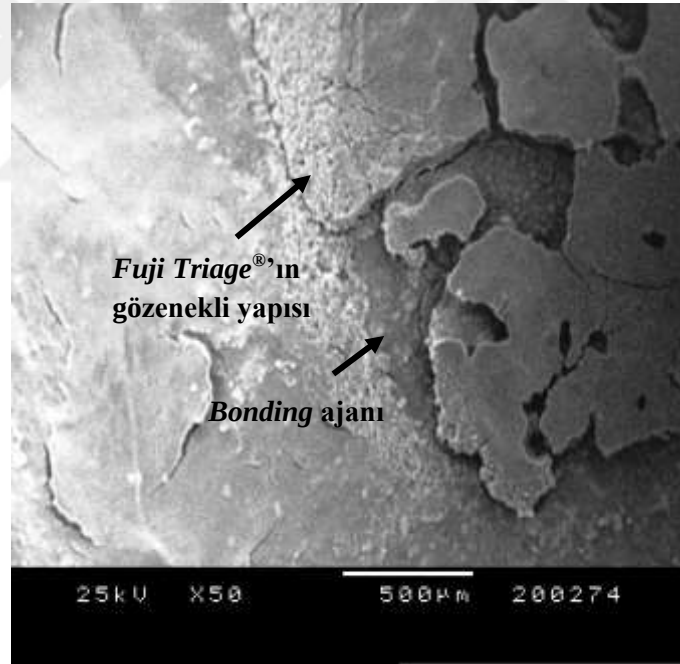
Orta bölgede lazerin etkisine bağlı oluşan çukurluk ve tabakalı yapı gözlenmekte



Resim 99: Alt bölgede Fuji Triage®'ın gözlendiği karışık tipte kırık

Lazer+bond+Fuji Triage® grubu (G9) diğer gruplarla kıyaslandığında;

- Lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® (G11) grubuna göre daha yüksek bağ dayanımı göstermiş ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
- Lazer+conditioner+Fuji Triage® (G10), conditioner+Fuji Triage® (G12) ve doğrudan Fuji Triage® (G13) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bağ dayanımı göstermiştir ($p<0,05$).
- Gruba ait SEM görüntüleri **Resim 100**'de görülmektedir.

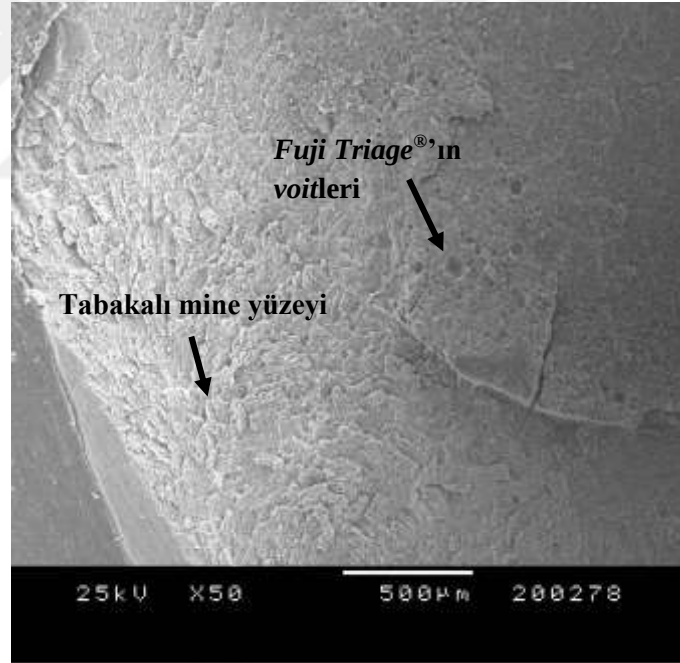


Resim 100: Lazer+bond+Fuji Triage® grubuna ait bir görüntü.

Fuji Triage® ve bonding ajanının gözlemlendiği koheziv kırık tipi

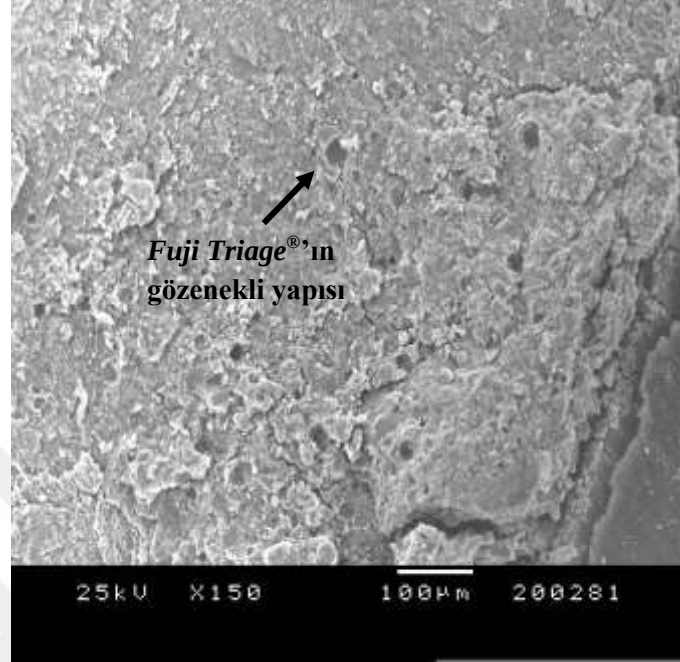
Lazer+conditioner+Fuji Triage® grubu (G10) diğer gruplarla kıyaslandığında;

- Doğrudan *Fuji Triage*® (G13) grubuna göre daha düşük bağ dayanımı göstermiş ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
- *Conditioner+Fuji Triage*® (G12) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bağ dayanımı göstermiştir ($p<0,05$).
- Lazer+conditioner+bond+*Fuji Triage*® (G11) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bağ dayanımı göstermiştir ($p<0,05$).
- Gruba ait SEM görüntüleri **Resim 101,102**'de görülmektedir.



Resim 101: Lazer+Conditioner+Fuji Triage® grubuna ait görüntü.

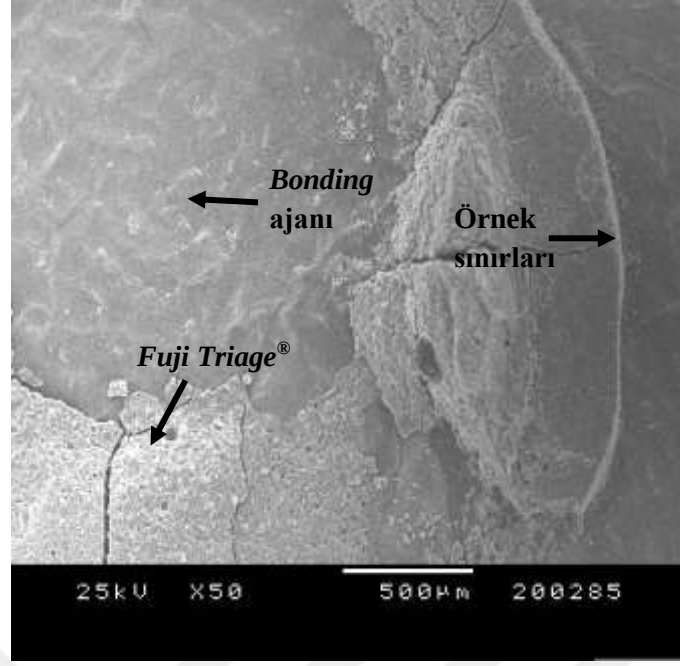
Sağ tarafta *Fuji Triage*®'ın voidleri var, solda ise tabakalı mine dokusu gözlenmekte



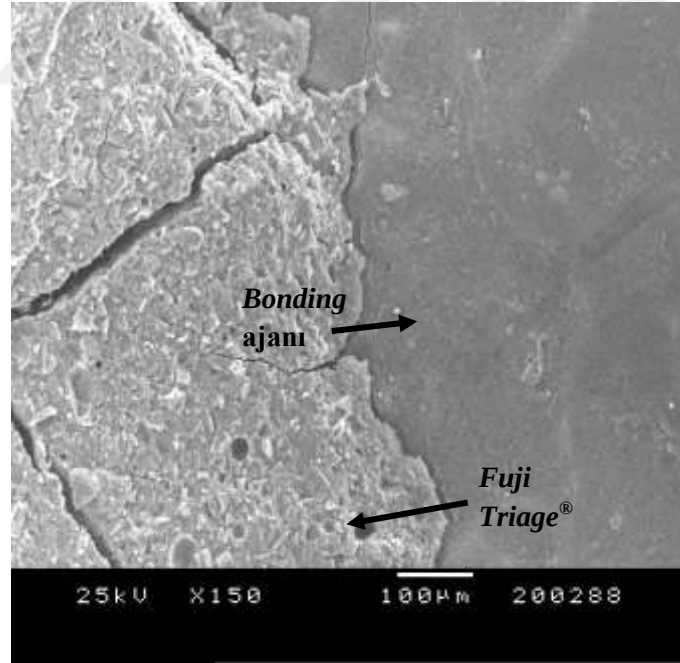
Resim 102: Resim 101'in yakın görüntüsü.
Yüzeydeki Fuji Triage® ve boşlukları gözlenmekte.

Lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® grubu (G11) diğer gruplarla kıyaslandığında;

- Conditioner+Fuji Triage® (G12) ve doğrudan Fuji Triage® (G13) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bağ dayanımı göstermiştir ($p<0,05$).
- Gruba ait SEM görüntüleri **Resim 103,104**'te görülmektedir.



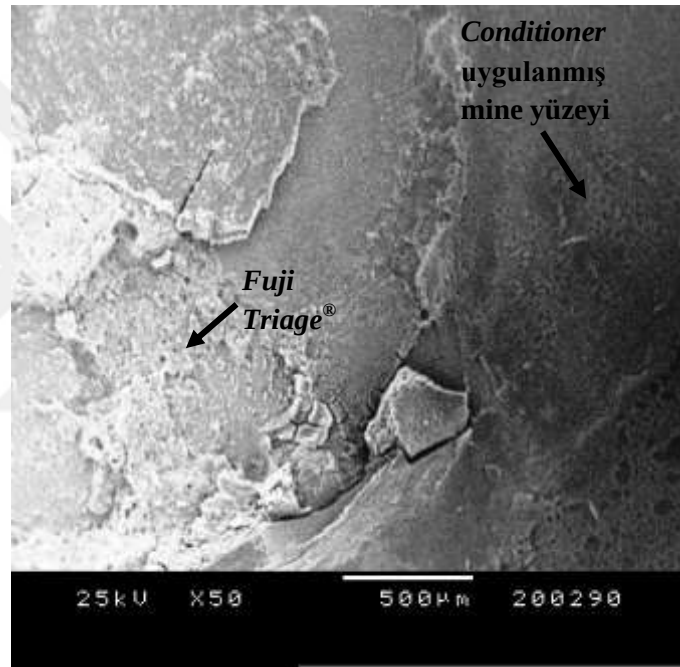
Resim 103: Lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® grubuna ait görüntü.



Resim 104: Resim 103'ün yakın görüntüsü.

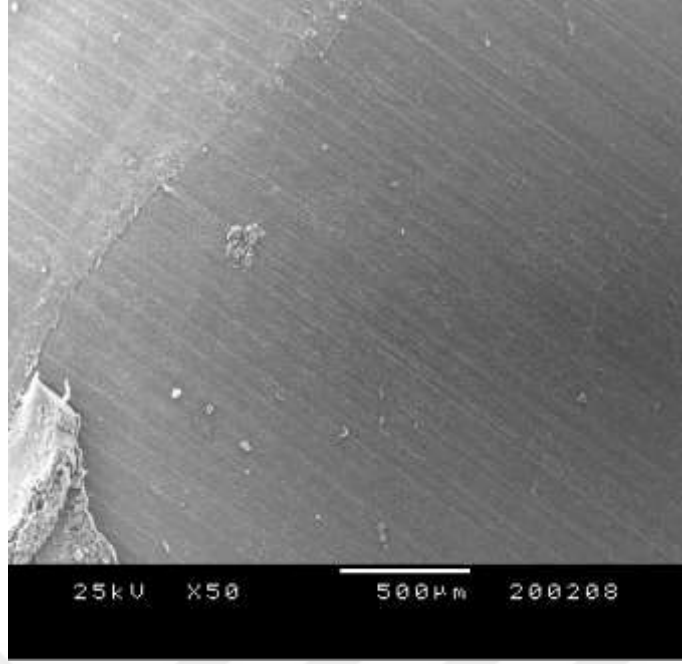
Solda Fuji Triage®, sağda bonding ajanı gözlenmekte.

Conditioner+Fuji Triage® grubu (G12), doğrudan *Fuji Triage®* (G13) grubuna göre daha yüksek bağ dayanımı göstermiş ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Grup 12 ve 13'e ait SEM görüntüleri **Resim 105-107**'de görülmektedir.

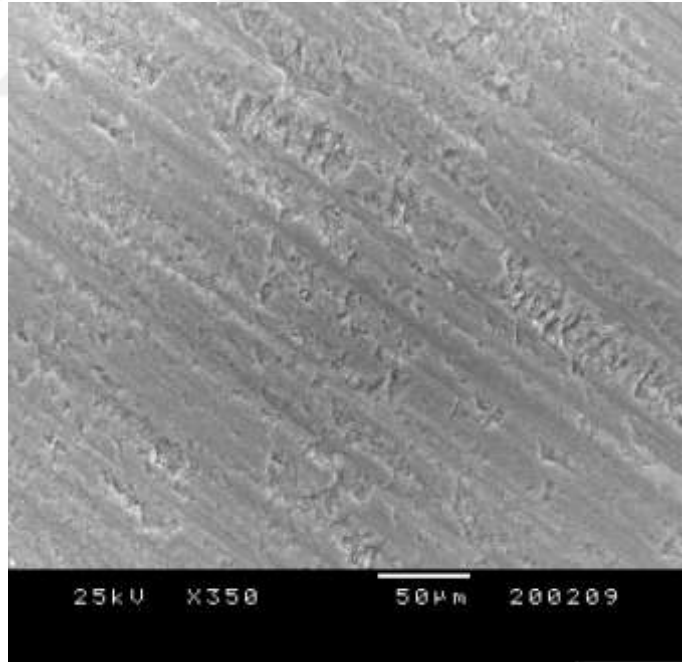


Resim 105: *Conditioner+Fuji Triage®* grubuna ait görüntü.

Sağ tarafta *conditioner* alanları, solda ise *Fuji Triage®* gözlenmekte.



Resim 106: Doğrudan *Fuji Triage®* grubuna ait görüntü.



Resim 107: Resim 106'nın yakın görüntüsü.

***Smear* tabakası gözlenmekte.**

Oneway Anova ve Dunnett T3 test sonuçlarına göre bağ dayanımı skorları açısından gruplar arası sıralama; asit+Clinpro® (G5) = asit+bond+Clinpro® (G6) = lazer+asit+Clinpro® (G2) > lazer+Clinpro® (G1) = bond+Clinpro® (G7) = lazer+bond+Clinpro® (G4) = lazer+asit+bond+Clinpro® (G3) = conditioner+Fuji Triage® (G12) = doğrudan Fuji Triage® (G13) = lazer+conditioner+Fuji Triage® (G10) > lazer+Fuji Triage® (G8) = lazer+bond+Fuji Triage® (G9) = lazer+conditioner+bond+Fuji Triage® (G11) şeklinde belirlenmiştir.

4.2.1 Kopma Tipinin Değerlendirilmesi

Işık mikroskobu altında 25 büyütme ile incelenen örneklerde gruplara göre kopma tipleri **Tablo 9**'da gösterilmektedir.

Tablo 9: Kopma Tiplerinin Gruplara Göre Dağılımı

Grup no	Kırık Tipi		
	Adeziv	Koheziv	Karışık
1	4	0	3
2	5	0	2
3	4	0	3
4	4	1	2
5	5	1	1
6	5	1	1
7	4	1	2
8	1	4	2
9	1	5	1
10	1	3	3
11	1	4	2
12	0	3	4
13	1	3	3

5 TARTIŞMA

Günümüzde diş çürüğünün önlenmesinde anatomik olarak pit ve fissürler hala en sorunlu alanlar olmaya devam etmektedir. Çocuk ve adölesanlardaki çürüklerin büyük kısmı bu alanlarda oluşmaktadır. Topikal flor uygulamaları koruyucu uygulamalar arasında yer alsa da etkileri daha çok düz yüzeylerde olup pit ve fissürlerde çürüğü önlemede çok etkili değildir (15, 34).

Pits ve fissür örtücülerin zaman içerisinde kalitesinin bozulması, mikrosızıntının gerçekleşmesi ve dolayısıyla çürük riskinin artması gibi sebeplerle kullanımını sakıncalı bulanlar olsa da, okluzal çürüklerin önlenmesinde pits ve fissür örtücülerin etkili olduğu yaygın olarak kabul edilmektedir (10, 38, 39, 225).

Pits ve fissür örtücülerin başarısını etkileyen pek çok faktör vardır. Bunlar: Farklı preparasyon teknikleri, asitleme süresi, *bonding* ajanlarının kullanımı gibi etmenlerdir. Bunlar ayrıca, materyalin mikrosızıntı ve bağ dayanımını etkileyen faktörler olarak da sayılabilir (31, 226).

Bu çalışmada ise, minenin farklı preparasyon tekniklerinin yanı sıra bond ve *conditioner* kullanımının rezin ve cam polialkenoat esaslı pits ve fissür örtücülerin mikrosızıntı ve bağ dayanımları üzerine etkisi araştırıldı.

Doğal yaşlanma sürecini taklit etmek için laboratuvar ortamında ağız içi koşullarının (termal değişiklikler, çiğneme kuvvetleri) simüle edilmesi ile gerçekleştirilen *in vitro* çalışmalarda, *in vivo* koşullarda elde edilen bulgulara çok benzer sonuçlar elde edilebilir. Bu amaçla, laboratuvar çalışmalarında, mekanik kuvvetlerin uygulanması ve termal siklus, *in vivo* ortamın simüle edilmesinde etkili yöntemler olarak düşünülmüştür (227-229). Bu çalışmada da benzer şekilde mikrosızıntı değerlendirilmesi öncesi dişlere termal siklus uygulanarak, bağ dayanımı testleri için de mine yüzeyine uygulanan tüm fissür örtücü materyallere 0,5 mm/dk kuvvet uygulanarak ağız içi benzer koşullar taklit edildi. Mikrosızıntının ölçümünde çok tercih edilen bir yöntem olan boyama yöntemi kullanılarak, materyal olarak %0,5'lik bazik fuksin tercih edildi (230).

Fissür örtücü uygulama prosedürleri üzerine yayınlanan *in vitro* çalışmalarda mine yüzeyine asitlemenin etkisi ve en uygun tip ve konsantrasyondaki asitler araştırılmıştır (231-234). Bu çalışmalar fosforik asit kullanımında konsantrasyonun

%30-40 arasında olması gerektiğini belirtmişlerdir. Uygulama süresi konusunda ise, daimi dişlerin minesinde geçmişte 60 sn olan uygulama süresine gerek olmadığı, 20 sn'lik asit uygulamasının yeterli olduğu bilgisi literatürde bulunmaktadır (235). Çalışmamızda kullanılan asitin konsantrasyonu %37 ve uygulama süresi 20 sn olup, literatürdeki öneriler doğrultusunda uygulanmıştır.

Mikrosızıntı sonuçlarına göre:

Yapılan çalışmalarda, rezin esaslı fissür örtücülerin, cam polialkenoat esaslı olanlara göre mikrosızıntı açısından daha iyi sonuçlara sahip oldukları rapor edilmiştir (18, 63). Bununla birlikte, cam polialkenoat esaslı fissür örtücülerin geleneksel rezin esaslı olanlara göre daha kötü sızıntı skorları göstermediği de literatürde mevcuttur (19). Ashwin ve ark. (19) nem kontrollü bir ortamda rezin ve cam polialkenoat esaslı fissür örtücüler arasında mikrosızıntı açısından bir fark bulmamışlardır. Fissür örtücüler tükürük kontaminasyonu varlığında uygulandıklarında, cam polialkenoat esaslı olanların daha iyi mikrosızıntı sonuçlarına sahip oldukları da rapor edilmiştir (236-238). Bu çalışmada rezin esaslı fissür örtücülerin (*Clinpro®*) farklı tüm yüzey hazırlığı yöntemlerinde mikrosızıntı yönünden cam polialkenoat esaslı örtücülere göre (*Fuji Triage®*) daha düşük düzeyde mikrosızıntıya sahip oldukları saptanmıştır. Bunun sebebinin, cam polialkenoat esaslı fissür örtücülerin mikrosızıntısının rezin esaslılara göre termal siklus prosedüründen daha fazla etkilenmesi, cam polialkenoatların dış-fissür örtücü birleşim bölgesinde daha zayıf bağlanmalarına bağlı olarak boya sızıntısını engelleyememeleri olabileceği düşünülmüştür. Cam polialkenoat esaslı fissür örtücüler pöröz materyallerdir, bu da materyalin içinden ve mine-materyal birleşim bölgesinden mikrosızıntının gerçekleşmesine sebep olmaktadır(68). Ancak bu pörözite, materyalin içerdiği florun diş yapısına ulaşabilmesi için gereklidir(236, 237). Bununla birlikte bu çalışma ağız dışında ve tükürükten izole bir ortamda yapılmıştır. Tükürüğün de dahil olduğu bir ortam sağlandığı takdirde mikrosızıntı sonuçlarının cam polialkenoat esaslı fissür örtücüler lehine değişebileceği düşünülmüştür.

Er:YAG lazer hem aprizmatik mineyi hem de *smear* tabakasını ortadan kaldırdığı için (212), lazer sonrası asit uygulamanın gerekmediği düşüncesiyle yapılan çalışmalarda, lazerin geleneksel asit uygulamasına alternatif olamadığı

gösterilmiştir (219-221). Başka bir çalışmada da, Er:YAG lazer preparasyonunun örtülecek mine yüzeylerine yönelik pozitif bir etkisinin olmadığı belirtilmiştir (2). En yüksek mikrosızıntı oranının mine yüzeyinin yalnız Er:YAG lazer ile preparasyonunda gözlendiği rapor edilmiş; bununla birlikte asitle pürüzlendirme grubuna kıyasla Er:YAG lazer sonrası asitle pürüzlendirmenin de mikrosızıntıyı azaltmadığı bildirilmiştir (2). Çalışmamızdaki *Clinpro*[®] grupları arasında da benzer olarak, Er:YAG lazer tek başına uygulandığında geleneksel yöntemle göre (asitle pürüzlendirme+*Clinpro*[®]) daha fazla mikrosızıntı görülmüş ancak bu sonuç istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Er:YAG lazer sonrası asit uygulanması ise Borsatto ve ark.(2)'dan farklı olarak, yalnız asitle pürüzlendirilen gruba benzer mikrosızıntı skoru göstermiştir.

Pits ve fissür örtücülerin mikrosızıntılarının azaltılması için *bonding* ajanlarının kullanımının lehine (31, 32, 239) ve aleyhine (150) pek çok araştırma bulunmaktadır. Gerek *in vivo*, gerekse *in vitro* çalışmalarda hem *etch-rinse* hem de *self-etch* adeziv sistemlerin mineye etkin ve uzun süreli bağlanmasının minenin fosforik asit ile asitlenmesinden sonra elde edildiği gösterilmiştir(240). *Self-etch* adezivlerin kullanıldığı durumlarda minenin selektif olarak öncelikle fosforik asit ile asitlenmesi, daha sonra dentine *self-etching* primer ve bunu takiben mine ve dentine *bonding* uygulaması önerilmektedir (241-243). Tek basamaklı *self-etch* adezivlerde dahi, minenin ilk aşama olarak asitlenmesi bağlanma değerlerini arttırmaktadır. Fosforik asit minede mikroretantif bir yüzey oluştururken aynı zamanda rezin infiltrasyonu için bir yol hazırlamaktadır (244, 245). Tirali ve ark. (246) tarafından yapılan bir çalışmada asitleme olmaksızın *bonding* ajanı sonrası fissür örtücü uygulamasında en yüksek mikrosızıntı skorları saptanmıştır. Çalışmamızda da benzer olarak, *Clinpro*[®] gruplarında asitleme olmaksızın *self-etch bonding* ajanının kullanımı sonrası diğer tüm *Clinpro*[®] gruplarına (asit+bond dahil) göre anlamlı ölçüde daha fazla mikrosızıntı görülmüştür. Bununla birlikte asit sonrası *self-etch bonding* ajanı kullanımında ise geleneksel yöntemle göre daha fazla mikrosızıntı gözlenmiş ve asit sonrası *self-etch bonding* ajanı kullanımının rezin esaslı pits ve fissür örtücülerde mikrosızıntıyı azaltmadığı sonucuna ulaşılmıştır.

Bu çalışmada hem *Clinpro*[®] hem de *Fuji Triage*[®] grupları kendi içinde değerlendirildiğinde; en düşük mikrosızıntı skorları lazer sonrası *bonding* uygulanan ve lazer sonrası asit ve *bonding* uygulanan gruplarda görülmüştür. *Clinpro*[®]

gruplarında bu sonuç geleneksel asitle pürüzlendirme yöntemine benzer olarak bulunmuştur. Benzer bir çalışmada, lazer preparasyonunu takiben asit ve *bonding* ajanı sonrası fissür örtücü uygulanan grubun diğer tüm gruplar arasında en düşük mikrosızıntı skoruna sahip olması da çalışmamızın bulgularıyla paralellik göstermektedir (246).

Çalışmamızda *Fuji Triage®* gruplarının tümü *Clinpro®* gruplarından daha yüksek mikrosızıntı göstermiştir. *Fuji Triage®* grupları kendi arasında değerlendirildiğinde, doğrudan *Fuji Triage®* uygulamasında en yüksek mikrosızıntı skorları görülürken, lazer ve *bonding* ajanı uygulaması sonrası yapılan *Fuji Triage®* grubu en düşük mikrosızıntı skoruna sahip bulunmuş olup, cam polialkenoat esaslı fissür örtücülerde yüzey preparasyonunda lazer uygulamasını takiben *bonding* ajanı kullanımı ile ilgili herhangi bir çalışma bulunamamıştır.

Peng ve ark. (247), farklı nem kontaminasyonlarında *Fuji Triage®*'in mikrosızıntısını değerlendirdikleri çalışmalarında, tükürük kontaminasyonu olmaksızın *conditioner* uygulama sonrası *Fuji Triage®* grubunda en düşük mikrosızıntı skorunu saptamışlardır. Haznedaroğlu ve ark. (248), cam polialkenoat esaslı fissür örtücülerde farklı yüzey hazırlıklarının mikrosızıntıya olan etkisini değerlendirdikleri bir başka çalışmada ise, *Fuji Triage®* öncesi *conditioner* kullanılan grupta doğrudan *Fuji Triage®* yapılan gruba göre daha düşük mikrosızıntı ortalaması saptamışlardır. Bu bulgulara paralel olarak bizim çalışmamızda da *Fuji Triage®* öncesi *conditioner* uygulaması doğrudan *Fuji Triage®* uygulamasına kıyasla anlamlı ölçüde daha iyi mikrosızıntı değerlerine sahip bulunmuştur. Bunun sebebi *conditioner*da var olan içeriği zayıf poliakrilik asitin *smear* tabakasını uzaklaştırarak, fosforik asit kadar olmasa da mine yüzeyinde pürüzlendirici etkisinin olması olarak açıklanabilir. Mine yüzeyinde herhangi bir işlem yapılmaksızın doğrudan *Fuji Triage®*'in uygulanmasında mikrosızıntının daha yüksek olması buna bağlanabilir.

Bağ dayanımı sonuçlarına göre:

Çeşitli klinik çalışmalarda rezin esaslı fissür örtücülerle kıyaslanan cam polialkenoat esaslı fissür örtücülerin daha düşük retansiyon oranına sahip oldukları rapor edilmiştir (63, 104, 249). Bu durumun cam polialkenoat simanların göreceli

zayıf mekanik özellikleri ve aşınma dirençleri ile ilişkili olabileceği belirtilmiştir (249, 250).

Cam polialkenoat esaslı fissür örtücülerle rezin esaslı fissür örtücülerin karşılaştırıldığı *in vitro* bir çalışmada, yine cam polialkenoat esaslıların daha düşük bağ dayanımına sahip olduğu rapor edilmiştir (82). Başka çalışmalarda, cam polialkenoat esaslı fissür örtücülerde zayıf mekanik özelliğe bağlı koheziv kırıklar gözlenirse de koruyucu etkinin kaybolmadığı, flor salınımı ile birlikte makroskobik olarak büyük oranda kaybolmuş cam polialkenoat simanların çürük önleyici etkisinin bir süre daha devam edeceği belirtilmiştir (251-254). Bununla birlikte ince cam polialkenoat siman tabakalarının hızlı bir şekilde aşınacağı da unutulmamalıdır (250). Bahsedilen çalışmaların sonuçlarına paralel olarak bu çalışmada da *Fuji Triage*® gruplarının hepsinin bağ dayanımı değerleri anlamlı derecede daha düşük çıkmış olup *Fuji Triage*® gruplarında koheziv kırık oranı *Clinpro*® gruplarına göre daha yüksek iken, *Clinpro*® gruplarında da adeziv kırıklar daha fazla bulunmuştur. Bu sonuçların sebebinin cam polialkenoat esaslı simanların SEM görüntülerinde de izlenen pöröz yapısına bağlı mekanik dayanıklılığının düşük olması olabileceği düşünülmüştür.

Fosforik asitle pürüzlendirme, rezin esaslı fissür örtücülerin mineye bağlanmalarında en iyi yöntemlerden birisidir. Mine yüzeyine asidin uygulanmasıyla *smear* tabakası ortadan kalkar. Prizmatik ve interprizmatik minerallerin kaldırılmasıyla mine yüzey enerjisi ve mikroskobik pürüzlülük artar (255). Çalışmamızda da %37'lik ortofosforik asit kullanılmış olup en yüksek bağ dayanımı değerleri asitle pürüzlendirme sonrası fissür örtücü uygulamasında bulunmuştur. Ek olarak asit sonrası *Clinpro*® uygulanan grubun SEM görüntülerinde, fissür örtücünün mine yüzeyinde kaldığı karışık tipte kırıklar da gözlenmiş olup, grup genelinde yaygın olarak adeziv kopma görülmüştür. En yüksek bağ dayanımı sonuçlarının geleneksel asitle pürüzlendirme yönteminde çıkmış olması ile birlikte adeziv kırık tipinin bu grupta baskın çıkması bağ dayanımı bulgularıyla paralellik göstermiştir.

Bununla birlikte, son zamanlarda asitle pürüzlendirmenin potansiyel dezavantajları dolayısıyla mine yüzeylerinin lazer ile pürüzlendirilmesi popüler bir uygulama haline gelmiştir. Asitle pürüzlendirme organik materyali modifiye edebilen ve organik komponenti dekalsifiye eden kimyasal değişikliklerle sonuçlanır.

Demineralizasyonun bir sonucu olarak mine çürük ataklarına daha hassas hale gelir (219). Ancak Er:YAG lazerin de iyi bilinen kesme etkinliğine rağmen, klinik olarak uygun fissür örtücü retansiyonu için asitle pürüzlendirmeye olan ihtiyacı elimine edemediği gösterilmiştir (256-258). Kompozitlerle yapılan bir çalışmada lazer ile pürüzlendirilerek uygulanan kompozitin bağ dayanımı değerlerinin asitle pürüzlendirme ile uygulanana göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük olduğu gösterilmiştir (255). Shahabi ve ark. (256), fissür örtücü öncesinde yalnız asitle pürüzlendirmenin, Er:YAG lazer sonrası asitle pürüzlendirmeye istatistiksel olarak benzer şekilde en yüksek bağ dayanımı değerlerine sahip olduğunu göstermişlerdir. Buna karşı Lepri ve ark. (259), kuru ya da nemli durumlarda uygulanan fissür örtücülerin bağlanmasında Er:YAG lazerin, konvansiyonel asitleme tekniğinin etkisini arttıramadığını gözlemlemişlerdir. Bu bilgiler ışığında, bizim çalışmamızda da *Clinpro*[®] grupları arasında, *Clinpro*[®] uygulaması öncesinde yalnız %37'lik ortofosforik asit ile lazer sonrası asit uygulaması arasında bağ dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamakla birlikte, *Clinpro*[®] öncesinde tek başına lazer uygulamasının bağ dayanımı değerleri, diğer iki gruba kıyasla anlamlı ölçüde daha düşük çıkmıştır. En yüksek değerlerin yalnız asit uygulanan grupta olması, lazerin asidin etkinliğini arttırmadığını; lazerin tek başına kullanıldığı durumda daha düşük değerlerin çıkması ise, aside olan ihtiyacın lazerle ortadan kaldırılamadığını göstermiştir. Cam polialkenoat gruplarında ise; lazer uygulanan grupların bağ dayanımı değerleri uygulanmayan gruplara göre daha düşük çıkmıştır. Bu sonuç *Clinpro*[®] gruplarına benzer bulunmuş olup, hem *Fuji Triage*[®]'in hem de *conditioner*in içeriğindeki zayıf asit olan poliakrilik asitin etkisinin lazer uygulaması ile arttırılamadığı düşünülmüştür. Lazer ve asitle pürüzlendirmenin fissür örtücülerin bağ dayanımına etkisi üzerine yapılan bir SEM çalışmasında da lazerin bağ dayanımını arttıramadığı belirtilmiş olup; bunun sebebi lazerlenmiş yüzeydeki morfolojik ve kimyasal değişikliklere bağlanmıştır (260). Başka bir SEM çalışmasında lazer uygulanmış yüzeylerde oluşan çatlakların koheziv kuvvetlerde azalmaya sebep olduğu belirtilmiştir (261). Çalışmamızın SEM görüntüleri değerlendirildiğinde; lazer uygulaması sonrası uygulanan asitin mine yüzeyindeki gevşek tabakaları ortadan kaldırdığı, yalnız lazer uygulanan yüzeye göre göreceli olarak daha düzenli alanlar yarattığı gözlenmiştir. Lazer uygulanmış mine yüzeyinde belli alanlarda lazerin mineyi erittiği alanlar görülmüş, genel olarak düzensiz tabakalı bir görüntü ile birlikte yukarıda bahsedilen çalışmalara benzer olarak lazere bağlı

çatlak yüzeyler izlenmiş olup, bağ dayanımının yalnız lazerle pürüzlendirilen mine yüzeylerinde daha düşük çıkması bu sebebe bağlanmıştır. Gruba ait kopma tipleri değerlendirildiğinde ise geleneksel yöntemle göre adeziv kırık sayısının azalırken karışık tipteki kırık sayısının artması da bağ dayanımı bulgularıyla paralellik göstermiştir.

Son yıllarda asitle pürüzlendirilmiş mine dokusuna fissür örtücünün bir *bonding* ajanını takiben uygulanması konusunda farklı düşünceler bulunmakla birlikte tam bir fikir birliği yoktur. *Bonding* ajanı kullanımının yüzey ıslanabilirliğini ve rezin penetrasyonunu arttırdığı bilinmektedir. Son zamanlarda teknik hassasiyetin azaltılması ve *bonding* prosedürlerinin kolaylaştırılması için *self-etching* adezivler piyasaya sürülmüştür (262). Böylelikle diş dokularını fazla asitleme, fazla yıkama ve fazla kurulum gibi risklerden kaçınılmış olur. Bununla birlikte literatürde, minede *self-etching* adezivlerin kullanımına yönelik bir fikir birliği yoktur (263, 264). Feigal ve Quelhas (95), *self-etching* adeziv kullanımının, fissür örtücünün mineye bağlanmasında etkili olduğunu ve çocuk dişhekimliğinde tedavi zamanının ve karmaşıklığının azaltılmasında büyük bir avantaj sağladığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda rezin esaslı fissür örtücü uygulamasında, asit ile yüzey hazırlığı sonrası bond uygulanan grup ile yalnız bond uygulanan grup arasında, asit sonrası bond grubu lehine istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. SEM görüntülerine bakıldığında asit sonrası *bonding* ajanı uygulanan örneklerde *bonding* ajanı altında mine prizmalarının izlendiği, yalnız *bonding* ajanı uygulanan dişlerde ise mine prizmalarının izlenmediği görülmüş olup, asit sonrası *bonding* ajanı uygulanan grupta diğer gruba göre daha fazla adeziv tipte kırık gerçekleşmesi de bağ dayanımı bulgularını destekler niteliktedir. *Bonding* ajanı öncesi asit uygulamanın daha yüksek bağ dayanımına sahip olmasının sebebi, ortofosforik asidin *smear* tabakasını kaldırmada *self-etching* adezivlere göre etkin olması söylenebilir.

Bonding prosedürü öncesi Er:YAG lazer uygulaması ile ilgili tartışmalı düşünceler vardır (265-267). Pek çok çalışma minede bağ dayanımı değerlerinin daha düşük olduğunu rapor ederken (220, 221), bazı çalışmalar sonuçlarda bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir (268, 269). Borsatto ve ark. (270), yaptıkları bir çalışmada lazerle pürüzlendirilmiş mine yüzeylerine rezin esaslı fissür örtücü uygulaması öncesi *self-etching bonding* ajanı kullanımının bağ dayanımını arttırdığını saptamıştır. Günümüzde hala bu konu ile ilgili yeterli sayıda çalışma

olmamakla birlikte, bahsedilen çalışmaların aksine bu çalışmada, lazer sonrası uygulanan bond ajanının hem rezin esaslı hem de cam polialkenoat esaslı fissür örtücülerde bağ dayanımını anlamlı ölçüde azalttığı tespit edilmiş olup, lazer sonrası *bonding* ajanı uygulanan *Clinpro*[®] gruplarında Shahabi ve ark.(256)'nın çalışmasına benzer şekilde adeziv ve karışık tipteki kırıklar daha baskın bulunmuştur. Lazer uygulamasının mine yüzeyinde *smear* tabakasını ortadan kaldırması *self-etching* adezivler için bir avantaj gibi görülse de fissür örtücülerin bağ dayanımları azalmıştır. Benzer bir çalışmada bunun sebebinin fissür örtücü penetrasyonundan kaynaklanabileceği ileri sürülmüş ve penetrasyonu azaltan iki sebep şu şekilde belirtilmiştir (271):

- 1- Lazer ile pürüzlendirilen yüzeylerde yüzey enerjisinin düşmesi
- 2- Lazerle pürüzlendirme sonrası minenin su içeriğinin kaybolması ile kullanılan aseton esaslı bağlayıcı materyalin ıslatma yeteneğinin azalması.

Self-etching adezivlerin *smear* tabakasını kaldırmadaki yetersizlikleri restorasyonların mine yüzeyinde oluşan mikropörözitelere adaptasyonunda azalmaya, rezin *tag*larının kısa ve zayıf formlu olmalarına sebep olur ve bu morfolojik bulgular mineye adezyonun azalması ve daha düşük bağ dayanımı gibi sonuçlar doğurur (272). Çalışmamızın bulguları ve SEM görüntüleri değerlendirildiğinde, *bonding* ajanı uygulanan grupların tümünün uygulanmayanlara oranla daha düşük bağ dayanımları göstermesi bahsedilen çalışmalarla uyumlu bulunmuştur. Yalnız asit sonrası *bonding* uygulanan grupta daha yüksek bağ dayanımı bulguları görülmüş olup, SEM görüntülerinde *bonding* ajanının mine prizmaları arasına adapte olduğu görülmüştür. Bunun dışındaki tüm adeziv uygulanan gruptaki SEM görüntülerinde *bonding* ajanının yalnız yüzeyi kapladığı ve penetrasyon derinliğinin azaldığı görülmüş olup bu durumun bağ dayanımını azalttığı sonucuna ulaşılmıştır.

Cam polialkenoat simanlar diş yüzeyine iki mekanizmayla bağlanırlar: mikromekanik bağlanma ve kimyasal bağlanma (273). Her ne kadar cam polialkenoat simanlar *smear* tabakası varlığına rağmen mineye bağlanabilseler de fosforik asit, sitrik asit, maleik asit ya da poliakrilik asit gibi *smear* tabakasını kaldıracak bir yüzey hazırlayıcısı kullanılarak bağ dayanımları artırılabilir (274, 275). Attin ve ark. (276), cam polialkenoat ve kompozit rezinlerin bağ

dayanımlarında yüzey hazırlığı için %25'lik poliakrilik asit kullanılması ile kullanılmaması arasındaki farkı araştırdıkları bir çalışmada, cam polialkenoat grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Başka bir araştırmada Bishara ve ark. (277), cam polialkenoat esaslı fissür örtücü uygulaması öncesi diş yüzeyine %34,5'luk fosforik asit uygulamasının cam polialkenoat simanın bağlanma dayanımını arttırmadığını belirtmişlerdir. Başka bir çalışmada, minede fosforik asit kullanımının cam polialkenoat simanın bağ dayanımını doğrudan uygulanan cam polialkenoatın bağ dayanımına göre iki kat arttırdığı, ancak aradaki farkın anlamlı bulunmadığı belirtilmiş ve bağ dayanımındaki artışın sebebi cam polialkenoat simanın nemli mine yüzeyine daha iyi bağlanabilmesi olarak rapor edilmiştir (278). Bu verilere paralel olarak, bizim çalışmamızdaki cam polialkenoat grupları arasında da en yüksek bağ dayanımı %20'lik *conditioner* sonrası *Fuji Triage®* uygulanan grupta gözlenmiştir. Doğrudan *Fuji Triage®* uygulanan grupta bağ dayanımı göreceli olarak daha düşük çıkmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. SEM görüntülerinde, *conditioner* uygulanan grupta minede asitlenmiş-gözenekli bir görüntünün oluştuğu, uygulanmayan dişte ise smear tabakasının varlığı tespit edilmiştir. Kırık tipleri açısından bakıldığında yine iki grup birbirine benzer çıkmış olup, bu sonucun bağ dayanımı bulgularıyla ve bahsedilen çalışmalarla uyumlu olduğu görülmüştür.

Cam polialkenoat simanların Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiş mine yüzeyine adezyonuyla ilgili fazla çalışma bulunmamaktadır. Lazerlenmiş mine yüzeylerinin aside direncinin arttığı bilinmektedir (279). Powis ve ark. (280), işlem öncesi poliakrilik asidin *conditioner* olarak kullanımının kendiliğinden sertleşen cam polialkenoat simanların diş yüzeyine adezyonunu arttıracaklarını ileri sürmüşlerdir. Jiang ve ark. (281), yaptıkları başka bir çalışmada, Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiş mine yüzeyine %10'luk poliakrilik asit uygulamasının, cam polialkenoat simanların bağ dayanımını arttırmadığını, bununla birlikte lazer sonrası %37'lik ortofosforik asit uygulamasının bağ dayanımını arttırdığını rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda kırık tipleri her iki grupta da koheziv ve karışık tipte olup benzer dağılım göstermişlerdir. Cam polialkenoat siman gruplarından lazer sonrası *conditioner* uygulanan grubun bağ dayanımı değerleri, lazer uygulanmaksızın *conditioner* uygulanan gruba göre daha düşük çıkmıştır; ancak aradaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu farkın, lazer uygulamasının mine yüzeylerini aside

dirençli hale getirmesinden kaynaklanabileceği düşünülmüş olup SEM görüntülerinde de lazer sonrası *conditioner* uygulanan grupta, minede mikropörözite varlığı görülememesi de bu sonucu desteklemiştir. Bununla birlikte, çalışmamızdaki cam polialkenoat gruplarında ortofosforik asit uygulanan bir grup bulunmamaktadır. Bu grup da çalışmamıza dahil edilseydi lazerlenmiş mine yüzeylerinde, ortofosforik ve poliakrilik asitin cam polialkenoatların bağlanma dayanımına olan etkilerinin kıyaslanabileceği ve yukarıdaki bilgilerin ışığında değerlendirilebilecek verilerin elde edilebileceği düşünülmüştür.

Ek olarak lazer ile pürüzlendirilmiş mine yüzeyine *conditioner* uygulamasını takiben bonding ajanı kullanımı ile ilgili yapılan herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Çalışmamızda bu grup en düşük bağ dayanımı değerine sahip bulunmuş olup baskın olarak koheziv kırıklar gözlenmiştir. SEM görüntülerinde lazerin aside dirençli hale getirdiği düşünülen mineye uygulanan *conditioner*ın pürüzlendirmede yetersiz olduğu, mikropöröziteleri oluşturamadığı ve üzerine uygulanan *bonding* ajanının da yüzeyi örtülediği gözlenmiştir. Lazer sonrası *bonding* ajanı ve lazer sonrası *conditioner* uygulaması yapılan cam polialkenoat gruplarında, *conditioner* ve *bonding* ajanının ayrı ayrı kullanımının bağ dayanımını etkileyemediğini düşündüğümüzde bu iki ajanın arka arkaya kullanılmasında da sonuç tatmin edici olamamıştır.

6 SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu *in-vitro* çalışmada farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin rezin ve cam polialkenoat esaslı iki farklı fissür örtücünün mikrosızıntı ve bağ dayanımlarına olan etkileri araştırıldı. Örneklerin değerlendirilmesinde ışık mikroskobu ve SEM kullanıldı. Aşağıdaki sonuçlar elde edildi:

1. Resin esaslı fissür örtücüler, cam polialkenoat esaslı fissür örtücülere göre daha düşük mikrosızıntı, daha yüksek bağ dayanımı gösterdiler. Bu durumun cam polialkenoat esaslı fissür örtücülerin zayıf mekanik özelliklerine bağlı olduğu düşünüldü.
2. Fissür örtücü uygulamasında geleneksel yöntem olan ortofosforik asitle minenin pürüzlendirilmesini takiben resin esaslı fissür örtücü uygulamasında en düşük mikrosızıntı ve en yüksek bağ dayanımı sonuçları bulundu. Geleneksel yöntemin hala en iyi sonuçlara sahip olduğu saptandı.
3. Tek başına lazer uygulamasının resin esaslı fissür örtücülerde ortofosforik asitle, cam polialkenoat esaslı fissür örtücülerde ise poliakrilik asitle pürüzlendirmeye olan ihtiyacı azaltmadığı hem mikrosızıntı hem de bağ dayanımı bulgularıyla desteklendi.
4. Tek başına *self-etching bonding* ajanı kullanımında daha yüksek mikrosızıntı sonuçları görülürken, bağ dayanımında aside olan ihtiyacın azalmadığı sonucuna ulaşıldı. Bu durumun, ortofosforik asidin smear tabakasının uzaklaştırılmasında *self-etching* adezivlere oranla daha efektif olmasıyla açıklanabileceği kanısına varıldı.
5. Lazer uygulaması sonrası *bonding* ajanı kullanımının hem mikrosızıntıyı hem de bağ dayanımını azalttığı görülmüştür. Bağ dayanımını azaltmasının sebebi lazer sonrası minenin aside daha dirençli hale gelmesi olarak düşünüldü. Fakat mikrosızıntı ve bağ dayanımı arasındaki bu çelişkili sonuç açısından daha fazla çalışma yapılması gerekliliğini ortaya çıkardı.
6. Lazer, asit ve bondun bir arada kullanımı resin ve cam polialkenoat gruplarının her ikisinde de hem mikrosızıntıyı hem de bağ dayanımını azalttı. Mikrosızıntı ve bağ dayanımı açısından bu çelişkili sonuç hakkında daha fazla araştırmaya ihtiyaç olduğu tespit edildi. Ancak bu

Çalışma gruplarında geleneksel yönteme olan ihtiyaın ortadan kaldırılamadığı ve daha fazla aşamalı diğer tekniklerin tedavi süresini arttıracadığı düşünüldüğünde, klinik uygulamalar için önerilmemesi gerektiği sonucuna varıldı.



7 KAYNAKLAR

1. Fejerskov O. Changing paradigms in concepts on dental caries: consequences for oral health care. *Caries Res.* 2004;38(3):182-91.
2. Borsatto MC CS, Dibb RG, Ramos RP, Pecora JD. Microleakage of a resin sealant after acid-etching, Er:YAG laserirradiation and air-abrasion of pits and fissures. *J Clin Laser Med Surg.* 2001;19(2):83-7.
3. Hopcraft MS MM. Pattern of dental caries experience on tooth surfaces in an adult population. *Community Dentistry and Oral Epidemiology.* 2006;34(3):173-83.
4. Locker D, Jokovic A, Kay EJ. Prevention. Part 8: The use of pit and fissure sealants in preventing caries in the permanent dentition of children. *British dental journal.* 2003;195(7):375-8. Epub 2003/10/11.
5. Oba A, Dülgergil, T., Sönmez, I., Doğan, S. Comparison of Caries Prevention With Glass Ionomer and Composite Resin Fissure Sealants. *J Formos Med Assoc.* 2009;108(11):844-8.
6. Lidija Mladenovic DMSM. Clinical comparasion of the quality of fissure sealing with Fisural and Ionosit-Seal in the observation period of up to two years. *Scientific Journal of the Faculty of Medicine in Nis.* 2010;27(3):115-23.
7. Feldens EG FC, de Araujo FB, Souza MA. Invasivetechnique of pit and fissure sealants in primary molars: a SEMstudy. *J Clin Pediatr Dent.* 1994;18(3):187-90.
8. Markovic Dejan BPTP, Duska Blagojevic Microleakage, adaptation ability and clinical efficacy of two fluoride releasing fissure sealants. *Vojnosanitetski Pregled.* 2012;69(4):320-5.
9. Beiruti N FJ, van 't Hof MA, van Palenstein Helderma WH. Caries-preventive effect of resin-based and glass ionomer sealants over time: a systematic review. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2006;34(6):403-9.
10. Pardi V SM, Pereira AC , Ambrosano GM , Meneghim Mde C. In vitro evaluation of microleakage of different materials used as pit-and-fissure sealants. *Braz Dent J.* 2006;17(1):49-52.
11. RJ. S. Pit and fissure sealant: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002;24(5):393-414.

12. LW. R. Sealants revisited: an update of the effectiveness of pit and-fissure sealants. *Caries Res.* 1993;27(1):77-82.
13. SM. A. The role of sealants in caries prevention programs. . *J Calif Dent Assoc.* 2003;31 221-7.
14. RJ F. The use of pit and fissure sealants. *Pediatr Dent.* 2002;24:415-22.
15. Yengopal V, Mickenautsch S, Bezerra AC, Leal SC. Caries-preventive effect of glass ionomer and resin-based fissure sealants on permanent teeth: a meta analysis. *J Oral Sci.* 2009;51(3):373-82.
16. Symons AL, Chu CY, Meyers IA. The effect of fissure morphology and pretreatment of the enamel surface on penetration and adhesion of fissure sealants. *Journal of oral rehabilitation.* 1996;23(12):791-8. Epub 1996/12/01.
17. Kusgoz A, Tuzuner T, Ulker M, Kemer B, Saray O. Conversion degree, microhardness, microleakage and fluoride release of different fissure sealants. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials.* 2010;3(8):594-9. Epub 2010/09/10.
18. Ganesh M, Shobha T. Comparative evaluation of the marginal sealing ability of Fuji VII and Concise as pit and fissure sealants. *The journal of contemporary dental practice.* 2007;8(4):10-8. Epub 2007/05/09.
19. Ashwin R, Arathi R. Comparative evaluation for microleakage between Fuji-VII glass ionomer cement and light-cured unfilled resin: a combined in vivo in vitro study. *Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry.* 2007;25(2):86-7. Epub 2007/07/31.
20. Yengopal V, Mickenautsch S, Bezerra AC, Leal SC. Caries-preventive effect of glass ionomer and resin-based fissure sealants on permanent teeth: a meta analysis. *Journal of oral science.* 2009;51(3):373-82. Epub 2009/09/25.
21. Simonsen RJ. Retention and effectiveness of dental sealant after 15 years. *Journal of the American Dental Association.* 1991;122(10):34-42. Epub 1991/10/01.
22. Peutzfeldt A, Nielsen LA. Bond strength of a sealant to primary and permanent enamel: phosphoric acid versus self-etching adhesive. *Pediatr Dent.* 2004;26(3):240-4. Epub 2004/06/10.

23. Burrow MF, Burrow JF, Makinson OF. Pits and fissures: etch resistance in prismless enamel walls. *Australian dental journal*. 2001;46(4):258-62. Epub 2002/02/13.
24. Oho T, Morioka T. A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res*. 1990;24(2):86-92. Epub 1990/01/01.
25. Usumez S, Orhan M, Usumez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2002;122(6):649-56. Epub 2002/12/20.
26. Stock M, Hibst R, Keller U. Comparison of Er : YAG and Er : YSGG laser ablation of dental hard tissues. *P Soc Photo-Opt Ins*. 1997;3192:88-95.
27. Belikov AV EA, Shumilin VV, Tkachuk AM. Comparative study of the 3 micron laser action on different hard tissue samples using free running pulsed Er-doped YAG, YSGG, YAP and YLF lasers. *SPIE*. 1993;2080:60-7.
28. Walsh LJ. The current status of laser applications in dentistry. *Australian dental journal*. 2003;48(3):146-55; quiz 98. Epub 2003/12/03.
29. Hitt JCF, R.J. . Use of a bonding agent to reduce sealant sensitivity to moisture contamination: an in vitro study. . *Pediatric Dent*. 1992;14:41-6.
30. Feigal RJ, Hitt J, Splieth C. Retaining sealant on salivary contaminated enamel. *Journal of the American Dental Association*. 1993;124(3):88-97. Epub 1993/03/01.
31. Borem LM, Feigal RJ. Reducing microleakage of sealants under salivary contamination: digital-image analysis evaluation. *Quintessence Int*. 1994;25(4):283-9. Epub 1994/04/01.
32. Feigal RJ, Musherure P, Gillespie B, Levy-Polack M, Quelhas I, Hebling J. Improved sealant retention with bonding agents: a clinical study of two-bottle and single-bottle systems. *Journal of dental research*. 2000;79(11):1850-6. Epub 2001/01/06.
33. Grande RHM, Ballester RY, Singer JD, Ferreira JF. Microleakage of a universal adhesive used as a fissure sealant. *Am J Dent*. 1998;11(3):109-13.

34. Markovic D, Petrovic B, Peric T, Blagojevic D. Microleakage, adaptation ability and clinical efficacy of two fluoride releasing fissure sealants. *Vojnosanitetski pregled Military-medical and pharmaceutical review*. 2012;69(4):320-5. Epub 2012/05/26.
35. Hennon DK SG, MuhlerJC. Prevalence and distribution of dental caries in preschool children. *Journal of the American Dental Association*. 1969;79:1405-14.
36. HM B. Indications for sealing use in a community-based preventive dentistry program. *J Dent Educ*. 1984;48:45-55.
37. Waggoner WF, Siegal M. Pit and fissure sealant application: updating the technique. *Journal of the American Dental Association*. 1996;127(3):351-61, quiz 91-2. Epub 1996/03/01.
38. Simonsen RJ. Pit and fissure sealant: review of the literature. *Pediatr Dent*. 2002;24(5):393-414. Epub 2002/11/05.
39. Ripa LW. Sealants revisited: an update of the effectiveness of pit-and-fissure sealants. *Caries Res*. 1993;27 Suppl 1:77-82. Epub 1993/01/01.
40. JA H. A practical treatise on the diseases of the teeth. Johnson LJ, editor 1778.
41. IP: W. Preventive Dentistry. *Dent Digest*. 1985;1(70-2).
42. TP H. Prophylactic odontomy: the cutting into the tooth for the prevention of disease *Dent Cosmos*. 1923;65:234-41.
43. CF B. Eradication of enamel fissures. *Dent Items Interest*. 1926;51:859-66.
44. Klein H KJ. Studies of dental caries. Effect of ammoniacal silver nitrate on caries in the first permanent molar. *Journal of the American Dental Association*. 1942;29:1420-26.
45. Cueto EI BM. Sealing of pits and fissures with adhesive resin. Its use in caries prevention. *Journal of the American Dental Association*. 1967;75:121-28.
46. Erdoğan G. Süt Ağız Dişlerinde "Delton ve Helioseal" Fissür Örtücülerin Klinik Güvenilirliklerinin Araştırılması. *İ Ü Diş Hek Fak Der*. 1997;31:205-13.
47. Council on Dental Materials and Devices. Council of Dental Therapeutics. Pit and fissure sealants. *JADA*. 1971;82:1101-4.

48. Ripa LW, Leske GS, Varma AO. Longitudinal study of the caries susceptibility of occlusal and proximal surfaces of first permanent molars. *Journal of public health dentistry*. 1988;48(1):8-13. Epub 1988/01/01.
49. Brown LJ, Selwitz RH. The impact of recent changes in the epidemiology of dental caries on guidelines for the use of dental sealants. *Journal of public health dentistry*. 1995;55(5):274-91.
50. Feigal RJ, Donly KJ. The use of pit and fissure sealants. *Pediatr Dent*. 2006;28(2):143-50.
51. Andlaw RJ RW. Pit and Fissure Sealants. A Manual of Paediatric Dentistry. . Fourth ed ed. Edinburgh, London, New York, Philadelphia, Sydney, Toronto: Churchill Livingstone; 1996.
52. Welbury R, Raadal M, Lygidakis NA. EAPD guidelines for the use of pit and fissure sealants. *European journal of paediatric dentistry : official journal of European Academy of Paediatric Dentistry*. 2004;5(3):179-84. Epub 2004/10/09.
53. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *Journal of dentistry*. 1997;25(6):435-40. Epub 1998/05/30.
54. Geiger SB, Gulayev S, Weiss EI. Improving fissure sealant quality: mechanical preparation and filling level. *Journal of dentistry*. 2000;28(6):407-12. Epub 2000/06/17.
55. Jensen OE, Perez-Diez F, Handelsman SL. Occlusal wear of four pit and fissure sealants over two years. *Pediatr Dent*. 1985;7(1):23-9. Epub 1985/03/01.
56. Feldens EG, Feldens CA, de Araujo FB, Souza MA. Invasive technique of pit and fissure sealants in primary molars: a SEM study. *J Clin Pediatr Dent*. 1994;18(3):187-90. Epub 1994/01/01.
57. Garcia-Godoy F, Abarzua I, De Goes MF, Chan DC. Fluoride release from fissure sealants. *J Clin Pediatr Dent*. 1997;22(1):45-9. Epub 1998/06/27.
58. Morphis TL, Toumba KJ, Lygidakis NA. Fluoride pit and fissure sealants: a review. *International journal of paediatric dentistry / the British Paedodontic Society [and] the International Association of Dentistry for Children*. 2000;10(2):90-8. Epub 2001/04/20.
59. Moshonov J, Stabholz A, Zyskind D, Sharlin E, Peretz B. Acid-etched and erbium:yttrium aluminium garnet laser-treated enamel for fissure sealants: a comparison of microleakage. *International journal of paediatric dentistry / the British*

Paedodontic Society [and] the International Association of Dentistry for Children. 2005;15(3):205-9. Epub 2005/04/28.

60. do Rego MA, de Araujo MA. Microleakage evaluation of pit and fissure sealants done with different procedures, materials, and laser after invasive technique. *J Clin Pediatr Dent*. 1999;24(1):63-8. Epub 2000/03/10.

61. Aboush YE JC. An evaluation of the bonding of glassionomer restoratives to dentine and enamel. *British dental journal*. 1986 Sep 6;161.(5):179-84.

62. Komatsu H IT, Ohshima K. Enamel fluoride uptake from glass ionomer cement designed for sealant ;:. *Journal of dental research*. 1986;65(Spec. Issue:778).

63. Raadal M, Utkilen AB, Nilsen OL. Fissure sealing with a light-cured resin-reinforced glass-ionomer cement (Vitrebond) compared with a resin sealant. *International journal of paediatric dentistry / the British Paedodontic Society [and] the International Association of Dentistry for Children*. 1996;6(4):235-9. Epub 1996/12/01.

64. Forss H, Saarni UM, Seppa L. Comparison of glass-ionomer and resin-based fissure sealants: a 2-year clinical trial. *Community Dent Oral Epidemiol*. 1994;22(1):21-4. Epub 1994/02/01.

65. Smales RJ, Wong KC. 2-year clinical performance of a resin-modified glass ionomer sealant. *Am J Dent*. 1999;12(2):59-61. Epub 1999/09/09.

66. Williams B, Winter GB. Fissure Sealants - Further Results at 4 Years. *British dental journal*. 1981;150(7):183-7.

67. Shimokobe H KH, Kawakami S, Hirota K Clinical evaluation of glass-ionomer cement used for sealants. *Journal of dental research*. 1986;65(812).

68. Ovrebo RC, Raadal M. Microleakage in fissures sealed with resin or glass ionomer cement. *Scandinavian journal of dental research*. 1990;98(1):66-9. Epub 1990/02/01.

69. Skartveit L, Tveit AB, Totdal B, Ovrebo R, Raadal M. In vivo fluoride uptake in enamel and dentin from fluoride-containing materials. *ASDC journal of dentistry for children*. 1990;57(2):97-100. Epub 1990/03/01.

70. Mejare I, Mjor IA. Glass ionomer and resin-based fissure sealants: a clinical study. *Scandinavian journal of dental research*. 1990;98(4):345-50. Epub 1990/08/01.

71. Gilpin JL. Pit and fissure sealants: a review of the literature. *Journal of dental hygiene : JDH / American Dental Hygienists' Association*. 1997;71(4):150-8. Epub 1997/07/01.
72. Van Duinen RN, Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer AJ. In situ transformation of glass-ionomer into an enamel-like material. *Am J Dent*. 2004;17(4):223-7. Epub 2004/10/14.
73. Chen X, Du M, Fan M, Mulder J, Huysmans MC, Frencken JE. Effectiveness of two new types of sealants: retention after 2 years. *Clinical oral investigations*. 2012;16(5):1443-50. Epub 2011/11/30.
74. Meyer JM, Cattani-Lorente MA, Dupuis V. Compomers: between glass-ionomer cements and composites. *Biomaterials*. 1998;19(6):529-39.
75. Nicholson JW. Polyacid-modified composite resins ("compomers") and their use in clinical dentistry. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2007;23(5):615-22. Epub 2006/06/23.
76. Grobler SR, Rossouw RJ, Kotze TJV. A comparison of fluoride release from various dental materials. *Journal of dentistry*. 1998;26(3):259-65.
77. Gungor HC, Altay N, Alpar R. Clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite-based fissure sealant: two-year results. *Operative dentistry*. 2004;29(3):254-60. Epub 2004/06/16.
78. Ram D, Mamber E, Fuks AB. Clinical performance of a non-rinse conditioning sealant in three paediatric dental practices: a retrospective study. *International journal of paediatric dentistry / the British Paedodontic Society [and] the International Association of Dentistry for Children*. 2005;15(1):61-6. Epub 2005/01/25.
79. Glavina D MM, Skrinjaric I. Retention of compomer fissure sealant: 3-year follow-up. *Int J Paediatr Den* 2001.
80. Beun S, Bailly C, Devaux J, Leloup G. Physical, mechanical and rheological characterization of resin-based pit and fissure sealants compared to flowable resin composites. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2012;28(4):349-59. Epub 2011/11/29.
81. Corona SA, Borsatto MC, Garcia L, Ramos RP, Palma-Dibb RG. Randomized, controlled trial comparing the retention of a flowable restorative system with a conventional resin sealant: one-year follow up. *International journal of*

paediatric dentistry / the British Paedodontic Society [and] the International Association of Dentistry for Children. 2005;15(1):44-50. Epub 2005/01/25.

82. Papacchini F, Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Microtensile bond strength to ground enamel by glass-ionomers, resin-modified glass-ionomers, and resin composites used as pit and fissure sealants. *Journal of dentistry*. 2005;33(6):459-67. Epub 2005/06/07.

83. J H. Pit and fissure sealant with ACP products restorative aegis® pit & fissure sealant with acp. Bosworth Company 2002-2013.

84. Silva KG, Pedrini D, Delbem AC, Ferreira L, Cannon M. In situ evaluation of the remineralizing capacity of pit and fissure sealants containing amorphous calcium phosphate and/or fluoride. *Acta odontologica Scandinavica*. 2010;68(1):11-8. Epub 2009/11/03.

85. Marks D, Owens BM, Johnson WW. Effect of adhesive agent and fissure morphology on the in vitro microleakage and penetrability of pit and fissure sealants. *Quintessence Int*. 2009;40(9):763-72. Epub 2009/10/29.

86. Ahovuo-Saloranta A, Hiiri A, Nordblad A, Worthington H, Makela M. Pit and fissure sealants for preventing dental decay in the permanent teeth of children and adolescents. *The Cochrane database of systematic reviews*. 2004(3):CD001830. Epub 2004/07/22.

87. Hiiri A, Ahovuo-Saloranta A, Nordblad A, Makela M. Pit and fissure sealants versus fluoride varnishes for preventing dental decay in children and adolescents. *The Cochrane database of systematic reviews*. 2006(4):CD003067. Epub 2006/10/21.

88. Azarpazhooh A, Main PA. Pit and fissure sealants in the prevention of dental caries in children and adolescents: a systematic review. *J Can Dent Assoc*. 2008;74(2):171-7. Epub 2008/03/21.

89. Leake JL, Main PA, Woodward GL. Developing evidence-based programme guidelines for children's dental care in a dental public health unit in Ontario, Canada. *Community dental health*. 1997;14(1):11-7. Epub 1997/03/01.

90. Rethman J. Trends in preventive care: caries risk assessment and indications for sealants. *Journal of the American Dental Association*. 2000;131 Suppl:8S-12S. Epub 2000/06/22.

91. Autio-Gold JT. Clinical evaluation of a medium-filled flowable restorative material as a pit and fissure sealant. *Operative dentistry*. 2002;27(4):325-9. Epub 2002/07/18.
92. Primosch RE, Barr ES. Sealant use and placement techniques among pediatric dentists. *Journal of the American Dental Association*. 2001;132(10):1442-51; quiz 61. Epub 2001/10/30.
93. Youssef MN, Youssef FA, Souza-Zaroni WC, Turbino ML, Vieira MMF. Effect of enamel preparation method on in vitro marginal microleakage of a flowable composite used as pit and fissure sealant. *International Journal of Paediatric Dentistry*. 2006;16(5):342-7.
94. Pardi V, Pereira AC, Ambrosano GM, Meneghim Mde C. Clinical evaluation of three different materials used as pit and fissure sealant: 24-months results. *J Clin Pediatr Dent*. 2005;29(2):133-7. Epub 2005/02/22.
95. Feigal RJ, Quelhas I. Clinical trial of a self-etching adhesive for sealant application: Success at 24 months with Prompt L-Pop. *Am J Dent*. 2003;16(4):249-51.
96. Yazici AR, Kiremitci A, Celik C, Ozgunaltay G, Dayangac B. A two-year clinical evaluation of pit and fissure sealants placed with and without air abrasion pretreatment in teenagers. *Journal of the American Dental Association*. 2006;137(10):1401-5.
97. Simonsen RJ, Stallard RE. Sealant-restorations utilizing a diluted filled composite resin: one year results. *Quintessence international, dental digest*. 1977;8(6):77-84. Epub 1977/06/01.
98. Shapira J, Eidelman E. Six-year clinical evaluation of fissure sealants placed after mechanical preparation: a matched pair study. *Pediatr Dent*. 1986;8(3):204-5. Epub 1986/09/01.
99. Blackwood JA, Dilley DC, Roberts MW, Swift EJ, Jr. Evaluation of pumice, fissure enameloplasty and air abrasion on sealant microleakage. *Pediatr Dent*. 2002;24(3):199-203. Epub 2002/06/18.
100. Burke FJT, Hussain, A., Nolan, L., Fleming, G.J.P. Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *Eur J Prosthodont Rest Dent*. 2008;16:158-65.

101. Gungor HC, Turgut MD, Attar N, Altay N. Microleakage evaluation of a flowable polyacid-modified resin composite used as fissure sealant on air-abraded permanent teeth. *Operative dentistry*. 2003;28(3):267-73.
102. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2010;26(2):E100-E21.
103. McCabe JF, Walls, A.W.G. . *Adhesive Restorative Materials: Bonding of Resin-Based Materials*. In: McCabe JF, Walls, A.W.G., editor. *Applied Dental Materials*. Cambridge: Blackwell Science; 1998. p. 189-201.
104. Poulsen S, Beiruti N, Sadat N. A comparison of retention and the effect on caries of fissure sealing with a glass-ionomer and a resin-based sealant. *Community Dent Oral Epidemiol*. 2001;29(4):298-301. Epub 2001/08/23.
105. Castro LC, Galvao AC. Comparison of three different preparation methods in the improvement of sealant retention. *J Clin Pediatr Dent*. 2004;28(3):249-52. Epub 2004/05/28.
106. Kanca J. Improving Bond Strength through Acid Etching of Dentin and Bonding to Wet Dentin Surfaces. *Journal of the American Dental Association*. 1992;123(9):35-43.
107. Abreu A, Loza MA, Elias A, Mukhopadhyay S, Looney S, Rueggeberg FA. Tensile Bond Strength of an Adhesive Resin Cement to Different Alloys Having Various Surface Treatments. *J Prosthet Dent*. 2009;101(2):107-18.
108. Kern M, Barloi A, Yang B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *Journal of dental research*. 2009;88(9):817-22. Epub 2009/09/22.
109. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls. comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci*. 2004;112(4):353-61.
110. Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, et al. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(7):967-77. Epub 2008/01/08.
111. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between Surface-Area for Adhesion and Tensile Bond Strength -

Evaluation of a Micro-Tensile Bond Test. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 1994;10(4):236-40.

112. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. The journal of adhesive dentistry. 1999;1(4):299-309. Epub 2001/12/01.

113. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2002;18(5):380-8. Epub 2002/08/15.

114. De Munck J, Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Van Meerbeek, B. . Literature review on factors affecting the bond strength to enamel/dentin. Unpublished observations.

115. De Munck J, Mine, A., Poitevin, A., Van Ende, A., Van Meerbeek, G. . Testing bond strength. A review of the literature. Academy of Dental Materials Abstract 2009. 2009.

116. Kidd EA. Microleakage: a review. Journal of dentistry. 1976;4(5):199-206. Epub 1976/09/01.

117. Hatibovic-Kofman S, Wright GZ, Braverman I. Microleakage of sealants after conventional, bur, and air-abrasion preparation of pits and fissures. Pediatr Dent. 1998;20(3):173-6. Epub 1998/06/23.

118. Chan DC, Summitt JB, Garcia-Godoy F, Hilton TJ, Chung KH. Evaluation of different methods for cleaning and preparing occlusal fissures. Operative dentistry. 1999;24(6):331-6. Epub 2000/05/24.

119. Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. Journal of dentistry. 1992;20(1):3-10.

120. Dejou J, Sindres V, Camps J. Influence of criteria on the results of in vitro evaluation of microleakage. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 1996;12(6):342-9. Epub 1996/11/01.

121. Grossman ES, Matejka JM. In vitro marginal leakage in varnished and lined amalgam restorations. J Prosthet Dent. 1993;69(5):469-74. Epub 1993/05/01.

122. Wu MK, Wesselink PR. Endodontic leakage studies reconsidered. Part I. Methodology, application and relevance. International endodontic journal. 1993;26(1):37-43. Epub 1993/01/01.

123. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. Operative dentistry. 1997;22(4):173-85. Epub 1997/07/01.

124. Shortall AC. Microleakage, marginal adaptation and composite resin restorations. *British dental journal*. 1982;153(6):223-7. Epub 1982/09/21.
125. Türkün LŞ EZ. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerinin karşılaştırılması. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2004;21:143-51.
126. Mueninghoff LA, Dunn SK, Leinfelder KF. Comparison of dye and ion microleakage tests. *Am J Dent*. 1990;3(5):192-4. Epub 1990/10/01.
127. Pashley DH, Matthews WG. The effects of outward forced convective flow on inward diffusion in human dentine in vitro. *Archives of oral biology*. 1993;38(7):577-82. Epub 1993/07/01.
128. Erdilek D, Dorter C, Koray F, Kunzelmann KH, Efes BG, Gomec Y. Effect of Thermo-mechanical Load Cycling on Microleakage in Class II Ormocer Restorations. *European journal of dentistry*. 2009;3(3):200-5. Epub 2009/09/17.
129. Heintze SD. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2007;9:77-106.
130. Charlton DG, Moore BK. In vitro evaluation of two microleakage detection tests. *Journal of dentistry*. 1992;20(1):55-8. Epub 1992/02/01.
131. Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1992;8(3):181-4. Epub 1992/05/01.
132. Williams PT, Schramke D, Stockton L. Comparison of two methods of measuring dye penetration in restoration microleakage studies. *Operative dentistry*. 2002;27(6):628-35. Epub 2002/11/05.
133. Chan KC, Swift EJ, Jr. Leakage of chemical and light-cured basing materials. *J Prosthet Dent*. 1989;62(4):408-11. Epub 1989/10/01.
134. Going RE. Microleakage around dental restorations: a summarizing review. *Journal of the American Dental Association*. 1972;84(6):1349-57. Epub 1972/06/01.
135. Tangsgoolwatana J, Cochran MA, Moore BK, Li Y. Microleakage evaluation of bonded amalgam restorations: confocal microscopy versus radioisotope. *Quintessence Int*. 1997;28(7):467-77. Epub 1997/07/01.
136. Crim GA, Swartz ML, Phillips RW. Comparison of four thermocycling techniques. *J Prosthet Dent*. 1985;53(1):50-3. Epub 1985/01/01.

137. Lacy AM, Wada C, Du W, Watanabe L. In vitro microleakage at the gingival margin of porcelain and resin veneers. *J Prosthet Dent*. 1992;67(1):7-10. Epub 1992/01/01.
138. Tiritoglu M. Kenar sızıntısı belirleme yöntemleri. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 1994;15:132-8.
139. Pickard HM, Gayford JJ. Leakage at the Margins of Amalgam Restorations. *British dental journal*. 1965;119:69-77. Epub 1965/07/20.
140. Taylor MJ, Lynch E. Marginal adaptation. *Journal of dentistry*. 1993;21(5):265-73. Epub 1993/10/01.
141. Soares CJ, Celiberto L, Dechichi P, Fonseca RB, Martins LR. Marginal integrity and microleakage of direct and indirect composite inlays: SEM and stereomicroscopic evaluation. *Brazilian oral research*. 2005;19(4):295-301. Epub 2006/02/24.
142. Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noack M. Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning microscopy*. 1989;3(1):147-58; discussion 58-9. Epub 1989/03/01.
143. Pioch T, Stotz S, Staehle HJ, Duschner H. Applications of confocal laser scanning microscopy to dental bonding. *Advances in dental research*. 1997;11(4):453-61. Epub 1998/02/21.
144. Pioch T, Staehle HJ, Duschner H, Garcia-Godoy F. Nanoleakage at the composite-dentin interface: A review. *Am J Dent*. 2001;14(4):252-8.
145. Dos Santos PA, Garcia PP, Palma-Dibb RG. Shear bond strength of adhesive systems to enamel and dentin. Thermocycling influence. *Journal of materials science Materials in medicine*. 2005;16(8):727-32. Epub 2005/06/21.
146. Yang B, Adelung R, Ludwig K, Bossmann K, Pashley DH, Kern M. Effect of structural change of collagen fibrils on the durability of dentin bonding. *Biomaterials*. 2005;26(24):5021-31. Epub 2005/03/17.
147. Fuks AB, Odont EE, Shapira J. Mechanical and acid treatment of the prismless layer of primary teeth vs acid etching only: a SEM study. *ASDC journal of dentistry for children*. 1977;44(3):222-5. Epub 1977/05/01.
148. Knobloch LA, Meyer T, Kerby RE, Johnston W. Microleakage and bond strength of sealant to primary enamel comparing air abrasion and acid etch techniques. *Pediatr Dent*. 2005;27(6):463-9. Epub 2006/03/15.

149. Thomson JL, Main C, Gillespie FC, Stephen KW. The effect of salivary contamination on fissure sealant--enamel bond strength. *Journal of oral rehabilitation*. 1981;8(1):11-8. Epub 1981/01/01.
150. Boksman L, McConnell RJ, Carson B, McCutcheon-Jones EF. A 2-year clinical evaluation of two pit and fissure sealants placed with and without the use of a bonding agent. *Quintessence Int*. 1993;24(2):131-3. Epub 1993/02/01.
151. Van Meerbeek B, Inoue, S., Perdigao, J., Lambrechts, P., Vanherle, G. . Enamel and dentin adhesion In: Summitt JB, Robbins, J.W., Schwartz, R.S., editor. *Fundamentals of operative dentistry-a contemporary approach* 2nd Ed. ed. Quintessence Publishing: Carol Stream; 2001. p. 178-235.
152. Perdigao J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin of North Am*. 2007;51:333-57.
153. Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2001;17(5):430-44. Epub 2001/07/11.
154. Wilson J, Hawkes, J.B.F. *Lasers Principles and Applications*. UK1987.
155. Uma G, Garg, M.K. , Manjeet, S. Lasers in Medicine. *Journal of Advance Researches in Biological Sciences*. 2013;5 (2):177-80.
156. Hecht J. *The Laser Guidebook*. USA: Tab Books; 1992.
157. Miserendino LJ, Pick, R.M. *Lasers in Dentistry* Chicago, Berlin, London, Tokyo, Sao Paulo, Moscow, Warsaw: Quintessence Pub. Co. Inc.; 1995.
158. Çelik EU, Gökay, N. . Diş hekimliğinde kullanılan lazerler. *Akademik Dental*. 2005;26(1):1-10.
159. Gaspirc B, Skaleric, U. Morphology, chemical structure and diffusion processes of root surfaces after Er:YAG and Nd:YAG laser irradiation. *J Clin Periodontol*. 2001;28:508-16.
160. Mani J. *Dental Applications of Advanced Lasers*: JGM Associates Inc. MA.; 2004.
161. Herne B, Zachary C. . *New Concepts in Nonablative Rejuvenation*. *Cosmetic Dermatology*. USA2000.
162. Absten G. *Laser Medicine and Surgery*. FL: Absten Professional Medical Association, Inc; 2004

163. Lasers in periodontics. *Journal of periodontology*. 2002;73(10):1231-9. Epub 2002/11/06.
164. Fisher SE, Frame JW, Browne RM, Tranter RM. A comparative histological study of wound healing following CO2 laser and conventional surgical excision of canine buccal mucosa. *Archives of oral biology*. 1983;28(4):287-91. Epub 1983/01/01.
165. Pick RM, Colvard MD. Current status of lasers in soft tissue dental surgery. *Journal of periodontology*. 1993;64(7):589-602. Epub 1993/07/01.
166. White JM, Goodis HE, Setcos JC, Eakle S, Hulscher BE, Rose CL. Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth: a three-year follow-up study. *Journal of the American Dental Association*. 1993;124(7):45-51. Epub 1993/07/01.
167. Douglas N, Dederich, B.S.E.E., Ronald, D., Bushick, D.M.D. Lasers in dentistry, Separating science from hype. *JADA*. 135(February 2004):204-12.
168. Tokita Y, Sunakawa M, Suda H. Pulsed Nd:YAG laser irradiation of the tooth pulp in the cat: I. Effect of spot lasing. *Lasers in surgery and medicine*. 2000;26(4):398-404. Epub 2000/05/11.
169. Sunakawa M, Tokita Y, Suda H. Pulsed Nd:YAG laser irradiation of the tooth pulp in the cat: II. Effect of scanning lasing. *Lasers in surgery and medicine*. 2000;26(5):477-84. Epub 2000/06/22.
170. Pelagalli J, Gimbel CB, Hansen RT, Swett A, Winn DW, 2nd. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation--phase I. *J Clin Laser Med Surg*. 1997;15(3):109-15. Epub 1997/01/01.
171. Keller U, Hibst R. Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study. *Lasers in surgery and medicine*. 1997;20(1):32-8. Epub 1997/01/01.
172. Takeda FH, Harashima T, Kimura Y, Matsumoto K. Efficacy of Er:YAG laser irradiation in removing debris and smear layer on root canal walls. *Journal of endodontics*. 1998;24(8):548-51. Epub 1998/10/06.
173. Nair PN, Baltensperger MM, Luder HU, Eyrich GK. Pulpal response to Er:YAG laser drilling of dentine in healthy human third molars. *Lasers in surgery and medicine*. 2003;32(3):203-9. Epub 2003/02/28.

174. Glockner K, Rumpler J, Ebeleseder K, Stadler P. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser compared to the conventional burr: an in vitro study. *J Clin Laser Med Surg*. 1998;16(3):153-7. Epub 1998/09/23.
175. Louw NP, Pameijer CH, Ackermann WD, Ertl T, Cappius HJ, Norval G. Pulp histology after Er:YAG laser cavity preparation in subhuman primates--a pilot study. *SADJ : journal of the South African Dental Association = tydskrif van die Suid-Afrikaanse Tandheelkundige Vereniging*. 2002;57(8):313-7. Epub 2002/11/14.
176. Takamori K. A histopathological and immunohistochemical study of dental pulp and pulpal nerve fibers in rats after the cavity preparation using Er:YAG laser. *Journal of endodontics*. 2000;26(2):95-9. Epub 2001/02/24.
177. Keller U, Hibst R, Geurtsen W, Schilke R, Heidemann D, Klaiber B, et al. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *Journal of dentistry*. 1998;26(8):649-56. Epub 1998/10/30.
178. Mehl A, Folwaczny M, Haffner C, Hickel R. Bactericidal effects of 2.94 microns Er:YAG-laser radiation in dental root canals. *Journal of endodontics*. 1999;25(7):490-3. Epub 2000/02/25.
179. Folwaczny M, Mehl A, Aggstaller H, Hickel R. Antimicrobial effects of 2.94 microm Er:YAG laser radiation on root surfaces: an in vitro study. *J Clin Periodontol*. 2002;29(1):73-8. Epub 2002/02/16.
180. Folwaczny M, Aggstaller H, Mehl A, Hickel R. Removal of bacterial endotoxin from root surface with Er:YAG laser. *Am J Dent*. 2003;16(1):3-5. Epub 2003/05/15.
181. Takamori K, Furukawa H, Morikawa Y, Katayama T, Watanabe S. Basic study on vibrations during tooth preparations caused by high-speed drilling and Er:YAG laser irradiation. *Lasers in surgery and medicine*. 2003;32(1):25-31. Epub 2003/01/08.
182. Schwarz F, Sculean A, Georg T, Reich E. Periodontal treatment with an Er: YAG laser compared to scaling and root planing. A controlled clinical study. *Journal of periodontology*. 2001;72(3):361-7. Epub 2001/05/01.
183. Schwarz F, Putz N, Georg T, Reich E. Effect of an Er:YAG laser on periodontally involved root surfaces: an in vivo and in vitro SEM comparison. *Lasers in surgery and medicine*. 2001;29(4):328-35. Epub 2001/12/18.

184. Frentzen M, Braun A, Aniol D. Er:YAG laser scaling of diseased root surfaces. *Journal of periodontology*. 2002;73(5):524-30. Epub 2002/05/25.
185. Gutknecht N, Apel C, Schafer C, Lampert F. Microleakage of composite fillings in Er,Cr:YSGG laser-prepared class II cavities. *Lasers in surgery and medicine*. 2001;28(4):371-4. Epub 2001/05/10.
186. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Suzuki N, Murakami Y, Matsumoto K. Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg*. 2001;19(6):297-303. Epub 2002/01/05.
187. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Compositional and structural changes of human dentin following caries removal by Er,Cr:YSGG laser irradiation in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent*. 2002;26(4):377-82. Epub 2002/08/15.
188. Matsumoto K, Hossain M, Hossain MM, Kawano H, Kimura Y. Clinical assessment of Er,Cr:YSGG laser application for cavity preparation. *J Clin Laser Med Surg*. 2002;20(1):17-21. Epub 2002/03/22.
189. Wang X, Ishizaki NT, Suzuki N, Kimura Y, Matsumoto K. Morphological changes of bovine mandibular bone irradiated by Er,Cr:YSGG laser: an in vitro study. *J Clin Laser Med Surg*. 2002;20(5):245-50. Epub 2002/12/10.
190. Yamazaki R, Goya C, Yu DG, Kimura Y, Matsumoto K. Effects of erbium,chromium:YSGG laser irradiation on root canal walls: a scanning electron microscopic and thermographic study. *Journal of endodontics*. 2001;27(1):9-12. Epub 2001/08/07.
191. Eversole LR, Rizioiu I, Kimmel AI. Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium:YSGG laser-powered hydrokinetic system. *Journal of the American Dental Association*. 1997;128(8):1099-106. Epub 1997/08/01.
192. Rizioiu I, Kohanghadosh F, Kimmel AI, Eversole LR. Pulpal thermal responses to an erbium,chromium: YSGG pulsed laser hydrokinetic system. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 1998;86(2):220-3. Epub 1998/08/28.
193. Hossain M, Kimura Y, Nakamura Y, Yamada Y, Kinoshita JI, Matsumoto K. A study on acquired acid resistance of enamel and dentin irradiated by Er,Cr:YSGG laser. *J Clin Laser Med Surg*. 2001;19(3):159-63. Epub 2001/07/27.

194. Hinoura K, Miyazaki M, Onose H. Influence of argon laser curing on resin bond strength. *Am J Dent*. 1993;6(2):69-71. Epub 1993/04/01.
195. Shanthala BM, Munshi AK. Laser vs visible-light cured composite resin: an in vitro shear bond study. *J Clin Pediatr Dent*. 1995;19(2):121-5. Epub 1995/01/01.
196. Powell GL, Anderson JR, Blankenau RJ. Laser and curing light induced in vitro pulpal temperature changes. *J Clin Laser Med Surg*. 1999;17(1):3-5. Epub 1999/04/16.
197. Cobb DS, Dederich DN, Gardner TV. In vitro temperature change at the dentin/pulpal interface by using conventional visible light versus argon laser. *Lasers in surgery and medicine*. 2000;26(4):386-97. Epub 2000/05/11.
198. Lalani N, Foley TF, Voth R, Banting D, Mamandras A. Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength. *The Angle orthodontist*. 2000;70(1):28-33. Epub 2000/03/24.
199. Baik JW, Rueggeberg FA, Liewehr FR. Effect of light-enhanced bleaching on in vitro surface and intrapulpal temperature rise. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry* [et al]. 2001;13(6):370-8. Epub 2002/01/10.
200. Passes H, Furman, M., Rosenfeld, D., Jurim, A. A case study of lasers in cosmetic dentistry. *Curr Opin Cosmet Dent*. 1993:92-9.
201. Brunetaud JM, Jensen DM. Current status of argon laser hemostasis of bleeding ulcers. *Endoscopy*. 1986;18 Suppl 2:40-5. Epub 1986/05/01.
202. Puppala R, Hegde A, Munshi AK. Laser and light cured composite resin restorations: in-vitro comparison of isotope and dye penetrations. *J Clin Pediatr Dent*. 1996;20(3):213-8. Epub 1996/01/01.
203. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc*. 1999;65(8):447-50. Epub 1999/10/13.
204. Blankenau R, Erickson RL, Rueggeberg F. New light curing options for composite resin restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 1999;20(2):122-5, 9, 31 passim. Epub 2001/11/06.
205. Brenner M, Wong H, Yoong B, Wang NS, Chen JC, Budd M, et al. Comparison of Ho:YAG versus Nd:YAG thoracoscopic laser treatment of pulmonary bullae in a rabbit model. *J Clin Laser Med Surg*. 1997;15(3):103-8. Epub 1997/01/01.

206. Gutknecht N, Nuebler-Moritz M, Burghardt SF, Lampert F. The efficiency of root canal disinfection using a holmium:yttrium-aluminum-garnet laser in vitro. *J Clin Laser Med Surg*. 1997;15(2):75-8. Epub 1997/01/01.
207. Kreisler M, Gotz H, Duschner H. Effect of Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, CO₂, and GaAlAs laser irradiation on surface properties of endosseous dental implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2002;17(2):202-11. Epub 2002/04/18.
208. Bouma MG, Buurman WA, van den Wildenberg FA. Low energy laser irradiation fails to modulate the inflammatory function of human monocytes and endothelial cells. *Lasers in surgery and medicine*. 1996;19(2):207-15. Epub 1996/01/01.
209. Pereira AN, Eduardo Cde P, Matson E, Marques MM. Effect of low-power laser irradiation on cell growth and procollagen synthesis of cultured fibroblasts. *Lasers in surgery and medicine*. 2002;31(4):263-7. Epub 2002/10/02.
210. Melek M. *Tedavi Lazerler*. İstanbul: Boğaziçi Üniversitesi Yayınları; 1991.
211. Niemz MH. *Laser-tissue Interaction. Fundamentals and Applications*. Berlin: Springer; 1996.
212. Keller U, Hibst R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers in surgery and medicine*. 1989;9(4):345-51. Epub 1989/01/01.
213. Van AG. Erbium lasers in dentistry. *Dental clinics of North America*. 2004;48(4):1017-59, viii. Epub 2004/10/07.
214. Coluzzi D, J. . *An Overview of Laser Wavelengths used in Dentistry*. Academy of Laser Dentistry. 2004.
215. Hale G, M., Querry, M. R. Optical Constants of Water in the 200 nm to 200um Wavelength Region. *Appl Opt*. 1973;12:555-63.
216. Hibst R, Keller, U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances, I: Measurements of the ablation rate. *Lasers in surgery and medicine*. 1989;9:338-44.
217. Delbem AC, Cury, J.A., Nakassima, C.K., Gouveia, V.G., Theodoro, L.H. Effect of Er:YAG laser on CaF₂ formation and its anticariogenic action on human enamel: An in vitro study. *J Clin Laser Med Surg*. 2003;21(4):197-201.

218. Nammour S, Demortier G, Florio P, Delhay Y, Pireaux JJ, Morciaux Y, et al. Increase of enamel fluoride retention by low fluence argon laser in vivo. *Lasers in surgery and medicine*. 2003;33(4):260-3. Epub 2003/10/23.
219. Martinez-Insua A, Dominguez LD, Rivera FG, Santana-Penin UA. Differences in bonding to acid-etched or Er : YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent*. 2000;84(3):280-8.
220. De Munck J, Van Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G. Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium:YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. *Eur J Oral Sci*. 2002;110(4):322-9. Epub 2002/09/11.
221. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2005;21(7):616-24. Epub 2005/06/28.
222. Delfino CS, Souza-Zaroni WC, Corona SAM, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Effect of Er : YAG laser energy on the morphology of enamel/adhesive system interface. *Appl Surf Sci*. 2006;252(24):8476-81.
223. Hossain M, Nakamura, Y., Yamada, Y., Kimura, Y., Nakamura, G., Matsumoto, K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg*. 1999;17(3):105-9.
224. Olivi G, Genovese, M.D. . Effect of Er:YAG parameters on enamel: SEM observations. *J Oral Laser Applic*. 2007;7(27-35).
225. Herle GP, Joseph, T., Varma, B., Jayanthi, M. Comparative Evaluation Of Glass Ionomer And Resin Based Fissure Sealant Using Noninvasive And Invasive Techniques-A SEM And Microleakage Study. *J Indian Soc Pedo Prey Dent*. 2004;22(2):56 - 62.
226. Feigal RJ. Sealants and preventive restorations: review of effectiveness and clinical changes for improvement. *Pediatr Dent*. 1998;20(2):85-92. Epub 1998/05/05.
227. Koyuturk AE, Kusgoz A, Ulker M, Yesilyurt C. Effects of mechanical and thermal aging on microleakage of different fissure sealants. *Dental materials journal*. 2008;27(6):795-801. Epub 2009/02/27.

228. Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2005;21(5):397-412. Epub 2005/04/14.
229. Ulker M, Ozcan M, Sengun A, Ozer F, Belli S. Effect of artificial aging regimens on the performance of self-etching adhesives. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2010;93(1):175-84. Epub 2010/01/22.
230. Johnson WT, Zakariasen KL. Spectrophotometric Analysis of Microleakage in the Fine Curved Canals Found in the Mesial Roots of Mandibular Molars. *Oral Surg Oral Med O*. 1983;56(3):305-9.
231. Silverstone LM. Fissure sealants: the susceptibility to dissolution of acid-etched and subsequently abraded enamel in vitro. *Caries Res*. 1977;11(1):46-51. Epub 1977/01/01.
232. Silverstone LM. Fissure sealants. Laboratory studies. *Caries Res*. 1974;8(1):2-26. Epub 1974/01/01.
233. Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res*. 1975;9(5):373-87. Epub 1975/01/01.
234. Rock WP. The effect of etching of human enamel upon bond strengths with fissure sealant resins. *Archives of oral biology*. 1974;19:873-7.
235. Eidelman E, Shapira J, Houpt M. The Retention of Fissure Sealants Using 20-Second Etching Time - 3-Year Follow-Up. *J Dent Child*. 1988;55(2):119-20.
236. Borsatto MC, Corona SA, Alves AG, Chimello DT, Catirse AB, Palma-Dibb RG. Influence of salivary contamination on marginal microleakage of pit and fissure sealants. *Am J Dent*. 2004;17(5):365-7. Epub 2004/12/04.
237. Antonson SA, Wanuck J, Antonson DE. Surface protection for newly erupting first molars. *Compend Contin Educ Dent*. 2006;27(1):46-52. Epub 2006/02/04.
238. Safar JA, Davis RD, Overton JD. Effect of saliva contamination on the bond of dentin to resin-modified glass-ionomer cement. *Operative dentistry*. 1999;24(6):351-7. Epub 2000/05/24.

239. Tulunoglu O, Bodur H, Uctasli M, Alacam A. The effect of bonding agents on the microleakage and bond strength of sealant in primary teeth. *Journal of oral rehabilitation*. 1999;26(5):436-41. Epub 1999/06/18.
240. Pashley DH, Tay, F.R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, R.M., Carrilho, M., Tezvergil-Mutluay, A. . State of the art etch-rinse adhesives. *Dental materials journal*. 2011;27:1-16.
241. Ermis RB, Temel UB, Cellik EU, Kam O. Clinical performance of a two-step self-etch adhesive with additional enamel etching in Class III cavities. *Operative dentistry*. 2010;35(2):147-55. Epub 2010/04/28.
242. Özel E, Say, E.C., Yurdagüven, H., Soyman, M. . One-year clinical evulation of two-step self-etch adhesive with and without additional enamel etching technigue. *Australian dental journal*. 2010;55:156-61.
243. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2010;26(12):1176-84. Epub 2010/10/16.
244. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *Journal of dental research*. 1992;71(8):1530-40. Epub 1992/08/01.
245. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, et al. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Operative dentistry*. 2001:119-44.
246. Tirali RE, Celik C, Arhun N, Berk G, Cehreli SB. Effect of laser and air abrasion pretreatment on the microleakage of a fissure sealant applied with conventional and self etch adhesives. *J Clin Pediatr Dent*. 2013;37(3):281-8. Epub 2013/07/17.
247. Peng Y, Stark PC, Rich A, Jr., Loo CY. Marginal microleakage of triage sealant under different moisture contamination. *Pediatr Dent*. 2011;33(3):203-6. Epub 2011/06/28.
248. Haznedaroglu E, Menten AR, Tanboga I. In vitro evaluation of microleakage under a glass ionomer surface protector cement after different enamel treatment procedures. *Oral health and dental management*. 2012;11(1):16-22. Epub 2012/04/11.

249. Saito S TS, Hirota K. Characteristics of glass-ionomer cements. In: Davidson CL, Mjo'r I, editors. Advances in glassionomer, 15-50 cLQp.
250. Futatsuki M, Nozawa M, Ogata T, Nakata M. Wear of resin-modified glass ionomers: an in vitro study. J Clin Pediatr Dent. 2001;25(4):297-301. Epub 2001/08/11.
251. Simonsen RJ. Glass ionomer as fissure sealant--a critical review. J Public Health Dent. 1996;56(3 Spec No):146-9; discussion 61-3. Epub 1996/01/01.
252. Aranda M, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of the retention and wear of a light-cured pit and fissure glass ionomer sealant. J Clin Pediatr Dent. 1995;19(4):273-7. Epub 1995/01/01.
253. El-Kalla IH, Garcia-Godoy F. Bond strength and interfacial micromorphology of compomers in primary and permanent teeth. International journal of paediatric dentistry / the British Paedodontic Society [and] the International Association of Dentistry for Children. 1998;8(2):103-14. Epub 1998/09/05.
254. Pereira AC, Pardi V, Mialhe FL, Meneghim MC, Basting RT, Werner CW. Clinical evaluation of a polyacid-modified resin used as a fissure sealant: 48-month results. Am J Dent. 2000;13(6):294-6. Epub 2002/01/05.
255. Hoshing UA, Patil S, Medha A, Bandekar SD. Comparison of shear bond strength of composite resin to enamel surface with laser etching versus acid etching: An in vitro evaluation. Journal of conservative dentistry : JCD. 2014;17(4):320-4. Epub 2014/08/16.
256. Shahabi S, Bagheri HG, Ramazani K. Tensile bond strength of sealants following Er:YAG laser etching compared to acid etching in permanent teeth. Lasers in medical science. 2012;27(2):371-5. Epub 2011/02/22.
257. Lupi-Pegurier L, Bertrand MF, Genovese O, Rocca JP, Muller-Bolla M. Microleakage of resin-based sealants after Er:YAG laser conditioning. Lasers in medical science. 2007;22(3):183-8. Epub 2007/01/27.
258. Borsatto MC, Corona SA, de Araujo FP, de Souza-Gabriel AE, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Effect of Er:YAG laser on tensile bond strength of sealants in primary teeth. J Dent Child (Chic). 2007;74(2):104-8. Epub 2008/05/15.
259. Lepri TP, Souza-Gabriel AE, Atoui JA, Palma-Dibb RG, Pecora JD, Milori Corona SA. Shear bond strength of a sealant to contaminated-enamel surface: influence of erbium : yttrium-aluminum-garnet laser pretreatment. Journal of esthetic

and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]. 2008;20(6):386-92; discussion 93-4. Epub 2009/01/06.

260. Leonetti Edos S, Rodrigues JA, Reis AF, Navarro RS, Aranha AC, Cassoni A. Microtensile bond strength of resin composite to dentin treated with Er:YAG laser of bleached teeth. *Lasers in medical science*. 2012;27(1):31-8. Epub 2010/09/23.

261. Delme KI, De Moor RJ. Scanning electron microscopic evaluation of enamel and dentin surfaces after Er:YAG laser preparation and laser conditioning. *Photomedicine and laser surgery*. 2007;25(5):393-401. Epub 2007/11/03.

262. Perdigao J, Geraldeli S, Heymann HO, Rosa BT. Effect of conditioner and restorative resin on enamel bond strengths. *Am J Dent*. 2000;13(2):88-92. Epub 2002/01/05.

263. Perdigao J, Carmo AR, Anauate-Netto C, Amore R, Lewgoy HR, Cordeiro HJ, et al. Clinical performance of a self-etching adhesive at 18 months. *Am J Dent*. 2005;18(2):135-40. Epub 2005/06/25.

264. Marquezan M, da Silveira BL, Burnett LH, Jr., Rodrigues CR, Kramer PF. Microtensile bond strength of contemporary adhesives to primary enamel and dentin. *J Clin Pediatr Dent*. 2008;32(2):127-32. Epub 2008/04/09.

265. Amaral FL, Colucci V, Souza-Gabriel AE, Chinelatti MA, Palma-Dibb RG, Corona SA. Bond durability in erbium:yttrium-aluminum-garnet laser-irradiated enamel. *Lasers in medical science*. 2010;25(2):155-63. Epub 2008/08/08.

266. Carrieri TC, de Freitas PM, Navarro RS, Eduardo Cde P, Mori M. Adhesion of composite luting cement to Er:YAG-laser-treated dentin. *Lasers in medical science*. 2007;22(3):165-70. Epub 2007/01/20.

267. Obeidi A, McCracken MS, Liu PR, Litaker MS, Beck P, Rahemtulla F. Enhancement of bonding to enamel and dentin prepared by Er,Cr:YSGG laser. *Lasers in surgery and medicine*. 2009;41(6):454-62. Epub 2009/07/10.

268. Moldes VL, Capp CI, Navarro RS, Matos AB, Youssef MN, Cassoni A. In vitro microleakage of composite restorations prepared by Er:YAG/Er,Cr:YSGG lasers and conventional drills associated with two adhesive systems. *The journal of adhesive dentistry*. 2009;11(3):221-9. Epub 2009/07/17.

269. Pires PT, Ferreira JC, Oliveira SA, Azevedo AF, Dias WR, Melo PR. Shear bond strength and SEM morphology evaluation of different dental adhesives to

enamel prepared with ER:YAG laser. *Contemporary clinical dentistry*. 2013;4(1):20-6. Epub 2013/07/16.

270. Borsatto MC, Giuntini Jde L, Contente MM, Gomes-Silva JM, Torres CP, Galo R. Self-etch bonding agent beneath sealant: Bond strength for laser-irradiated enamel. *European journal of dentistry*. 2013;7(3):289-95. Epub 2014/06/14.

271. Drummond JL, Wigdor HA, Walsh JT, Jr., Fadavi S, Punwani I. Sealant bond strengths of CO(2) laser-etched versus acid-etched bovine enamel. *Lasers in surgery and medicine*. 2000;27(2):111-8. Epub 2000/08/29.

272. Kanemura N, Sano H, Tagami J. Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. *Journal of dentistry*. 1999;27(7):523-30. Epub 1999/10/03.

273. Watson TF. Bonding glass-ionomer cements to tooth structure. In: Davidson CL MI, editors. *Advances in glass ionomer cements*. 1st ed. IL: Quintessence Publishing; 1999. pp. 121-135.

274. Glasspoole EA, Erickson RL, Davidson CL. Effect of surface treatments on the bond strength of glass ionomers to enamel. *Dent Mater*. 2002;18(6):454-62. Epub 2002/07/06.

275. Yamamoto K, Kojima H, Tsutsumi T, Oguchi H. Effects of tooth-conditioning agents on bond strength of a resin-modified glass-ionomer sealant to enamel. *Journal of dentistry*. 2003;31(1):13-8. Epub 2003/03/05.

276. Attin T, Buchalla W, Hellwig E. Influence of enamel conditioning on bond strength of resin-modified glass ionomer restorative materials and polyacid-modified composites. *J Prosthet Dent*. 1996;76(1):29-33. Epub 1996/07/01.

277. Bishara SE, Soliman M, Laffoon JF, Warren J. Shear bond strength of a new high fluoride release glass ionomer adhesive. *The Angle orthodontist*. 2008;78(1):125-8. Epub 2008/01/16.

278. Simsek Derelioglu S, Yilmaz Y, Celik P, Carikcioglu B, Keles S. Bond strength and microleakage of self-adhesive and conventional fissure sealants. *Dental materials journal*. 2014;33(4):530-8. Epub 2014/08/05.

279. Maung NL, Wohland T, Hsu CY. Enamel diffusion modulated by Er:YAG laser (Part 1)--FRAP. *Journal of dentistry*. 2007;35(10):787-93. Epub 2007/09/18.

280. Powis DR, Folleras T, Merson SA, Wilson AD. Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. *Journal of dental research*. 1982;61(12):1416-22. Epub 1982/12/01.

281. Jiang QZ, Kong YY, Chen ML, Chen Y. The effects of Er:YAG laser treatment on the binding of glass ionomer cement to the prepared enamel. *J Adhes Sci Technol*. 2014;28(16):1644-54.



EKLER



T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2.Kat. Erzene Ankara Cad. 35100 Bornova / İZMİR
Tel: 0 232 390 4219 - 373 78 81 Fax: 0232 390 21 34
e-mail: aetikk@mail.ege.edu.tr www.aek.med.ege.edu.tr



ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAY BELGESİ

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Pits ve Fissür Örtücü Uygulamalarında, Lazer ve Konvansiyonel Pürüzlendirme Yöntemlerinin, Bağ Dayanımı ve Mikrosızıntı Üzerindeki Etkilerinin İn-Vitro Koşullarda Karşılaştırmalı Olarak Araştırılması.		
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	-		
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVAN/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Özent ÖNÇAĞ		
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UZMANLIK ALANI	Pedodonti		
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı		
	VARSA İDARİ SORUMLU ÜNVAN/ADI/SOYADI	-		
	DESTEKLEYİCİ	Bilimsel Araştırma Proje Fonu		
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ ÜNVAN/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. kaynaklardan destek alanlar için)	-		
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-		
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1 ☐ FAZ 2 ☐ FAZ 3 ☐ FAZ 4 ☐ Gözlemsel İlaç Çalışması ☐ Tıbbi Cihaz Klinik Araştırması ☐ İn Vitro Tıbbi Tarama Cihazları ile Yapılan Performans Değerlendirme Çalışmaları ☐ İlaç Dışı Klinik Araştırma ☒ Diğer lse belirtiniz		
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒ ÇOK MERKEZLİ ☐ ULUSAL ☒ ULUSLARARASI ☐			
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	08.04.2015	-	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	-	-	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	-	-	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 15-5.1/6	Tarihi: 12.05.2015		
	Yukarıda başvuru bilgileri verilen klinik araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaladımı ve yöntemleri dikkate alınarak Kurulumuzca incelenmiş, araştırma giderlerinin gönüllüye ve/veya bağlı bulunduğu sosyal güvenlik kurumuna ödetilmediği koşullarda araştırmaya başlanmasının etik açıdan uygun bulunduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.			

EGE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu, Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Yönetmeliği					
BAŞKANIN ÜNVAN / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Ayşenur OKTAY					
Unvan / Adı / Soyadı EK Üyesi	Uzmanlık Dalı	Kurumu	Cinsiyeti	İşki (*)	Katılım (**)	İmza
Prof. Dr. Ayşenur OKTAY Başkan	Radyodiagnostik	EÜ. Tıp Fakültesi Radyoloji AD	K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Prof. Dr. Aytül ÖNAL Başkan Yardımcısı	Tıbbi Farmakoloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji AD.	K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Prof. Dr. Suna TOKSAVUL Üye	Protetik Diş Tedavisi	E.Ü. Diş Hek. Fakültesi Protetik Diş Tedavisi	K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Prof. Dr. Sarenur GÖKBEN Üye	Çocuk Nörolojisi	EÜ. Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	X	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	

ASLI GİBİDİR
Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı

Etik Kurul Başkanının Unvan/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Ayşenur OKTAY	İMZA	Araştırma Başvurusu Onay Belgesi	Form Kodu	Rev. Tarihi / No.su:	Sayfa
				28.09.2011/05	1/2



ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAY BELGESİ

KARAR BİLGİLERİ	Karar Nu : 15- 5.1/6					
Unvanı / Adı / Soyadı EK Üyeliği	Uzmanlık Dalı	Kurumu	Onsiyeti	İlgili (*)	Katılım (**)	İmza
Prof. Dr. Abdullah SAYINER Üye	Göğüs Hastalıkları	EÜ. Tıp Fakültesi Göğüs Hastalıkları AD.	E	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Prof. Dr. Bülent SEMERCİ Üye	Üroloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Üroloji AD.	E	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Prof. Dr. Süheyra ALTUĞ ÖZSOY Üye	Halk Sağlığı Hemşireliği	EÜ. Hemşirelik Fakültesi Halk Sağlığı Hemşireliği AD.	K	☐ E ☒ H	☐ E ☒ H	TOPLANTIYA KATILMADI
Prof. Dr. Murat PEHLİVAN Üye	Biyofizik	E.Ü. Tıp Fakültesi Biyofizik AD.	E	☐ E ☒ H	☐ E ☒ H	TOPLANTIYA KATILMADI
Doç. Dr. Çağatay ÜSTÜN Üye	Tıp Tarihi ve Etik	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıp Tarihi ve Etik AD.	E	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Doç. Dr. Şafak TANER Üye	Halk Sağlığı	E. Ü. Tıp Fakültesi Halk Sağlığı AD.	K	☐ E ☒ H	☐ E ☒ H	TOPLANTIYA KATILMADI
Doç. Dr. Ayşe EROL Üye	Tıbbi Farmakoloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji AD.	K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Yardı. Doç. Dr. Gülsün AYGÖRMEZ UĞURLUBAY Üye	Ceza Hukuku	Gediz Üniversitesi Hukuk Fakültesi	K	☐ E ☒ H	☐ E ☒ H	TOPLANTIYA KATILMADI
Üzm. Ecz. Ebru BEDİR Üye	Eczacılık	E.U. Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji AD.	K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Üzm. Dr. Özlem EKER Üye	Ruh Sağlığı ve Hastalıkları	Serbest	K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	
Fatma BÜYÜKAKKUŞ Üye	Ziraat Mühendisi	Emekli	K	☐ E ☒ H	☒ E ☐ H	

- * Araştırma ile İlgili
** Toplantıda Bulunma

GİBİDİR
TF Klinik Araştırmalar
Kurulu Başkanı

Etik Kurul Başkanı Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Aygenur OKTAY	İMZA 	Araştırma Başvurusu Onay Belgesi	Belge Kodu 22	Rev. Tarihi / No.su: 28.09.2011/05	Sayfa 2/2
---	----------	----------------------------------	------------------	---------------------------------------	--------------

ÖZGEÇMİŞ

2007 yılında Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nden yüksek lisans derecesiyle mezun oldum. Aynı sene Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda araştırma görevlisi olarak göreve başladım. 2008 yılında Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı doktora sınavını kazanarak doktora eğitimime İzmir'de devam ettim. Yabancı dilim İngilizce'dir.

Elektronik posta adresi: berrinbent@hotmail.com