



164042

T.C.
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**Nd:YAG VE Er,Cr:YSGG LAZER UYGULANMIŞ DENTİN YÜZEYİNE
BAZI BONDİNG AJANLARININ ADAPTASYONLARININ VE
BAĞLANMA KUVVETLERİNİN İNCELENMESİ**

Dt. BİLGE TARÇIN
DOKTORA TEZİ

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Mahir GÜNDAY

İSTANBUL-2005

I. TEŞEKKÜR

Tez konusunun belirlenmesi ve tez çalışmaları sırasındaki değerli katkılarından dolayı danışman hocam Sayın Prof. Dr. Mahir Günday'a,

Çalışmalarım sırasındaki yardımlarından dolayı hocam Sayın Prof. Dr. Hesna Sazak Öveçoğlu ve Doç. Dr. Cafer Türkmen'e,

Elektron mikroskobu incelemelerindeki katkılarından dolayı İ.T.Ü. Kimya-Metalürji Fakültesi Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Öğretim Üyesi Prof. Dr. M. Lütfi Öveçoğlu'na,

Bağlanma kuvveti deneylerinin gerçekleştirilmesindeki tüm safhalarda gösterdikleri çok değerli yardımları için M.Ü. Teknik Eğitim Fakültesi Dekanı Sayın Prof. Dr. Semra Ünal, Dekan Yardımcısı Sayın Prof. Dr. Serdar Salman, Yrd. Doç. Dr. Mustafa Ay, Yrd. Doç. Dr. Ramazan Samur, Yrd. Doç. Dr. Mustafa Öksüz ve Arş. Gör. Barkın Bakır'a,

EDS ölçümlerinin gerçekleştirilmesini sağlayan M.Ü. Mühendislik Fakültesi Çevre Mühendisliği Bölümü Öğretim Üyesi Prof. Dr. Gürcan Oraltay ve Yük. Müh. Mustafa İlhan'a,

Tez çalışmasında kullanılan lazer cihazlarının uygulamalarındaki katkılarından dolayı Dt. İlker Erdoğan'a, Dentistanbul Diş Hastanesi'nden Dr. Mehmet Ali Özer, Dt. Muammer Çorbacıoğlu ve Dt. Zeynep Budak'a,

İnstron cihazında kullanılan deney düzeneğinin tasarlanmasında bilgi birikimlerini benden esirgemeyen ve değerli katkılar sağlayan Mega Danışmanlık Şirketi'nden Sayın Aydın Atalay, Erhan Bacaksız ve Cem Gözübüyük'e,

Doktora süresince birlikte çalıştığım M.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, asistan arkadaşlarıma, özellikle destekleri ve yardımlarından dolayı Arş. Gör. Dt. Emre Eti ve Dt. Gürol Özyöney'e ve tüm personele teşekkür ederim.

Ayrıca bu doktora çalışmasının her aşamasında büyük yardımını ve desteğini gördüğüm çok sevgili eşim Arş. Gör. Dt. Birsay Gümrü'ye gösterdiği anlayış ve sabır için teşekkür ederim.

II. İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	I
İÇİNDEKİLER.....	II
KISALTMALAR ve SİMGELER.....	V
ŞEKİL, RESİM ve TABLOLARIN LİSTESİ.....	VI
i. Şekillerin Listesi.....	VI
ii. Resimlerin Listesi.....	VII
iii. Tabloların Listesi.....	X
1. ÖZET.....	1
2. SUMMARY.....	3
3. GİRİŞ ve AMAÇ.....	5
4. GENEL BİLGİLER.....	7
4.1. Adezyonun Tanımı	
4.2. Dental Adezivler	
4.3. Mineye Bağlanma	
4.4. Dentine Bağlanma	
4.4.1. Dentinin Yapısı	
4.4.2. Dentin Bağlantısını Etkileyen Faktörler	
4.5. Dentin Yüzey Koşullarının Değiştirilmesi	
4.5.1. Asit Uygulaması	
4.6. Bonding Ajanların Sınıflandırılması	
4.7. Bonding Ajanların Gelişimi	
4.7.1. Birinci Nesil Bonding Ajanlar	
4.7.2. İkinci Nesil Bonding Ajanlar	
4.7.3. Üçüncü Nesil Bonding Ajanlar	
4.7.4. Dördüncü Nesil Bonding Ajanlar	
4.7.4.1. Bonding Ajanın Yapısında Bulunan Taşıyıcılar	
4.7.5. Beşinci Nesil Bonding Ajanlar	

- 4.7.6. Altıncı Nesil Bonding Ajanlar
- 4.8. İdeal Bonding Ajanın Sahip Olması Gereken Özellikler
- 4.9. Bonding Ajanların Klinik Performanslarını Etkileyen Faktörler
- 4.10. Dentin Yüzey Koşullarının Değiştirilmesinde Alternatif Yöntemler
 - 4.10.1. Air abrazyon
 - 4.10.2. Lazer
 - 4.10.2.1. Dişhekimliğinde Sık Kullanılan Lazerler
 - 4.10.2.2. Lazerin Dokulara Etkisini Belirleyen Faktörler

5. GEREÇ ve YÖNTEM.....36

- 5.1. Dişlerin Hazırlanması
- 5.2. Dentin Yüzey Koşullarının Değiştirilmesi
 - 5.2.1. Er,Cr:YSGG Lazer Uygulaması
 - 5.2.2. Nd:YAG Lazer Uygulaması
 - 5.2.3. Fosforik Asit Uygulaması (Kontrol Grubu)
- 5.3. Dentin Bonding Ajanlar ile Kompozitlerin Uygulanması
- 5.4. Bağlanma Kuvvetlerinin Ölçülmesi
- 5.5. SEM İncelemeleri
- 5.6. Mineralizasyon Değişimlerinin Tayini
- 5.7. İstatistiksel Değerlendirme

6. BULGULAR.....47

- 6.1. Bağlanma Kuvveti Testi Bulguları
- 6.2. SEM Bulguları
 - 6.2.1. Er,Cr:YSGG Lazer Uygulanan Örneklerin SEM Bulguları
 - 6.2.2. Nd:YAG Lazer Uygulanan Örneklerin SEM Bulguları
 - 6.2.3. Kontrol Grubu Örneklerinin SEM Bulguları
- 6.3. Mineralizasyon Değişimi Bulguları
 - 6.3.1. Ca Miktarlarının Değerlendirilmesi
 - 6.3.2. P Miktarlarının Değerlendirilmesi
 - 6.3.3. Mg Miktarlarının Değerlendirilmesi
 - 6.3.4. S Miktarlarının Değerlendirilmesi
 - 6.3.5. Ca/P Oranlarının Değerlendirilmesi
 - 6.3.6. Mg/Ca Oranlarının Değerlendirilmesi

7.	TARTIŞMA.....	68
8.	SONUÇ.....	82
9.	KAYNAKLAR.....	83
10.	ÖZGEÇMİŞ.....	104



III. Kısaltmalar ve Simgeler

Adb	Admira Bond
ark.	Arkadaşları
Bis-GMA	Bisfenol A-glisidilmetakrilat
BPDM	Bisfenildimetakrilat
Ca	Kalsiyum
CO₂	Karbondioksit
EDS	Energy dispersive spectrometry
EDTA	Etilendiamintetraasetikasit
Er,Cr:YSGG	Erbiyum,Kromiyum:İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet
Er:YAG	Erbiyum:İtriyum-Alüminyum-Garnet
GPDM	Gliserofosforikasitdimetakrilat
HCl	Hidroklorik asit
HEMA	Hidroksietilmetakrilat
Ho:YAG	Holmiyum:İtriyum-Alüminyum-Garnet
Hz	Hertz
J	Joule
Mg	Magnezyum
MPa	Megapaskal
Nd:YAG	Neodimiyum:İtriyum-Alüminyum-Garnet
NPG-GMA	N-fenilglisin glisidilmetakrilat
Opb	Optibond Solo Plus
Ort	Ortalama
P	Fosfor
pps	Pulse per second (saniyedeki atım)
S	Sülfür
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
SPSS	Statistical Package for Social Sciences
SS	Standart sapma
W	Watt

IV. ŞEKİL, RESİM ve TABLOLARIN LİSTESİ

i. Şekillerin Listesi

- Şekil 6.1.1.** Dentin bonding ajanların üç farklı uygulama ile elde edilen yüzeylere bağlanma kuvvetlerinin dağılımı
- Şekil 6.1.2.** Dentin bonding ajanların bağlanma kuvvetlerinin yüzeyde yapılan uygulamaya göre dağılımı
- Şekil 6.3.1.1.** Dentin yüzeyinde ölçülen Ca miktarlarının gruplara göre dağılımı
- Şekil 6.3.2.1.** Dentin yüzeyinde ölçülen P miktarlarının gruplara göre dağılımı
- Şekil 6.3.3.1.** Dentin yüzeyinde ölçülen Mg miktarlarının gruplara göre dağılımı
- Şekil 6.3.4.1.** Dentin yüzeyinde ölçülen S miktarlarının gruplara göre dağılımı

ii. Resimlerin Listesi

Resim 5.1.1.

Özel olarak hazırlanan teflon kalıp ve otopolimerize akril içerisine gömülmüş olan örnek

Resim 5.1.2.

a ve b Dişlerin oklüzal yüzlerinin elmas fissür frez ile hava-su soğutması altında mine dokusu tamamen uzaklaşınca kadar aşındırılması
c ve d 1 mm çapında elmas rond frezle yüzeyde oluklar açılarak elmas fissür frezle birleştirilmesi

Resim 5.2.3.1.

Çalışmada kullanılan %37'lik ortofosforik asit

Resim 5.3.1.

a ve b Çalışmada kullanılan aseton esaslı bonding ajan Admira Bond ve etanol esaslı bonding ajan OptiBond Solo Plus

Resim 5.3.2.

Işıklı kompozit cihazının gücünün 600 mW/cm^2 olacak şekilde radyometre ile kontrol edilmesi

Resim 5.3.3.

a ve b Örneklerin üzerlerine yerleştirilen Admira ve Prodigy Condensable

Resim 5.3.4.

a Üzerlerinde 4 mm çapında delikleri bulunan 4 mm yüksekliğindeki şeffaf pleksiglas kalıplar
b Bağlanma kuvveti testi için hazırlanmış olan örneğin bitmiş hali

Resim 5.4.1.

Bağlanma kuvveti ölçümünde kullanılmak üzere hazırlanan düzenek

Resim 5.4.2.

a Bağlanma kuvveti ölçümü için hazırlanan düzeneğe örneğin yerleştirilmesi
b Bağlanma kuvvetlerinin ölçümünde kullanılan universal test cihazı

Resim 5.4.3.

Bağlanma kuvveti ölçümü

Resim 6.2.1.1.

Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış olan dentin yüzeyinin oklüzal yüzden görünümü

Resim 6.2.1.2.

Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış olan dentin yüzeyinin kesit görüntüsü

Resim 6.2.1.3.

Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış olan dentin yüzeyine Adb dentin bonding ajanının adaptasyonu

Resim 6.2.1.4.

Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış olan dentin yüzeyine Opb dentin bonding ajanının adaptasyonu

Resim 6.2.1.5.

a ve b Er,Cr:YSGG lazer ve Adb dentin bonding ajan uygulanan örneğin kopma yüzeyi

Resim 6.2.1.6.

Er,Cr:YSGG lazer ve Opb dentin bonding ajan uygulanan örneğin kopma yüzeyi

Resim 6.2.2.1.

Nd:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyinin oklüzal yüzden **(a)** ve kesit **(b)** görüntüsü

Resim 6.2.2.2.

Nd:YAG lazer ve Adb dentin bonding ajan uygulanan örneğin kopma yüzeyi

Resim 6.2.2.3.

Nd:YAG lazer ve Opb dentin bonding ajan uygulanan örneğin kopma yüzeyi

Resim 6.2.3.1.

Hiçbir işlem uygulanmamış olan dentin yüzeyindeki smear tabakası

Resim 6.2.3.2.

%37'lik ortofosforik asit uygulanmış dentin yüzeyinde smear tabakası görülmemektedir

Resim 6.2.3.3.

Dentin yüzeyine %37'lik ortofosforik asit uygulandığında dentin tübüllerinin ağızlarının huni şeklinde açıldığı görülmektedir

Resim 6.2.3.4.

Asit uygulanmış olan dentin yüzeyine Adb dentin bonding ajanın adaptasyonu

Resim 6.2.3.5.

Asit uygulanmış olan dentin yüzeyine Opb dentin bonding ajanın adaptasyonu

Resim 6.2.3.6.

Asit ve ve Adb dentin bonding ajan uygulanan örneğin kopma yüzeyi

Resim 6.2.3.7.

Asit ve ve Opb dentin bonding ajan uygulanan örneğin kopma yüzeyi

iii. Tabloların Listesi

Tablo 6.1.1.	Dentin bonding ajanların üç farklı uygulama ile elde edilen dentin yüzeylerine bağlanma kuvvetleri
Tablo 6.1.2.	Dentin bonding ajanların bağlanma kuvvetlerinin yüzeyde yapılan uygulamaya göre değerlendirilmesi
Tablo 6.3.1.1.	Dentin yüzeyinde ölçülen Ca miktarının gruplara göre değerlendirilmesi
Tablo 6.3.2.1.	Dentin yüzeyinde ölçülen P miktarının gruplara göre değerlendirilmesi
Tablo 6.3.3.1.	Dentin yüzeyinde ölçülen Mg miktarının gruplara göre değerlendirilmesi
Tablo 6.3.4.1.	Dentin yüzeyinde ölçülen S miktarının gruplara göre değerlendirilmesi
Tablo 6.3.5.1.	Dentin yüzeyinde elde edilen Ca/P oranlarının gruplara göre dağılımı
Tablo 6.3.6.1.	Dentin yüzeyinde elde edilen Mg/Ca oranlarının gruplara göre dağılımı

1. ÖZET

Nd:YAG ve Er,Cr:YSGG Lazer Uygulanmış Dentin Yüzeyine Bazı Bonding Ajanlarının Adaptasyonlarının ve Bağlanma Kuvvetlerinin İncelenmesi

Çalışmanın amacı, iki farklı bonding ajanının Nd:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış dentin yüzeyine bağlanma kuvvetlerinin ve adaptasyonlarının incelenmesi, gerçekleştirilen farklı yüzey uygulamalarının dentin yapısında meydana getirdiği değişimlerin değerlendirilmesidir.

Çalışmada toplam 152 adet molar diş kullanılmıştır. Dişlerin oklüzal yüzlerindeki mine dokusu aşındırılarak dentin açığa çıkarılmış ve 40'ar dişten oluşan üç grup oluşturulmuştur. Dentin yüzeylerine Er,Cr:YSGG lazer, Nd:YAG lazer ve kontrol grubu olarak %37'lik ortofosforik asit uygulanmıştır. Bu üç grup ikiye alt gruba ayrılarak aseton ve etanol esaslı bonding ajanlar uygulanmış, üzerlerine kompozit yerleştirilmiştir. Üç gruptaki toplam 120 örnekte bağlanma kuvvetleri ölçülmüştür. Alt gruplardan seçilen 3'er dişin kopma yüzeyleri SEM'de incelenmiştir. 12 adet örnek yine aynı uygulamalardan geçirildikten sonra bonding ajanının adaptasyonunun değerlendirilmesi için SEM'de incelenmiştir. Geriye kalan 20 diş ile dört çalışma grubu oluşturularak bir gruba hiçbir işlem yapılmamış, diğer gruplara Er,Cr:YSGG lazer, Nd:YAG lazer ve %37'lik ortofosforik asit uygulanarak dentin yüzeyindeki mineralizasyon değişimlerinin tayini için EDS analizi yapılmış, morfolojik değişimler SEM'de incelenmiştir. Sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Bağlanma kuvveti ölçümleri neticesinde kontrol grubunda bonding ajanların bağlanma kuvveti değerleri arasındaki ilişki istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,01$). Aseton içeren ajanların bağlanma kuvveti değerlerinin bu grupta daha yüksek olduğu görülmüştür. Yüzey işlemlerinin bonding ajanların bağlanma kuvveti değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilediği görülmüştür ($p<0,01$). Er,Cr:YSGG lazer ile Nd:YAG lazere göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha

yüksek bağlanma kuvveti elde edilmiştir. SEM incelemesinde her üç uygulamanın da farklı yüzey morfolojisi oluşturduğu gözlenmiştir. Dentin yüzeylerindeki Ca, P, Mg, S, Ca/P ve Mg/Ca değerleri incelendiğinde sadece S miktarında istatistiksel olarak anlamlı değişim saptanmıştır.

Bu veriler doğrultusunda; bağlanma dayanıklılığında uygulanan yüzey işleminin, kullanılan bonding ajanın yapısından daha etkili olduğu, lazer uygulamalarının yüzey morfolojisinde değişiklikler meydana getirseler de bağlanma kuvvetleri üzerinde konvansiyonel yöntemlerden daha etkili olmadıkları sonucuna varılmıştır.



2. SUMMARY

Evaluation of Tensile Bond Strength and Adaptation of Dentin Bonding Agents on Nd:YAG and Er,Cr:YSGG Laser Etched Dentin Surface

This study is aimed to determine the tensile bond strength and adaptation of two different bonding agents on Nd:YAG and Er,Cr:YSGG laser irradiated dentin surface and to evaluate structural changes caused by different surface treatments.

152 molar teeth were used. Occlusal enamel was removed and dentinal surface was exposed. 120 teeth were assigned to three groups of 40 samples in which dentin was conditioned with Er,Cr:YSGG laser, Nd:YAG laser and 37% orthophosphoric acid as the control group. Each group was divided into two subgroups, acetone and ethanol containing bonding agents and composite resins were applied. Bond strengths of 120 samples were measured. The fractured surfaces of three teeth selected randomly from each subgroup were examined in SEM. The remaining 12 samples were examined in SEM to evaluate the adaptation and penetration of the bonding materials to dentin. The last 20 teeth were divided randomly into four groups, one of which was left untreated, and the other three with the same surface applications mentioned above. These samples were examined in SEM-EDS to evaluate the alterations in mineral content. The results were evaluated statistically.

The bond strengths of the bonding agents were significantly different only in the control group ($p < 0,01$). The bond strength values of acetone containing agents in this group were found to be higher. Effect of the surface treatments on the bond strengths of both agents were statistically significant ($p < 0,01$). When compared with Nd:YAG laser, bond strength values to dentin surface obtained with Er,Cr:YSGG laser were statistically higher. SEM investigations showed that each of the three treatments resulted in different surface morphology. Ca, P,

Mg, S, Ca/P and Mg/Ca values were analyzed and only the difference in S content was found to be statistically significant ($p < 0,05$).

Based on these data; surface treatment method was found to be more effective on bond strength values than the solvent type of bonding agent used. Although laser applications resulted in roughened surface morphology, they did not result in better bond strength values compared to conventional methods.



3. GİRİŞ VE AMAÇ

Dişhekimliğinde kaydedilen ilerlemeler dolgu maddelerinin fiziksel, mekanik, kimyasal ve biyolojik özelliklerinin gelişmesini sağlarken, dolgu maddelerinin diş sert dokularına bağlanması konusunda da yenilikler getirilmiş ve “adeziv dişhekimliği” kavramı ortaya çıkmıştır (33, 164).

Geleneksel metotlara göre birçok avantaja sahip olan adeziv tekniklerle konservatif yaklaşımlar mümkün olmakta, restorasyonların ağızda kalma süreleri artmakta ve estetik tedavi seçenekleri ortaya çıkmaktadır (47, 52, 115, 116, 164).

Bundan 50 yıl önce Buonocore'nin mine yüzeyini asit uygulayarak pürüzlendirmesi restoratif dişhekimliğinde adezyonun sağlanması için atılan ilk önemli adımdır (33, 52, 57, 70, 74). Bunu sırasıyla mine ve dentin bonding ajanlar izlemiştir. 1979 yılında Fusayama'nın getirdiği “total-etch” tekniği (33, 52, 70, 116, 147) ve 1992 yılında Kanca'nın ortaya koyduğu “wet-bonding” yöntemi (33, 70, 74, 161, 164) ile diş dokularına bağlanma son derece başarılı bir hale gelmiş, oldukça yüksek bağlanma kuvveti değerleri elde edilmeye başlanmıştır.

Bu yüksek bağlanma değerlerine ulaşılmasında dentin bonding ajanların yapısında bulunan organik solventlerin katkısı oldukça fazladır (106, 115, 148, 164). Dentin yüzeyindeki nemli kollajen ağı içerisindeki su ile yer değiştiren bu solventler bonding ajanın dentine difüzyonunu arttırmaktadır (80, 115, 129). Bonding ajanlarda solvent olarak genellikle aseton veya etanol kullanılmaktadır. Solvent tipinin bağlanma kuvveti üzerindeki etkilerini inceleyen çok sayıda araştırma mevcuttur (23, 111, 112, 146, 160).

Daha iyi bağlanma değerlerine ulaşabilmek için dentin bonding ajanların kimyasal ve mikromekanik bağlanmalarını sağlayacak uygun bir dentin yüzeyi oluşturmak amacıyla termal ve mekanik yöntemler de kullanılabilir (15, 33). Termal yöntem olan lazer uygulamaları son yıllarda oldukça yaygın olarak

kullanılmaya başlanmıştır. Başlangıçta diş sert dokularında pek kullanım alanı bulamasa da, günümüzde lazer uygulamalarından, diş sert dokularının pürüzlendirmesi de dahil, dişhekimliğinin her alanında istifade edilebilmektedir (21, 30, 31, 36, 42).

Nd:YAG lazer gerçek anlamda dişhekimliği için tasarlanmış ilk lazer olup yaygın olarak kullanılmaktadır (30, 142). Yine Er,Cr:YSGG lazer de dişhekimliğinde kullanılan lazerler arasında en yenilerden birisidir. Her iki tip lazerin de diş sert dokuları ve bağlanma kuvvetleri üzerine etkilerini inceleyen çeşitli araştırmalar bulunmaktadır (3, 5, 43, 125, 149, 158, 159)

Bu çalışmanın amacı Er,Cr:YSGG ve Nd:YAG lazerlerin ve farklı solventler içeren iki dentin bonding ajanın bağlanma kuvvetleri üzerine etkilerinin ve lazer uygulamalarının dentin yüzeyinde meydana getirdiği değişimlerin incelenmesidir.

4. GENEL BİLGİLER

Restoratif dişhekimliğinde yapılan çalışmalar ile bir yandan dolgu maddelerinin fiziksel, mekanik, kimyasal ve biyolojik özellikleri geliştirilirken, diğer yandan bu dolgu maddelerinin dişin sert dokularına adezyon yoluyla bağlanması yönünde adımlar atılmış ve “adeziv dişhekimliği” kavramı ortaya çıkmıştır (33, 164).

4.1. Adezyonun Tanımı

“Adezyon”, Latince *adhaerere* (yapışmak) kelimesinden gelir ve iki materyalin birbirine temas etmesi durumunda yüzeyler arasında oluşan tutunmayı ifade eder (14, 19, 52, 116). “Adeziv”, genellikle visköz bir sıvı olup iki materyali bir araya getiren ve sertleşen, dolayısıyla da yüzeyler arasında kuvvetlerin aktarımını sağlayabilen materyaldir. “Aderent” ise bir adeziv materyal aracılığı ile bağlanan, genellikle katı olan yüzeydir (19, 52, 116). Adezyonun gerçekleşmesi için adeziv ve aderent arasında iyi bir uyum bulunması gerekmektedir (14, 45, 83, 136).

Adezyon fiziksel, kimyasal veya mekanik şekillerde gerçekleşebilir (14, 33). Kimyasal bağlanma iyonik, kovalent ve hidrojen bağları ile (136); fiziksel bağlanma ise nispeten daha zayıf olan Van der Waal's kuvvetleri ve elektrostatik etkileşimler ile oluşur (19). Mekanik adezyon ise pürüzlü yüzeyler arasında meydana gelen kilitlemedir (14, 33, 161). Dişhekimliğinde, diş yapısına olan bağlanma en çok mekanik adezyon ile gerçekleşmektedir. Diğer bağlanma yöntemlerinin katkısı ise sınırlıdır (14, 33, 45, 136).

4.2. Dental Adezivler

Dişhekimliğinde hızla gelişen teknikler ve ürünler "dental adezivler" kavramını son zamanlarda oldukça sık olarak karşımıza çıkarmaktadır.

Adeziv restorasyonlar geleneksel non-adeziv metotlara göre birçok avantaja sahiptir. Geleneksel yöntemlerde restorasyonun stabilizasyonu ve

retansiyonunu sağlayabilmek için sağlıklı diş dokusunun da kaldırılması gerekli iken adeziv tekniklerin kullanıldığı durumlarda bu tür gereksiz madde kayıpları önlenebilmekte, kavite preparasyonlarında daha konservatif yaklaşımlar mümkün olmaktadır (47, 52, 74, 80, 111, 115, 116, 122, 131, 140, 141, 144, 161, 164).

Adeziv tekniklerde restorasyon ile diş arayüzü arasındaki mikrosızıntı azalır veya tamamen ortadan kalkar (122, 131, 164). Ağız sıvıları ve bakterilerin girişinin önlenmesi ile post-operatif hassasiyet, marjinal renkleşme, tekrarlayan çürük gibi restorasyonun uzun dönem performansını tehlikeye atan klinik problemler azalır (33, 47, 116, 164).

Adeziv restorasyonlar fonksiyonel kuvvetlerin dengeli bir şekilde iletimi ve dağılımını sağlarlar (47, 115, 122, 141, 144, 164). Geleneksel metal intrakuronal restorasyonlar ise diş kuvvetlendirici bir etki göstermezken bukkal ve lingual tüberküller arasında kama etkisi yapabilirler ve zaman zaman kırılmalara neden olabilirler (47, 164). Yani kaybedilen diş dokusunu sadece hacimsel olarak telafi ederler.

Adeziv restoratif tekniklerin önem kazanmasındaki bir diğer etken de hastaların kozmetiğe verdikleri önemin gün geçtikçe artmasına bağlı olarak dişlerin kişisel görüntüde etkin olduğunun düşünülmesi ve bu tekniklerin estetik restoratif dişhekimliğinde tedavi seçeneklerini artırmasıdır (52, 70, 80, 115, 122, 144, 147, 164). Dişlerin kozmetik amaçlı restorasyonlarında çok az preparasyon yapılarak veya hiç preparasyon yapılmadan estetik oldukça kolay ve ekonomik bir şekilde temin edilmektedir. Estetik olmayan şekil, pozisyon, boyut veya renkteki dişlerin düzeltilmesi bu tekniklerle mümkündür (33, 47, 111, 116, 164).

Adezivlerin popüler olmasında kullanım alanlarının geniş oluşu da etkilidir. Asıl kullanım alanı olan çürük lezyonlarının tedavisinin yanı sıra anterior ve posterior seramik restorasyonlara bağlanabilirler; vener, inley veya onleylerin

yapıştırılmalarında kullanılabilirler (33, 111, 115, 116, 122, 141, 144, 147, 164). Yine gümüş amalgamına bağlanmada, kuron-köprü protezlerinin simantasyonunda, post-kor yapımında, ortodontide, periodontolojide, veya kırılmış porselen, amalgam veya rezin restorasyonların onarımında adezivler kullanılabilmektedirler (13, 33, 82, 116, 122, 141). Büyük madde kaybına uğramış olan dişler kuron yapmaya gerek kalmaksızın restore edilebilmektedir. Diş sert dokularındaki gelişimsel veya kazanılmış anomalilerin (amelogenesis imperfekta, mikrodonti, dens invaginatus, füzyon, Hutchinson dişleri) düzeltilmesinde de adeziv tekniklerden istifade edilebilmektedir (122). Travmatik ve minör hasarlar, aşınmalar, kole defektleri yine kuron restorasyonları yapmaya gerek kalmaksızın güvenilir bir şekilde restore edilebilmekte, kök yüzeyinin açığa çıkmasına bağlı olarak meydana gelen hassasiyetin tedavisinde yine adezivler kullanılabilmektedir (33, 116, 141, 164). Pit ve fissür örtücüler de adezyonu koruyucu tedavi programının bir parçası olarak kullanılmaktadırlar (13, 33, 52, 80, 82, 111, 115, 116, 122, 144, 147). Bunun yanı sıra adeziv teknikler yardımıyla, hasar görmüş veya tutuculuğunu yitirmiş restorasyonlar diş dokusunun minimal kaybı ile veya hiç kayıp olmadan tamir edilebilir veya tekrar yerleştirilebilir (164).

Her ne kadar “dental adezivler” yakın dönemde sık kullanılmaya başlanan bir terim olsa da bu alandaki ilk adımlar uzun bir süre önce atılmış, oldukça geniş araştırmalar ve büyük aşamalar kaydedilerek bugünkü seviyeye ulaşılmıştır.

4.3. Mineye Bağlanma

Michael Buonocore'nin, boya ve plastik endüstrisinde metalik yüzeylere boya ve rezin esaslı materyallerin tutunmasını kolaylaştırmak için %85'lik ortofosforik asit kullanılmasından yola çıkarak, 1955 yılında insan minesine 30 sn süreyle ortofosforik asit uygulayarak mineyi pürüzlendirdiği ve rezinler ile mine dokusu arasında mikromekanik bağlantı sağlanabileceğini gösterdiği bilinmektedir (13, 33, 52, 57, 70, 74, 75, 111, 115, 116, 131, 141, 144, 147, 148, 164).

Mine yüzeyine asit uygulanması sonucu düzgün ve cilalı mine dokusu yüzey enerjisi yüksek, düzensiz alanlar haline dönüşmektedir. Bu düzensiz pürüzlü alanlar üzerine rezin esaslı bir madde uygulandığı takdirde, rezin yüzey içerisine penetre olmaktadır (57, 131). Materyal içerisindeki monomerler polimerize olup materyal mine yüzeyi ile bir kilitlenme oluşturmaktadır (111, 131). Mine yüzeyi içerisinde oluşan rezin uzantıları, rezin ile mine arasında oluşan adezyonun temel mekanizmasıdır (14, 33, 70, 74, 80, 111, 115, 116, 122, 136, 144).

Mine dokusuna asit uygulandığında, yüzeydeki parlaklık kaybolup mat ve hafif tebeşirimsi bir görünüm ortaya çıkar. Gözle de kolaylıkla izlenebilen bu değişiklikler pürüzlendirmenin gerçekleştiğini gösterir. Eğer böyle bir görüntü oluşmuyorsa asit uygulama işlemi tekrarlanmalıdır (33, 131). Asit uygulaması ile minenin yüzeyinden 10 µm'lik bir kısım uzaklaştırılırken 5-50 µm derinlikte mikropöröz bir tabaka oluşur (122).

4.4. Dentine Bağlanma

Kompozit rezinler ile mineye bağlanma kısa sürede rutin bir işlem haline gelmiştir. Ancak her preparasyonun mine seviyesinde olmaması, dentinin açığa çıktığı durumlarda dentine de bağlanma ihtiyacını doğurmuştur. Fakat dentinin kompleks histolojik yapısı ve içeriğinin farklılığı bu bağlantıyı oldukça zorlaştırmıştır (57, 70, 74, 80, 106, 148). Dentinin yapısı ve özellikleri restoratif dişhekimliğinde hemen hemen tüm uygulamalarda belirleyici rol oynamaktadır (83).

4.4.1. Dentinin Yapısı

Dentin dokusu, diş yapısının en büyük kısmını oluşturur. Kron kısmında mine, kök kısmında ise sement ile kaplı olup pulpa boşluğunu çevreler. Dentin yapımı ömür boyu devam eder (81).

Dentin, merkezden periferik yani pulpadan mine-dentin ya da dentin-sement sınırına doğru ışınal şekilde uzanan tübüler yapıya sahip bir dokudur

(52, 111, 115, 116, 144, 148). Dentin tübüllerinin hipermineralize dentinle kaplı iç kısmı peritübüler dentin, tübüller arasında kalan daha az mineralize olan kısmı ise intertübüler dentindir (33, 52, 57, 69, 81, 83, 144). İntertübüler dentinin yapısı apatitle güçlendirilmiş Tip I kollajen matrikstir (83). Yüzeyel dentinde %96 intertübüler dentin, %3 peritübüler dentin ve %1 su bulunurken, pulpa yakınında %12 intertübüler dentin, %66 peritübüler dentin ve %22 oranında su bulunmaktadır (33). Pulpa yakın olan bölgelerde mm^2 'de 45.000 olan tübül sayısı mine-dentin sınırında 20.000'e düşerken pulpa yakın bölgelerde 3-4 μm olan tübül çapı yine mine-dentin sınırında 1 μm 'ye düşmektedir (33, 52, 115, 116, 144, 148). Pulpa yakın olan bölgelerde tübüler alan yüzeyin %22'sini, mine-dentin sınırında ise %1'ini (57, 83, 116, 144, 148), hacmin ise pulpa yakın olan bölgelerde %28'ini, mine-dentin sınırında %4'ünü kaplamaktadır (33, 144). Tübüller kesici kenarlar, tüberkül tepeleri ve kök kısmında düz bir form izlerken kuron kısmında hafif bir "S" formunda eğri çizecek şekilde dizilim gösterirler. Ayrıca mine-dentin birleşimi ve dentin-sement birleşimi hudutlarına dik açı yaparak sonlanırlar. Bunlara ek olarak tübüller de birbirleri ile farklı çaplara sahip küçük kanalcıklarla bağlantı sağlamaktadırlar (81, 93, 116).

Dentin tübüllerinin içerisi dentin sıvısı ile doludur. Herhangi bir nedenle dentin dokusu açığa çıktığında pulpal basınç (25-30 mmHg ya da 34-40 cmH_2O) nedeniyle tübüller içerisinde bulunan sıvı dışarıya doğru hareket ederek yüzeyin nemlenmesine neden olur (33, 52, 81, 106, 111, 115, 116, 144, 148).

Dişin sürmesini takiben 3 yıl içerisinde tamamlanan primer dentin sentezi sona erdikten sonra daha düşük bir hızda ve herhangi bir uyarı olmaksızın dentin yapımı devam etmektedir, bu şekilde oluşan dentin "sekonder dentin" adını almaktadır. Ayrıca atrisyon, abrazyon, travma, çürük gibi şiddetli uyaranlara karşı gelişen dentin sentezi de "tamir dentini" oluşumunu sağlar. Sekonder dentinde tübül dizilimi primer dentinden farklıdır ancak tamir dentini atübülerdir (81, 83). Yaşlanma veya yavaş ilerleyen çürük gibi daha hafif şiddetteki uyaranlar sonucunda peritübüler dentin depozisyonu ile tübüller

kalsifiye materyal ile dolabilir, bunun sonucunda da “sklerotik dentin” oluşur (33, 152). Bu farklı dentin formları restoratif dişhekimliğinde önemli rol oynamaktadır.

Dentin mineden farklı olarak daha düşük oranda (ortalama hacimce %45-50) inorganik madde içermektedir, geri kalan kısım ise kollajen ve sudan oluşmaktadır (57, 69, 83, 111, 116, 122, 148). Ağırlıkça %70'i inorganik, %20'si organik, %10'u ise su ve diğer maddelerdir (33, 74, 81). Organik kısmın büyük çoğunluğu Tip I kollajenden oluşmaktadır (20, 52, 83, 115, 116, 144). Dentin mineye göre daha az, sement ve kemiğe göre ise daha fazla mineralizedir. Dentinin mineral içeriği yaşla birlikte artar. Bu mineral içeriğin büyük kısmını hidroksiapatit kristalleri oluşturur (33, 81).

Dentin dokusunun kişilere, dişlere ve hatta aynı dişin farklı bölgelerine göre farklı özellikler göstermesi (57, 74, 106, 148) dentine bağlanmayı önemli derecede etkilemektedir.

4.4.2. Dentin Bağlantısını Etkileyen Faktörler

- Dentinin inorganik hidroksiapatit içeriğinin mineden daha düşük olması (33, 81, 116, 144). Dentinin organik içeriği ise mineninkinden daha yüksektir (80).
- Dentin, mine kadar homojen olmayıp tübüler yapıdadır (80, 116) ve lokalizasyona göre farklılık gösteren bir geçirgenliğe sahiptir (33).
- Dentin, mineye oranla daha esnek yapıdadır (81). Gelen kuvvetler karşısında mineden farklı davranış gösterir.
- Dentin tübüllerinde bulunan tübüler sıvı pulpadan dışa doğru bir basınca sahiptir (33, 57, 83, 116). Bu da rezin girişini engeller. Ayrıca rezin yapısının hidrofobik oluşu da negatif bir etkidir.
- Dişin preparasyonu esnasında açığa çıkan dentin talaşlarından oluşan 1-5 µm kalınlığındaki debris tabakasına "**smear tabakası**" adı verilmektedir (10, 14, 15, 33, 52, 57, 70, 74, 80, 81, 83, 106, 111, 115, 116, 131, 136, 144, 148, 163). Temel olarak hidroksiapatit ve denatüre olmuş kollajen içeren bu tabaka, dentin geçirgenliğinin %86 oranında azalmasına neden olur (52, 80, 106, 111, 115, 116, 144). Smear tabakası her ne kadar dentin geçirgenliğini

azaltan bir “difüzyon bariyeri” olarak davranırsa da aynı zamanda rezinin dentine penetrasyonunu da engeller (57, 70, 80, 131, 148), restorasyon altında bakteri üremesine sebep olabilir (33, 144). Bu tabaka dentin tübülleri içerisine 1-10 µm girerek “smear tıkaç”ları oluşturur (33, 52, 81, 83, 144). Asit uygulanıp smear tabakası uzaklaştırıldığında smear tıkaçlar ortadan kalkar, dentin tübüllerinden dentinin yüzeyine doğru var olan sıvı geçişi (dentin geçirgenliği) 5-20 kat artar (15, 33, 45).

- Sklerotik dentin ya da tamir dentini varlığı (33, 57, 148). Sklerotik dentine bağlanma kuvveti, normal dentinden yaklaşık olarak %30 daha düşüktür. Bunun nedeni tübüllerin mineral tuzlarının çökmesiyle kapanması, dolayısıyla rezin uzantılarının oluşmamasıdır (106, 152).
- Uygulama yapılacak olan dentin yüzeyinin pulpaya olan mesafesi de önemlidir. Adeziv sistemler intertübüler dentine daha fazla bağlanmaktadır. Ancak derin dentin yüzeylerinde intertübüler dentin daha az oranda bulunduğu için bağlanma dayanıklılığı azalmaktadır (33, 83). Bu nedenle kavite preparasyonunun derinliği ve pulpal mesafe bağlantıda etkili faktörlerdendir (48, 74, 83, 116).

4.5. Dentin Yüzey Koşullarının Değiştirilmesi

Dentin bonding ajanların dentin yüzeyine bağlanabilmelerini sağlayacak uygun bir dentin yüzeyi oluşturabilmek amacıyla kimyasal, mekanik veya termal yöntemler kullanılabilir. Asit veya şelasyon yapan ajanların kullanımı kimyasal, air abrazyon ise mekanik yöntemlerdir. Termal uygulamalar ise lazer cihazları ile gerçekleştirilebilir (15, 33). Asit uygulamasına alternatif olan mekanik ve termal uygulamalardan daha sonra bahsedilecektir.

4.5.1. Asit Uygulaması

Dentin yüzeyine asit uygulanması sonucu dokunun kimyasal yapısında ve fiziksel özelliklerinde rezin-dentin bağlantısının kalitesini, kuvvetini ve dayanıklılığını etkileyecek büyük değişimler meydana gelir (106). Smear tabakası uzaklaşıp tübül ağızları açılırken intertübüler porözite artar yani dentin yüzeyi dekalsifiye olur ve kollajen yapıda denatürasyon görülür (44).

Asitin diş dokularına olan etkisini belirleyen birçok faktör vardır:

1. Asitin tipi: Fosforik asitin kuvvetli bir asit oluşu ve mineden büyük miktarda maddeyi uzaklaştırdığı düşünölerek farklı asitlerin pürüzlendirme potansiyelleri araştırılmıştır (44, 70, 74, 157). Bazı çalışmalarda maleik asit, nitrik asit, sitrik asit, oksalik asit, pirüvik asit, hidroklorik asit (HCl), poliakrilik asit, etilendiamintetraasetik asit (EDTA) kullanılmış; ve fosforik asite benzer etki gösterdikleri öne sürölmüştür (15, 18, 33, 55, 57, 74, 80, 122, 144, 164). Bununla birlikte fosforik ve maleik asitle karşılaştırıldığında, sitrik asidin daha az demineralizasyona neden olduğu ve demineralizasyon esnasında çökelti bırakarak bağlanmaya elverişli olmayan bir yüzey oluşturduğu gösterilmiştir (38). Değışik konsantrasyonlardaki farklı asitlerin dentin yüzeyine etkilerinin incelendiğı bir çalışmada ise oksalik ve sitrik asit dışındaki asitlerin smear tabakasını kaldırarak tüböl ağızlarını açtığı, oksalik ve sitrik asit uygulanan dentin yüzeylerinde ise az sayıda tüböl ağzının açık olduğu saptanmıştır (46). Ayrıca bağlanma kuvvetleri rezin penetrasyonunun daha az olması sebebiyle belirgin oranda düşük bulunmuştur. Güçlü bir dekalsifikasyon ajanı olan EDTA da mineye bağlanması zayıf olduğu için tercih edilmemiştir (33). Pürüzlendirme paterni ve diğler asitlere oranla daha yüksek rezin penetrasyonu sağlaması nedeniyle fosforik asit tercih edilmektedir (74, 76).

2. Asitin konsantrasyonu: Asitin konsantrasyonu %40'a ulaşana kadar pürüzlendirme derinliğı uygun şekilde artmakta, ancak %40'ı açtığı zaman mine yüzeyindeki madde kaybının fazla olması nedeniyle yeterli pöröz yapı oluşmamaktadır (82, 116). En retantif mine yapısının %30-40 arası fosforik asit konsantrasyonlarında elde edildiğı (70, 116, 122, 144) ve yüzeyden en fazla miktarda kalsiyumun (Ca) bu konsantrasyonlarda uzaklaştırıldığı bildirilmiştir (82, 122). Günümüzde %30-40'lık (sıklıkla %37'lik) ortofosforik asit kullanılmaktadır (122, 144, 147).

3. Asitin uygulanma süresi: Uzun süre %30-40'lık fosforik asitin 60 sn süreyle uygulanması önerilmiştir (13, 74, 116, 122, 144). Fakat yakın dönemde yapılan taramalı elektron mikroskobu (SEM) çalışmaları ile 15 sn sonunda da

benzer morfolojik patern oluştuğu görülmüş ve bağlanma kuvveti ile mikrosızıntı değerlerinin çok yakın olduğu ortaya konmuştur (13, 33, 74, 108, 116, 122, 144).

4. Asitin Formu: Asit; jel, yarı jel (semi-jel) ya da sulu solüsyon şeklinde olabilir (33, 122, 131). Likit şeklindeki asidin klinik avantajı akıcı olmasıdır. Fakat uygulama esnasında jel formundaki ajanlar daha kolay kontrol edilmektedir (52, 115, 122, 131).

5. Yıkama süresi: Hava ve su spreyi kullanılarak 20 sn yıkama gereklidir. Yıkamanın amacı sadece yüzeyde oluşan dekalsifikasyon ürünlerinin uzaklaştırılması değil, aynı zamanda üreticiler tarafından jel formundaki asitlerin viskozitesini arttırmak için ilave edilen kolloidal silika ve renk vermek için ilave edilen seramik pigmentlerinin de yüzeyden tamamen uzaklaştırılabilmesidir (52, 75, 115, 116). Asitlerin dentin yüzeyine etkilerini incelemek için yapılan bir çalışmada, kullanılan bütün asidik ajanların yüzeyde kalınlaştırıcı madde artıkları bıraktığı, ayrıca bu artıkların dentin yüzeyinin morfolojisini ve bileşimini etkilediği gözlenmiştir (44).

6. Asitin uygulanma şekli: Asit, diş dokuları üzerine özel şırıngası ile uygulanmalıdır. Hiçbir suretle pamuk, fırça veya bir el aleti ile sürtme işlemi yapılmamalıdır. Bu tür bir sürtme hareketi kırılğan olan mine prizmalarının kopmasına, dolayısıyla da bağlantı kalitesinin bozulmasına neden olabilir (33, 131).

7. Diş sert dokularının kimyasal yapısı: Sklerotik dentin ya da tamir dentini varlığı, minenin florlanmış ya da demineralize olması asitin etkisini belirleyen faktörlerdendir.

Asit uygulanmış mine yüzeyi rezin ile kaplanmamışsa yani restorasyon alanı dışındaysa, bu alan bir ya da birkaç gün içerisinde normal görüntüsüne kavuşacaktır. Ancak elektron mikroskobu incelemelerinde 90 gün sonra dahi

tam olarak remineralize olmadığı görülmüştür. Dolayısıyla bu alanların mikrosızıntı bölgesi olabileceği düşünülmelidir (33, 131).

4.6. Bonding Ajanların Sınıflandırılması

Diş dokularına adezyon sağlamak amacıyla geliştirilen materyaller (bonding ajanlar) farklı şekillerde sınıflandırılmışlardır:

A. Üretim tarihlerine göre (33)

1. Nesil: 1980 öncesi
2. Nesil :1980'li yıllar
3. Nesil: 1980'lerin sonları
4. Nesil ve 5. Nesil: 1990'lı yıllar
6. Nesil: Son yıllarda üretilenler

B. Klinik kullanım aşamalarına göre (156, 164)

1. Bir aşamalı (all-in-one)
2. İki aşamalı
3. Üç aşamalı (konvansiyonel)

(*Bu sınıflandırma daha sonra Hewlett tarafından modifiye edilerek total-etch ve self-etch olmak üzere alt gruplara ayrılmıştır (57).)

C. Uygulanma şekillerine göre (33, 164)

1. Smear tabakası üzerine uygulananlar
2. Smear tabakası modifiye edilerek uygulananlar
3. Smear tabakası kaldırıldıktan sonra uygulananlar

D. Dentine bağlanma kuvvetlerine göre (33)

- I. kategori: 5-7 MPa
- II. kategori: 8-14 MPa
- II. kategori: 17 MPa'dan sonrası

4.7. Bonding Ajanların Gelişimi

1956 yılında Buonocore ve ark. kendi mineye asit uygulama tekniklerinden yola çıkarak HCl ile pürüzlendirilen dentin yüzeyine gliserofosforikasitdimetakrilat (GPDM) içeren rezinin bağlanabildiğini gösterdiler (33, 144, 156). Fakat bu bağlantı sıvılar karşısında zayıflıyordu (70, 116).

4.7.1. Birinci Nesil Bonding Ajanlar

Birinci nesil dentin bonding sistemlerinin temelini bir yüzey aktif ko-monomer olan N-fenilglisin glisidilmetakrilatın (NPG-GMA) geliştirilmesi oluşturmaktadır (13, 33, 74, 116, 144). Teorik olarak bu ko-monomerin diş yüzeyindeki Ca ile şelasyon yaparak suya dayanaklı kimyasal bağlar oluşturması beklenmiştir (13, 74). Ancak bu materyal ile elde edilen *in vitro* bağlanma değerleri sadece 2-3 MPa arasında kalmıştır (52, 70, 74). Aynı şekilde *in vivo* sonuçlar da hayal kırıklığı yaratmıştır (70). Yapılan çalışmalarda NPG-GMA ile hidroksiapatit arasında aslında herhangi bir iyonik bağlantı gerçekleşmediği görülmüştür (116).

4.7.2. İkinci Nesil Bonding Ajanlar

Bu grubun ilk ürünü 1978 yılında Japonya'da piyasaya sürülmüştür (52, 116). Fosfat esterleri (bisfenol A-glisidilmetakrilat (Bis-GMA) ve hidroksietilmetakrilat (HEMA)) olan bu materyallerin etki mekanizması, rezin içerisindeki negatif yüklü fosfat grupları ile smear tabakasındaki pozitif yüklü Ca arasındaki etkileşime dayanmaktadır (33, 70, 74, 116, 144, 147, 148).

Bu sistemde bağlantı aslında smear tabakasıyla oluşturulmaktadır (14, 33, 70, 106, 108, 144, 147, 148). Ancak smear tabakasının dentine zayıf bir kuvvetle tutunması nedeniyle istenilen düzeyde bir bağlanma kuvveti elde edilememiştir (148). Başarısız olan bağlanma yüzeyleri incelendiğinde her iki yüzeyde de smear tabakasına ait artıklar bulunduğu görülmüştür (106, 108, 116). Bağlanma kuvveti ancak 7 MPa'ya kadar çıkabilmiştir (74). Tükürük veya dentinin kendi nemiyle gerçekleşen hidroliz nedeniyle ortaya çıkan marjinal sızıntı da önlenememiştir (70, 116).

4.7.3. Üçüncü Nesil Bonding Ajanlar

Smear tabakasının yarattığı olumsuzlukların üstesinden gelebilmek amacıyla geliştirilen sistemler 3. nesil bonding ajanları ortaya çıkarmıştır (144). Mine ve dentin yüzeyinin fosfat ester tipi bir bonding ajan uygulanmadan önce fosforik asit ile pürüzlendirilmesi kavramı yani **total-etch** tekniği ilk olarak 1979 yılında Fusayama ve ark. tarafından ortaya atılmıştır (15, 33, 52, 70, 108, 116, 122, 141, 147, 148). Ancak bonding ajanın hidrofobik yapısı sebebiyle dentin yüzeyinin asit ile pürüzlendirilmesi rezinin açılmış olan dentin tübülleri içerisine akmasına karşın dentine bağlanma kuvvetinde belirgin bir artış sağlayamamıştır (14, 52). Ayrıca dentin yüzeyine direkt asit uygulanmasının pulpada iltihabi yanıtları tetikleyeceği düşüncesi doğduğundan bu teknik Avrupa ve Amerika'da kabul görmemiştir (15, 116, 122, 144, 147, 148). Fakat daha sonra asidin dentine çok az penetre olduğu, pulpal enflamasyonda asıl sebebin asit uygulamasından ziyade marjinal sızıntı olduğu görülmüştür (15, 116, 122, 144, 147).

Daha sonraki yıllarda, dentinin pürüzlendirilmesi yaklaşımından vazgeçilmemiş ve hem hidrofilik hem de hidrofobik bileşenler içeren ürünler piyasaya sürülmeye devam edilmiştir (14, 116). Üçüncü nesil ürünler, smear tabakasını tamamen kaldırarak ya da modifiye ederek asidik monomerlerin penetrasyonuna izin verecek şekilde tasarlanmıştır (13, 33, 70, 74, 116, 147, 148). 2. nesil ajanlardan daha yüksek, 9-18 MPa arası bağlanma kuvveti elde edilmiştir (13).

Modern yani 4., 5. ve 6. nesil bonding sistemlerde mikromekanik, kimyasal ve fiziksel bağlanmaya ek olarak bağlanma mekanizmalarına hibridizasyon da eklenmiştir (45, 54).

İlk kez 1982'de Nakabayashi ve ark. tarafından tanımlanan "**hibrid tabakası**" rezinin kısmen dekalsifiye olmuş dentine difüzyonunu takiben polimerizasyonu ile oluşan, diş dokusu ve polimerik komponentlerin meydana getirdiği rezin-dentin bileşimidir (14, 33, 45, 52, 57, 70, 74, 80, 100, 101, 106,

115, 116, 136, 144, 147, 148, 156, 161). “*Resin reinforced zone*”, “*resin infiltrated layer*”, “*resin impregnated layer*” ya da “*resin-dentine interdiffusion zone*” olarak da adlandırılır (148, 156).

Hibrit tabakası dentin yüzeyine ideal bağlanmanın sağlanmasında önemli rol oynamaktadır (80, 115, 147, 148). Hibrit tabakanın oluşum sürecine hibridizasyon denmektedir (33). Hibrit tabakası 0.1-5 µm kalınlıkta olup, kalınlığı ile bağlanma dayanıklılığı arasında ilişki bulunmadığını gösteren çalışmalar mevcuttur (14, 33, 106, 119, 123, 156). Yapılan çalışmalarda hibrit tabakasının kalınlığından çok kalitesinin önemli olduğu ortaya konmuştur (22, 119).

Dentin yüzeyine asit uygulanması sonucu ortaya çıkan kollajen ağının dentine bağlanma prosesinde önemli olup olmadığı tartışmalıdır çünkü rezin monomerlerinin sağlam dentine ulaşacak kadar infiltre olamadıkları gösterilmiştir (96). Tam olmayan bu penetrasyon sonucunda açıkta kalan kollajen yapı hidrolize uğrayıp çözünerek mikrosızıntıya ve restorasyonun kaybına neden olabilecektir (96, 154). Bu sorunun üstesinden gelmek için sodyum hipoklorit (NaOCl) kullanılarak kollajenin kısmen ya da tamamen uzaklaştırılması, böylelikle dentin yüzey yapısının pürüzlendirilmiş mineye benzer yapıya ve hidrofilik hale getirilerek bağlantının iyileştirilmesi düşünülmüş, mikrosızıntı ve bağlanma kuvveti açısından başarılı sonuçlar elde edilmiştir (96, 119, 124, 154). Miyazaki ve ark.’ın (92) lazer Raman spektroskopisi ile gerçekleştirdikleri çalışmada hibrit tabakasının rezin tarafından dentin tarafına doğru gidildikçe adeziv miktarının kademeli olarak azaldığı, dolayısıyla rezin monomerlerinin demineralize dentin içerisine penetrasyonunun sınırlı olduğu öne sürülmüştür.

4.7.4. Dördüncü Nesil Bonding Ajanlar

Smear tabakasının dentinin geçirgenliğini azaltan bir “difüzyon bariyeri” olmakla birlikte aynı zamanda rezinin alttaki dentine bağlanmasını sağlayabilmek için uzaklaştırılması gerektiği düşüncesinden hareketle 4. nesil bonding ajanlar geliştirilmiştir (70, 116).

4. nesil bonding sistemlerin öne çıkan özelliklerinden birisi mine ve dentinin aynı anda asit uygulanarak pürüzlendirilmesi yani total-etch tekniğinin kullanılmasıdır (52, 70, 115, 122, 144, 147). Bu gruptaki bonding ajanlar “üç aşamalı total-etch adezivler” olarak da isimlendirilmektedir (52, 164). Asit (tercihen %30-40’lık ortofosforik asit) uygulaması ile smear tabakasının uzaklaştırılması sonucunda bağlanma kuvvetlerinin önemli derecede arttığı kaydedilmiştir (57, 116).

Bu ürünler esas olarak üç bileşenden oluşmaktadır (116, 148):

1. Asit: Asitin dentin yüzeyine uygulamasıyla smear tabakası kısmen veya tamamen uzaklaşır ve alttaki dentinde 0.5-7.5 µm derinliğinde demineralizasyon gerçekleşir (45, 52, 80, 106, 115, 116, 131). Demineralizasyon derinliği kullanılan asidin tipi, pH’sı, viskozitesi, uygulama süresi ve konsantrasyonuna bağlıdır (33, 52, 80, 116, 122, 144, 148). İntertübüler ve peritübüler dentinin demineralize olmasının yanı sıra tübül ağzları huni şeklinde açılır ve hidroksiapatit çözünerek ağısı kollajen yapı ortaya çıkar, intertübüler dentinin mikropörözitesi artar (14, 33, 45, 52, 57, 70, 74, 106, 108, 115, 116, 131, 144, 147, 148, 164).

Mine ve dentine asit uygulanıp yıkandıktan sonra dentin yüzeyinin aşırı kurutulması kollajen ağının büzülerek çökmesine ve bağlantı sağlamak için kullanılacak olan ajanın penetre olacağı boşlukların kapanmasına neden olmaktadır (33, 57, 74, 106, 111, 115, 116, 131, 133, 147). Demineralize edilmiş olan dentin aşırı kurutulduğu takdirde kollajen ağı çökmekte (14, 74, 75), hacminin %65’ini kaybetmektedir (74, 106, 116). Bunun önlenmesi amacıyla, asit yıkandıktan sonra hava ile kurutma uygulanmayıp fazla suyun pamuk ile uzaklaştırılması önerilmiş, bu şekilde dentinin nemli kalarak kollajenin büzülmesi engellenmiş ve adezivin daha iyi infiltre olması sağlanmıştır (wet bonding) (13, 33, 70, 74, 106, 111, 116, 156, 161, 164).

Nemli dentin klinikte parlak ve hidrate bir yüzey olarak görülür (33, 52, 116, 131, 132). Dentin yüzeyinde nem miktarı az olduğu takdirde (4 µl) bağlanma

olumlu yönde etkilenirken aşırı nem varlığında (20 µl) yüzey altı pöröz yapı su ile kaplanır, monomer su içinde seyrelerek su ile yer değiştirmesi güçleşir ve bağlantı olumsuz etkilenir (overwet fenomeni) (33, 57, 106). Ancak klinik olarak dentinin ideal nemliliğini ayarlamak kolay değildir, pratikte hava spreyi ile 2 sn'yi aşmayacak bir kurutma tavsiye edilmektedir (70, 75, 156). Bazı yazarlar ideal nemlilik spektrumunun dentin bonding ajanın yapısına ve özellikle de içerdiği solvent tipine göre değişebileceğini öne sürmüşlerdir (127).

Aşırı kurutulmuş dentin tekrar ıslatılmalıdır (14, 57, 106, 111, 115, 116, 148). Pürüzlendirilmiş ve kurutulmuş dentinin 30 sn süreyle su, glutraldehit veya HEMA ile tekrar nemlendirilmesinin büzülmüş olan kollajen ağının tekrar açılmasını ve hidrate olmasını sağladığı, bağlanma kuvvetlerinin normal seviyeye dönmesini temin ettiği ileri sürülmektedir (24, 106, 111, 112, 115, 116, 133, 148). Ancak Hitmi ve ark. (58) yaptıkları bir çalışmada yeniden nemlendirme işleminin su ile yapılması durumunda kollajen ağının kısmen, %35'lik HEMA ile gerçekleştirilmesi durumunda ise tamamen tekrar açıldığını göstermişlerdir. Nakaoki ve ark. (102) ise kollajen ağının %35'lik HEMA ile kısmen eski haline dönerken %100'lük HEMA ile herhangi bir değişiklik oluşmadığını bildirmişlerdir. Buna karşın Perdigão ve ark. (117) 1999 yılında yaptıkları çalışmalarında kuru dentine %35'lik HEMA uygulanmasıyla bağlanma kuvvetlerinin arttığını göstermişlerdir.

2. Primer: Primerler adezyon geliştirici maddelerdir (12, 33, 45, 131, 164). Primerin yapısında bulunan HEMA gibi hidrofilik monomerler dentindeki kollajen fibriller ile hidrofobik monomerler ise bonding ajan ile bağlantı kurmaktadır (14, 33, 45, 100, 106, 115, 144, 147, 148, 164). Bu monomerler genellikle daha sonra değinileceği gibi etanol ya da aseton gibi organik solventler veya su içerisinde çözünmüş olarak bulunurlar, dentin yüzeyinde ve nemli kollajen ağı içerisindeki su ile yer değiştirirler (45, 52, 80, 106, 111, 115, 116, 148, 164). Primerin esas uygulanma amacı hidrofilik dentin yüzeyini hidrofobik ve süngersi bir hale getirip bonding ajanın kollajen ağı içerisine etkin bir şekilde penetre olmasını sağlamaktır (14, 45, 111, 147, 164).

3. Bonding ajan: Bonding ajan genel olarak bir hidrofobik monomerden oluşmaktadır (33, 52, 116). Bonding ajanlar tübüller içerisine penetre olarak rezin uzantılarını oluştururlar ve kollajen liflerin etrafında hidroksiapatitin çözünerek uzaklaşması ile oluşan boşluklara difüze olurlar (14, 33, 115, 144, 164). Dentine bağlanmada bağlantının çok büyük kısmı, bu rezin uzantılar ve hibrit tabakasının oluşumuna bağlıdır. Bununla birlikte rezin uzantıları 2-3 µm'den daha uzun olsa da retansiyon değişmemektedir (106). Bonding ajanın polimerizasyonu esnasında ortamdaki oksijen tarafından polimerizasyonu engellenen 15 µm kalınlığında bir tabaka kalır (oksijen inhibisyon tabakası). Bu tabaka da üzerine konulacak olan restoratif materyal ile bağlanmaktadır (132, 164).

4. nesil ajanların diğer bir özelliği de çok amaçlı kullanıma uygun olmalarıdır. Mine ve dentin adezyonlarının yanında metal alaşımlar, amalgam ve porselene bağlanabilirler. 4. nesil sistemlerin ortalama bağlanma kuvvetleri 17-24 MPa arasındadır (33, 74).

4.7.4.1. Bonding Ajanın Yapısında Bulunan Taşıyıcılar

Bonding ajanların yapısında bulunan monomerler dentin yüzeyindeki ve nemli kollajen ağı içerisindeki su ile yer değiştiren organik solventler veya su içerisinde çözülmüş olarak bulunurlar (45, 52, 80, 106, 111, 115, 116, 148, 164). Prensipte olarak, hidrofilik ajanların içerisine katılan solventler su ile yer değiştirerek dentine difüzyonu arttırmaktadır (80, 115). Solvent varlığı ve tipinin mineye bağlanmada etkili olmadığı gösterilmiştir (129).

Solvent ve monomerler kollajen fibriller etrafındaki boşlukları doldururken bu boşluklar içerisindeki su yavaş yavaş uzaklaşır (41, 57, 106, 148). Dolayısıyla kollajen ağında büzülme veya çökme görülmez. Bu, wet bonding tekniğinde elde edilen başarıyı fiziksel anlamda açıklamaktadır (106).

Bonding ajanlarda kullanılan organik solventlerden birisi asetonur (kaynama noktası 56.5°C) (1, 23). Bonding ajan içerisindeki asetonun üç farklı

rolü vardır: 1) Solüsyonun viskozitesini düşürerek bonding ajanın penetrasyonunu arttırmak, 2) Suyun yüzey gerilimini düşürerek suyla yer değiştirmek, 3) Suyun buharlaşma basıncını arttırarak kollajen lifler arasındaki suyun daha kolay uzaklaşmasını temin etmek (28). Aseton esaslı bondingler hibridizasyon için mutlaka nemli dentine ihtiyaç duyarlar (57, 127). Yani total-etch sisteminde, aseton esaslı dentin bonding ajanlar kullanıldığında wet bonding tekniğine uyulmasının gerekli olduğu görüşü hakimdir (80, 107, 121, 147, 161). Çünkü aseton kuru dentin üzerine uygulandığında kollajen fibrillerin çökmesine engel olamamaktadır (1, 107). Hashimoto ve ark. (56) aseton esaslı dentin bonding ajanların dentine infiltrasyon derecelerini incelemek amacıyla yaptıkları çalışmalarında kuru dentin yüzeyinde rezin infiltrasyonunun nemli dentin yüzeyine göre %50 daha az olduğunu göstermişlerdir.

Aseton esaslı dentin bonding ajanlar yüksek derecede uçucu, çabuk buharlaşabilen, kısa sürede ve özenle uygulanması gereken, dokudaki su ile mükemmel şekilde yer değiştirebilen ürünlerdir (52, 121). Ancak asetonun uçuculuğunun çok yüksek olması nedeniyle dentine bağlanma kuvvetlerinin kısa bir süre sonra belirgin oranda düştüğü öne sürülmektedir (80). Bu konuda Cho ve Dickens (28) ise buharlaşma sonucu aseton oranının düşmesinin bağlanma kuvvetlerini düşürmediğini, hatta adeziv tabakasının kalınlığını ve rezin-dentin bağlantısının bütünlüğünü arttırdığını öne sürmüşlerdir. Aseton esaslı bonding içeren sistemler buharlaşmaya daha yatkın olduklarından birkaç kez uygulama ile rezinin difüzyonu tamamlanmadan asetonun buharlaşması önlenabilir (57).

Etanol (kaynama noktası 78.3°C) bonding ajanlarda kullanılan diğer bir organik solventtir. Etanol esaslı bonding ajanların nemli dentin ihtiyacı orta derecelidir (57, 127, 161). Dentine nemi konusunda hassas olan aseton esaslı sistemler karşısında etanol esaslı sistemler bu konuda fazla hassas olmamaları nedeniyle kullanıcı dostu olarak nitelendirilmektedir (112, 121). Etanol esaslı dentin bonding ajanlar çok iyi penetrasyon kapasitesine sahiptirler. Asetonlardan bir farkları da onlar kadar kolay buharlaşmamalarıdır (52). Bu yüzden uygulamanın tekrarlanmasını gerektirmezler.

Su (kaynama noktası 100°C) ise bazı bonding sistemlerde kullanılan bir inorganik solvent olarak düşünülebilir (1, 23). Su içeren bondingler nemli dentin ihtiyacı en az olan ajanlardır. Kurumuş olan dentin yüzeyini kendileri nemlendirerek büzülmüş olan kollajen fibrillerin tekrar açılmasını ve rezinin bunların arasına difüze olmasını sağlarlar (1, 57, 107, 112, 121, 127, 161). Diğer sistemlerle karşılaştırıldığında demineralize dentin matriksini en fazla su bazlı sistemlerin genişlettiğini ileri süren çalışmalar mevcuttur (128). Aseton içeren sistemlerde ortaya çıkan sorunların engellenmesine karşın aşırı nemlilik (overwetting) riski ortaya çıkmaktadır (1, 128). Ancak tekniğe duyarlılıklarının düşük olması avantaj teşkil etmektedir (150).

Abate ve ark.'ın (1) dentin bonding ajanlar içerisinde bulunan solventlerin buharlaşma oranlarını karşılaştırmak amacıyla 2000 yılında yapmış oldukları bir çalışmada aseton esaslı ürünlerin en yüksek buharlaşma oranını gösterdiği, en düşük buharlaşma oranının ise su bazlı ürünlerde görüldüğü ortaya konmuştur. Pürüzlendirilmiş olan dentin yüzeyine uygulanacak olan primer ya da primer/adezivler solventin buharlaşmasının önlenmesi amacıyla kullanımdan hemen önce hazırlanmalıdır (57).

Aseton ve su içeren dentin bonding ajanların oluşturduğu hibrit tabakasının yapısının incelendiği bir çalışmada; aseton içeren sistemlerin devamlı, boşluk içermeyen ve dentin ile yakın temas halinde olan hibrit tabakası oluşturduğu, rezin uzantılarının tübül duvarlarına tam adaptasyon gösterdiği ve lateral dallara kadar uzandığı görülmüştür (54). Yine bu çalışmada su içeren sistemlerde oluşan hibrit tabakasının dentine tam adapte olamadığı, yer yer boşluklar bulunduğu ve rezin uzantılarının tübülleri tam olarak dolduramadığı saptanmıştır. Ayrıca aseton içeren dentin bonding ajanların su içerenlere oranla daha kalın hibrit tabakası oluşturduğu da belirtilmiştir.

4.7.5. Beşinci Nesil Bonding Ajanlar

4. nesil ajanların uygulanmasındaki üç aşamanın komplike ve zaman alıcı olduğu düşünülerek işlemleri kısaltmak amacıyla basamaklar birleştirilmiş ve 5.

nesil ürünler kullanıma sunulmuştur (14, 70, 116, 147, 148). Bu sistemlerde asit uygulama işlemi aynı iken, primer ve bonding ajan tek bir aşamada uygulanmaktadır (33, 57, 74, 75, 164). Beşinci nesil bonding ajanlar “iki aşamalı total-etch adezivler” olarak da adlandırılmaktadır (52, 164).

Bu gruptaki ajanların yapısında Bis-GMA, bisfenildimetakrilat (BPDM), HEMA ve fotoinitiatörler bulunmaktadır (33). Bu materyaller de, 4. nesil bonding ajanlar gibi hibridizasyon ve nemli dentin yüzeyi esasına dayanmaktadır (70, 74). Bağlanma kuvvetleri de 4. nesil sistemler ile benzerlik göstermektedir (57, 74). Laboratuar ve klinik performansları son derece iyidir (148).

4.7.6. Altıncı Nesil Bonding Ajanlar

Mine ve dentinin aynı anda asit uygulanarak pürüzlendirilmesi (total-etch) prensibine dayanan 4. ve 5. nesil ajanların gelişimini takiben klinik uygulamayı daha da hızlandıran self-etch adezivler ortaya çıkmıştır (14, 33, 52, 80, 116, 164). Daha çok üreticilerin işlemleri hızlandırma eğilimi nedeniyle geliştirilmişlerdir (115). Bunlar klinik uygulama şekillerine göre tek aşamalı (self-etch adeziv) veya iki aşamalı (self-etch primer) olarak sınıflandırılabilirler (148). Her ikisinde de asit uygulaması işlemi mevcut olmayıp, yıkama prosedürüne gerek kalmamaktadır (51, 52, 80, 116, 156). Tek aşamalı olanlarında asit, primer ve adeziv uygulamaları tek seferde gerçekleştirilerek hekim için daha kolay bir hale getirilmiştir (33, 80).

Etki mekanizmaları smear tabakasını çözüp geçirgen hale getirerek alttaki dentine penetrasyon şeklindedir (111, 115). Bağlanma mekanizmasında bir değişiklik yoktur, rezin uzantıları ve hibrit tabaka oluşturabilirler (14, 51, 52, 106, 115, 116). Uygulandıkları dentin yüzeyini 1 µm, en çok da 2-3 µm kadar etkilerler (51). Buna bağlı olarak da oluşan hibrit tabakasının 4. ve 5. nesil bonding sistemlerine göre daha ince (9, 22), ancak kalitesinin daha iyi olduğu bildirilmiştir (53). Prati ve ark.'ın (123) 4., 5. ve 6. nesil bonding ajanlar kullanarak yaptıkları karşılaştırmalı çalışmada 6. nesil bonding ajanlar en ince hibrit tabakasını oluşturmalarına rağmen en yüksek bağlanma kuvvetini

göstermişlerdir. Buna karşın Tay ve Pashley (151) self-etch sistemleri dentine penetrasyon derecelerine göre hafif, orta ve agresif olarak sınıflamış ve agresif sistemlerin fosforik asit uygulanmış dentinde oluşan ile aynı kalınlıkta hibrit tabakası meydana getirdiklerini bildirmişlerdir.

Tekniğin daha da kolaylaşmasına ek olarak; yıkama ve kurutma aşamalarının kaldırılması, aşırı kurutma ya da aşırı nemlilik gibi adezyon üzerinde olumsuz etkisi olan durumların gelişme olasılığını ortadan kaldırmaktadır (52, 80, 116). Ancak bu sistemlerin mine ile bağlantısı istenilen düzeyde gerçekleşmemektedir (51, 70, 116, 148). Bu sorunun üstesinden gelmek için Van Meerbeek ve ark. (162) tarafından sistem uygulanmadan önce minenin ortofosforik asitle selektif olarak asitlenmesi düşünülmüş ve 2 yıllık klinik değerlendirmede marjinal uyumun daha iyi olduğu bildirilmiştir.

Bu gruptaki ürünlerin hassas olduğu diğer bir konu da, uygulanacakları yüzey üzerinde bulunan smear tabakasının kalınlığının fazla olması durumunda bağlantılarının 4. ve 5. nesil sistemlere oranla daha zayıf olmasıdır (105). Ayrıca bu sistemler diğer restoratif materyallere de bağlanamamaktadır (14).

4.8. İdeal Bonding Ajanın Sahip Olması Gereken Özellikler

Kaydedilen tüm gelişmelere karşın bonding ajanlar halen tam olarak istenilen özelliklere sahip değildirler. İdeal bonding ajanın sahip olması gereken bir takım özellikler vardır (33, 70):

- Mine, dentin ve tüm restoratif materyallere bağlanma
- Mikromekanik ve kimyasal bağlanma ile polimerizasyon büzülmesi ve fonksiyonel kuvvetlere karşı direnç
- Kuru ve nemli yüzeylere bağlanma
- Biyouyumluluk
- Mikrosızıntı, sekonder çürük ve marjinal renkleşmenin önlenmesi
- Kolay uygulanma
- Ağız ortamında çözünmeme
- Raf ömrünün uzun olması

4.9. Bonding Ajanların Klinik Performanslarını Etkileyen Faktörler

Bonding ajanların klinik performansı bir takım faktörlere bağlıdır:

- İzolasyon (29, 33, 147)
- Mekanik retansiyon (29, 147)
- Diş yüzeyinin pürüzlülüğü (29)
- Dentinin nemi (29, 147, 164)
- Üretici talimatlarına özen gösterilmesi (131, 140, 147, 156)
- Hava-su şırıngasından yağ ve su kontaminasyonu (29)
- Plak, diştaşı, diş renkleşme, geçici siman kalıntıları veya öjenollü artıkların varlığı (29)
- Lezyonun büyüklüğü ve lokalizasyonu (33, 140, 144, 164)
- Diş sert dokularındaki farklılıklar (sklerotik dentin, dentin tübül karakteristiği, flor içeriği, mineral içeriği) (29, 69, 116, 144, 147, 164)
- Hastanın yaşı (164)

4.10. Dentin Yüzey Koşullarının Değiştirilmesinde Alternatif Yöntemler

4.10.1. Air Abrazyon

Dentinden smear tabakasının uzaklaştırılması için alternatif bir yol olarak air abrazyon kullanımı düşünülmüştür (33, 57, 145). Alüminyum oksit ile yapılan air abrazyon sağlıklı ve sağlıklı dentini uzaklaştırır ve kendine özgü bir smear tabaka oluşturur. Alüminyum oksitin abrazyon etkisi partikül büyüklüğüne olduğu kadar hızına da bağlıdır (15). Partiküller dentin yüzeyinde sığ çukurcuklar oluşturarak yüzey alanını artırırlar ve smear oluştururlar (15, 32, 33). Bu yüzey üzerinde bağlanma mekanizmasına smear tabakasını dahil eden bonding ajanlar kullanılarak bağlantı kurulabilir (15). Ancak yapılan çalışmalarda air abrazyonun diş yüzeylerine bağlanma kuvvetlerini artırıcı etki göstermediği bildirilmiştir (27, 32, 165).

Isı oluşturmaması, atravmatik ve hassas olması avantaj sayılmakla birlikte kullanıcının yeterli görüşe sahip olamaması ve artıklar bırakması gibi dezavantajları da bulunmaktadır (140).

4.10.2. Lazer

Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesinde kullanılabilecek diğer bir yöntem de lazer uygulamasıdır (15, 33, 57, 159).

Günümüzde lazerler endüstriden astronomiye, savunma sanayisinden tıp sektörüne kadar birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır. Lazer teknolojisi son yıllarda dişhekimliğinde de yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (21).

Lazer teorisi ilk olarak Albert Einstein'ın 1917 yılında fotonlar ve uyarılmış emisyon fikrini ortaya atmasına dayanmaktadır (30). Theodore Harold Maiman, 1960 yılında sentetik bir yakut çubuk kullanarak ilk lazer cihazını (Ruby lazer) hayata geçirmiştir (21, 42). 1962 yılında tıp alanında ilk kez kullanılmaya başlanan lazer cihazları dişhekimliği pratiğine ise 1983 yılında girmiştir (21). 1990'lı yılların ikinci yarısında ise oldukça popüler hale gelmiştir (143).

Lazer kelimesi, "*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*" ifadesinin baş harflerinden meydana gelmektedir (21, 30, 91, 120). "Işığın Uyarılarak Güçlendirilmesi" olarak açıklanabilir. Daha açık bir ifade ile "hızlandırılmış ve yoğunlaştırılmış yüksek enerji taşıyan ışık demeti" olarak tanımlanabilir (21). Lazer cihazı tarafından meydana getirilen ışık dalgaları elektromanyetik enerjinin bir formudur. Lazer ışığı; dokularda bulunan hücrelerin atomik yapılarında değişiklik yaratmamakta, ultraviyole veya X-ışınları gibi genetik mutasyonlara neden olmamaktadır (120).

Lazer cihazları tasarım olarak benzer özellikler göstermektedir. Cihazda kavite olarak adlandırılan ve içerisinde lazere adını da veren gaz, sıvı ya da katı fazda aktif madde bulunan bir oda mevcuttur (21, 30, 37, 91, 120). Aktif maddenin uyarılması ile oluşan fotonlar, bir tanesi tam yansıtıcı diğeri seçici

yansıtıcı özelliğe sahip aynalar ile paralel hale getirilerek sistem dışına ışık enerjisi halinde gönderilir (21, 91).

Lazer ışığının beklenen işlevleri yerine getirebilmesi eş fazlı (*coherent*, fotonların eş hareketler yapması), paralel (*collimated*, fotonların sadece aynı yönde hareket etmesi) ve tek renkli olması (*monochromatic*, tek bir dalga boyundaki ışık dalgalarından oluşması) ile mümkün olmaktadır (30, 37, 71, 91, 120, 130).

Lazer ışığının bu özellikleri, kontrol edilebilen seviyelerde enerji üretilmesine olanak vermektedir. En çok kullanılan enerji birimi *Joule*'dir (J). Güç ise birim zamanda yapılan iştir ve *Watt* (W) cinsinden ifade edilir. Dişhekimliğinde kullanılan lazerlerde de cihazın teknik özellikleri, işlem yapılacak olan dokulara gönderilecek ışığın sayısal değerleri ve uygulama süreleri bu parametreler kullanılarak belirlenmektedir.

Lazer ışığı operasyon alanına iki şekilde iletilmektedir. Birinci iletim şekli, pedala basıldığı sürece ışığın aralıksız olarak gönderilmesidir ve "sürekli iletim" (*continious mode*) olarak adlandırılmaktadır (30, 31, 37, 120). Bu iletim şeklinin bir alt grubu olarak kabul edilen "mekanik atımlı iletim"de (*gated-pulse mode*) mekanik bir engel ile aralıksız devam eden ışık akımının önü kesilerek lazer ışığında periyodik olarak kesintiler oluşturulmaktadır (30, 37, 120). İkinci iletim şekli olan "serbest atımlı iletim"de (*free-running pulsed mode*) ise kesintiler sürekli bir ışık akımının perdelenmesi yerine cihazın aktif hale geçtikten sonra tekrar pasif hale gelmesiyle elde edilmektedir (30, 31, 37). Lazer, dokuya belirli bir süre uygulandığında ışık enerjisi ısı etkisi yaratmaktadır (30). Mekanik veya serbest atımlı ilettime sahip sistemlerde dokular tekrar enerjiye maruz kalmadan önce soğuma zamanı bulabilmektedir (30, 37). Saniyedeki atım sayısı *Hertz* (Hz) veya *pulse per second* (pps) şeklinde ifade edilmektedir. Enerjinin sürekli uygulandığı sistemlerde gerekli olan soğuma zamanının kullanıcı tarafından verilmesi gerekmektedir (30).

Lazerlerin dokular üzerine etkileri kullanılan lazer tipine ve uygulama yapılan doku çeşidine göre farklılıklar göstermektedir (91, 171, 174). Lazerin dental dokular üzerine primer etkisi fototermal etkilerdir (30, 31, 37, 71). Lazer ışığı uygulandığında ısı ortaya çıkmakta, bu da yumuşak ve sert dokuların yapısında ve bileşiminde denatürasyon, vaporizasyon, karbonizasyon, erime ve rekristalizasyon gibi değişimlere yol açmaktadır (37).

Lazerin ısı etkisi temel olarak dokuların su içeriği üzerinde olmaktadır (30). Su içeren hedef doku 100°C ısıya yükseltildiği zaman, doku içerisindeki su buharlaşmakta ve sonrasında ablasyon adı verilen bir olay gerçekleşmektedir (30, 31). Bu şekilde meydana gelen hacim artışı ile mikroyapıların (hücre/kristal) patlayarak dokudan uzaklaşmasına "ablasyon" denir. Lazerlerin istenen etkileri de bu mekanizmayla elde edilmektedir. Proteinler 60-100°C arasındaki ısılarda dokuların alt katmanlarında buharlaşma oluşmadan denatüre olmakta, ısı 200°C seviyesine yükseldiği zaman ise dokular önce dehidrate olup daha sonra yanmaktadır (karbonizasyon) (21, 30, 31).

Lazerin oluşturduğu ışık enerjisi dokular üzerinde dokuların optik özelliklerine göre dört çeşit etki göstermektedir (21, 30, 36, 71, 91, 120, 130):

1. Yansıma (*Reflection*): Doku etki altında kalmadan ışığın yansımasıdır.
2. Emilim (*Absorption*): Enerjinin hedef doku tarafından absorbe edilmesidir. Bu, istenen bir etkidir ve lazerin işlevini belirler. Meydana gelen etki dokunun özellikleri (su içeriği, pigmentasyon gibi) ile lazerin dalga boyu ve iletim şekline bağlıdır. Belirli dalga boylarındaki ışık belirli doku elemanları ve su tarafından absorbe edilmektedir.
3. Geçme (*Transmission*): Bu, ışığın hedef dokuları etkilemeden geçmesidir. Bu etki de büyük oranda lazerin dalga boyu ile ilgilidir.
4. Yayılma (*Scattering*): Yayılma sonucunda verilen enerji zayıflayarak lazerin faydalı biyolojik etkileri muhtemelen yok olmaktadır.

4.10.2.1. Dişhekimliğinde Sık Kullanılan Lazerler

A) Görülebilir Işık Lazerleri

1. Argon (Ar) Lazerler (488-514 nm)
2. Diyot Lazerler (800-980 nm)

B) İnfrared (Kızıl Ötesi) Lazerler

1. Karbondioksit (CO₂) Lazerler (10.600 nm)
2. Holmiyum:İtriyum-Alüminyum-Garnet (Ho:Y AG) Lazerler (2100 nm)
3. Neodimiyum:İtriyum-Alüminyum-Garnet (Nd:YAG) Lazerler (1064 nm)
4. Erbiyum,Kromiyum:İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet (Er,Cr:YSGG) Lazerler (2790 nm)
5. Erbiyum:İtriyum-Alüminyum-Garnet (Er:YAG) Lazerler (2900 nm)

Ar lazerler sert dokular üzerinde etkili olmayıp yumuşak doku uygulamalarının yanı sıra kompozit rezin restoratif materyallerin polimerizasyonunda, diş beyazlatma ajanlarının ışıkla aktivasyonunda ve çürük tayininde kullanılabilmektedirler (30, 37, 72, 91, 120, 142, 143).

Diyot lazerler diş sert dokuları tarafından iyi absorbe edilmedikleri için dişlere yakın bölgelerdeki yumuşak doku girişimlerinde kullanılabilmekte (30, 37, 143), mine ve dentindeki çürük lezyonlarını selektif olarak uzaklaştırabilmektedirler (89).

CO₂ lazerler dişhekimliğinde kullanılan lazerlerin en eskilerinden biri olup (21, 30, 91) su ve hidroksiapatit üzerinde oldukça etkilidir ve temel olarak yüzey kesici bir etkiye sahiptir (30, 143). Yumuşak doku uygulamalarının yanında diş beyazlatma, diş minesinin yüzey modifikasyonu ve sertleştirilmesi ile çürük direncinin artırılması gibi amaçlarla kullanılabilmekte (30, 40), mine yüzeylerine uygulandığında asit uygulamasına benzer pürüzlülüğe sahip bir yüzey elde edilebilmektedir (40, 139). Ancak diş sert dokularına uygulandığında yüzeyde mikrokırıklar ve erime alanları oluşturmasının yanı sıra pulpada zararlı olabilecek ısı artışı meydana getirmektedir (87, 126, 171).

Ho:YAG lazerler diş sert dokuları tarafından iyi abzorbe edilmedikleri için dişlere yakın bölgelerdeki yumuşak doku girişimlerinde kullanılabilmektedirler (30, 120). Ayrıca temporomandibular eklemin artroskopik ameliyatlarında sıkça kullanılmaktadırlar (2, 30, 120).

Nd:YAG Lazerler:

Nd:YAG lazer gerçek anlamda dişhekimliği için tasarlanmış ilk lazer cihazıdır ve en yaygın kullanılan lazerler arasında yer almaktadır (30, 142). Aktif madde olarak Neodimiyum ile kaplanmış İtriyum-Alüminyum-Garnet kristali kullanılmaktadır. Işık aktarımı fiber optik kablo aracılığıyla, serbest atımlı iletim modunda ve genellikle dokulara temas edilerek yapılmaktadır (21, 30, 31, 120).

Nd:YAG lazerler ile çok çeşitli yumuşak doku girişimleri başarıyla gerçekleştirilebilmektedir (30, 37). Diş sert dokuları tarafından çok az, pigmentli dokular tarafından ise iyi abzorbe edilmektedir (30, 36, 91, 120, 143). Bu nedenle uygulanacağı doku yüzeylerine koyu renkli bir madde sürülebilir (87, 91, 120). Renklenmiş yüzey çürüklerinin sağlıklı mineye dokunulmadan kaldırılması mümkün olmaktadır yani Nd:YAG lazerler komşu diş dokularında herhangi bir hasar oluşturmaksızın diş yapılarında selektif olarak ablasyon yapabilmektedir (30, 37, 99, 142).

Nd:YAG lazer uygulamalarında ortaya çıkan ısı artışının pulpaya zararı konusunda farklı görüşler mevcuttur (2, 15, 37). Diş yüzeyine uygulandığında pulpada iltihabi reaksiyon ortaya çıkmadığını ne süren çalışmalar bulunmaktadır (50). Atım sayısı 10-30/sn olduğunda ısı dağılmaktadır. Nd:YAG lazerin etki mekanizması, anlık termal değişimlerin sebep olduğu mikroskobik patlamalardır. Nd:YAG lazer uygulanan dentin yüzeyinde geçirgen olan dentin tübüllerinin ağızları kapanmaktadır. Ayrıca yüzeydeki mikroorganizmalar ve organik debris uzaklaştırılmaktadır. Dentin yüzeyinde organik fraksiyon azalırken inorganik fraksiyon artmaktadır (15). Nd:YAG lazerin mine ve dentin yüzeyinde kırıklar ve erime alanları oluşturduğu, yüzeyde yanma alanları meydana getirdiğini bildiren çalışmalar bulunmaktadır (134).

Kaviteye Nd:YAG lazer uygulanması sonucu mikrosızıntının azaldığı gösterilmiştir. Uygun enerji seviyelerinde kullanıldığı takdirde adeziv restorasyonlar için elverişli bir yüzey elde edilebileceği öne sürülmektedir (2).

Er,Cr:YSGG Lazerler:

Bu lazerlerin aktif maddeleri Erbiyum ve Krom ile kaplanmış İttriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet kristalidir. Er,Cr:YSGG lazer cihazları enerjilerini fiber optik yoldan ve serbest atımlı konumda iletirler (30).

Er,Cr:YSGG lazerin enerjisinin dokuya iletiminde aeratör formundaki başlık dizaynından istifade edilmektedir. Bu dizayn sayesinde ağız içerisinde değişik bölgelere rahat erişim mümkün olmaktadır. Başlığın uç kısmında ise özel safir uç bulunmaktadır. Gücü 0-6 W arasında ayarlanabilen bu lazerin atım sayısı sabit olup 20 Hz'dir (130).

Bu lazer çeşidi, lazer hidrokinetiği olarak nitelendirilen ve lazer tarafından enerjisi artırılan su partiküllerinin dokuyu uzaklaştırdığı bir metot kullanmaktadır (130, 168). Su taneciklerinde lazer enerjisi tarafından meydana getirilen mikropatlamalar hedef yüzeyden mekanik ve atravmatik bir şekilde dokunun uzaklaşmasını sağlamaktadır (130). Bu lazerler, Er:YAG lazerlerle birlikte dişhekimliğinde kullanılan lazerler arasında en yüksek su abzorbsiyonu seviyelerine sahip oldukları gibi hidroksiapatit afiniteleri de yüksektir (30, 31, 134, 143, 168). Lazer ışığı apatit kristalindeki hidroksi grubu ile etkileşmekte ve dişin kristal yapılarına bağlı olan su lazer ışığını abzorbe etmektedir (30). Mineral yapının içerisindeki suyun buharlaşması büyük bir hacim artışına neden olmakta ve bu artış etraftaki maddenin patlayarak yok olmasına (ablasyon) yol açmaktadır (30, 49). Uygulandığı yüzeyde organik bileşenler ablasyona uğramakta, inorganik bileşenler ise olduğu gibi kalmaktadır (49). Yapılan laboratuvar çalışmalarında Er,Cr:YSGG lazerle tedavi edilen dişlerde uygulama sırasında pulpal ısının 5°C kadar düşebildiği gösterilmiştir (30).

Er,Cr:YSGG lazerler su püskürtmesi ile birlikte kullanıldıklarında çürük temizliği ve diş preparasyonlarında oldukça etkindirler (30, 31, 37, 142). Ayrıca dental çürüklerin yüksek su içeriğine bağlı olarak lazer ışığının öncelikle bu dokularla etkileşime girmesi nedeniyle sağlam diş dokuları korunabilmektedir (30, 31). Er,Cr:YSGG lazerlerin diş dokularına etkileri incelendiğinde yüzeyde termal hasar belirtisi göstermeyen kaviteler olduğu görülmüş ve bu pürüzlü yapının adeziv restorasyonların bağlantısını arttırabileceği düşünülmüştür (2, 30, 37, 49, 143, 168). Dentin yüzeyinde smear tabakası oluşturmaması ve dentin tübüllerinin ağızlarının açık kalması da yine bağlantının olumlu yönde etkileneceği izlenimi bırakmaktadır (37, 49).

Bu cihazlar amalgam, metal ve seramik materyallerin sökümünde kullanılmamalıdır (30, 31, 49). Ancak değerli metal alaşımları ve metal destekli seramik restorasyonlara zarar vermeden çevrelerindeki çürük lezyonlarının temizliğine imkan tanımaktadır. Er,Cr:YSGG lazerler, yüksek su içeriğine sahip olan yumuşak dokulara kolaylıkla etki etmekte, çok çeşitli yumuşak doku girişimlerinde kullanılabilmektedir (30).

Er:YAG lazerler Erbiyum ile kaplanmış İttriyum-Alüminyum-Garnet aktif maddeye sahiptirler. Er:YAG lazerlerin özellikleri Er,Cr:YSGG lazerlere oldukça benzemektedir (130, 168). Ancak atım sayısı 3-30 Hz arasında ayarlanabilmektedir ve daha küçük bir başlık dizaynı vardır (130). Serbest atımlı iletim modunda kullanılan Erbiyum lazerler kalsifiye dokuları kolaylıkla ve minimal termal etkiyle uzaklaştırmaktadırlar (31, 49, 142).

4.10.2.2. Lazerin Dokulara Etkisini Belirleyen Faktörler

Lazerin dokuya olan etkileri bazı faktörlere bağlıdır (21, 36, 37, 49):

- Uygulama süresi (saniye)
- Uygulama şekli (sürekli, atımlı)
- Uygulanan güç miktarı (*Watt*)
- Lazerin dalga boyu ve tipi

- Odaklama uzaklığı (doku ile arasındaki uzaklık)
- Dokuya değdiği yüzeyin yarıçapı (milimetre)
- Hedef dokunun özelliği (sert ya da yumuşak, pigmentli ya da pigmentsiz, sudan zengin ya da yoksun, saydam ya da saydam olmayan doku)

Dışhekimliği kliniklerinde yaklaşık yirmi yıldır aktif olarak kullanılan lazer cihazları bu süre içerisinde lazer teknolojilerinin ilerlemesiyle klinik uygulama alanlarını genişletmiştir. Son yıllarda kullanıma sunulan ve yumuşak dokularda olduğu gibi sert dokularda da uygulamalar yapılmasına olanak veren cihazlar lazerlere olan ilgiyi daha da arttırmıştır. Maalesef dokuların bileşimi ve ışık etkileşiminin fiziği nedeniyle bütün girişimleri tam olarak yapacak bir dalga boyu, dolayısıyla bir lazer cihazı bulunmamaktadır (31, 71).

Bu çalışmada, aseton ve etanol içeren iki farklı dentin bonding ajanının Er,Cr:YSGG ve Nd:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyine adaptasyonlarının ve bağlanma kuvvetlerinin konvansiyonel asit ile pürüzlendirme yöntemi ile karşılaştırılarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi amacıyla gerçekleştirilen bu üç farklı uygulama neticesinde dentin dokusunda meydana gelen değişimler de incelenecektir.

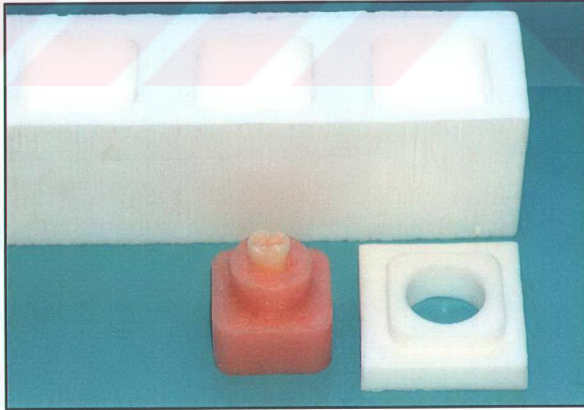
5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada son 6 ay içerisinde 25-45 yaş arası bireylerden çekilen; herhangi bir çürük lezyonu ve restorasyon bulunmayan; abrazyon, atrisyon veya herhangi bir defekt görülmeyen 152 adet molar diş kullanılmıştır. Dişler, üzerlerindeki birikintiler temizlendikten sonra, soğuk ortamda distile su içerisinde saklanmışlardır.

5.1. Dişlerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan 152 adet dişin 32 tanesi hiçbir uygulama yapılmadan ayrılmış, geriye kalan 120 diş ile her biri 40 adet molar dişten meydana gelen üç farklı çalışma grubu oluşturulmuştur.

Bu üç gruptaki dişler, bağlanma kuvvetlerinin ölçülmesi için kullanılacak olan düzeneğe uygun olacak şekilde özel olarak hazırlanan teflon kalıplar kullanılarak servikal hizalarına kadar otopolimerize akril (Meliodent, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Almanya) içerisine gömülmüştür (Resim 5.1.1.).

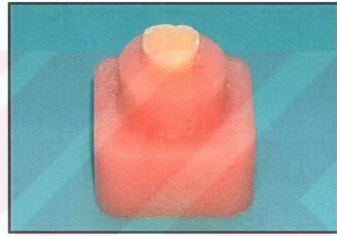


Resim 5.1.1. Özel olarak hazırlanan teflon kalıp ve otopolimerize akril içerisine gömülmüş olan örnek

Bu üç gruptaki dişlerin tümünün oklüzal yüzleri elmas fissür frez (#8; Finzler, Schrock & Kimmel GmbH, Bad Ems, Almanya) ile hava-su soğutması altında mine dokusu tamamen uzaklaşınca kadar aşındırılmıştır (Resim 5.1.2. a ve b). Dişlerin oklüzal yüzeyi dentin dokusu açığa çıkacak şekilde aşındırıldıktan sonra her örnekte standart derinliğe inebilmek için 1 mm çapında elmas rond frez (#10; Finzler, Schrock & Kimmel GmbH, Bad Ems, Almanya) ile yüzeyde çok sayıda oluklar açılmış, daha sonra bu oluklar elmas fissür frezle birleştirilmiştir (Resim 5.1.2. c ve d). Her beş dişin hazırlanmasından sonra frez değiştirilmiştir.



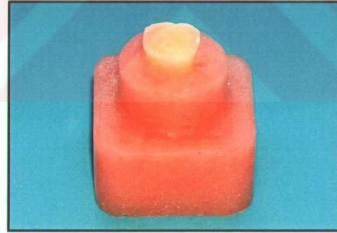
a



b



c



d

Resim 5.1.2.

a ve b Dişlerin oklüzal yüzlerinin elmas fissür frez ile hava-su soğutması altında mine dokusu tamamen uzaklaşınca kadar aşındırılması

c ve d 1 mm çapında elmas rond frezle yüzeyde oluklar açılarak elmas fissür frezle birleştirilmesi

Bu şekilde oluşturulan dentin yüzeyinin düzgün ve akril bloğun tabanı ile paralel olmasına dikkat edilmiştir. Dentin yüzeylerinin hazırlanmasında frez kullanımı tercih edilmiştir çünkü deneysel olarak zımparalarla oluşturulan smear tabakasının frezlerle oluşan smear tabakasından çok daha ince olduğu öne sürülmektedir (140). Ayrıca bu şekilde klinik ortamın daha iyi taklit edilmesi mümkün olmuştur.

5.2. Dentin Yüzey Koşullarının Değiştirilmesi

Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi amacıyla birinci gruba Er,Cr:YSGG lazer, ikinci gruba Nd:YAG lazer, üçüncü gruba ise kontrol grubu olarak %37'lik ortofosforik asit uygulanmıştır.

5.2.1. Er,Cr:YSGG Lazer Uygulaması

Birinci gruptaki dişlerin açığa çıkarılmış olan dentin yüzeylerinin orta bölgelerine Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase Millennium, Biolase Technology Inc., San Clemente, California, A.B.D.) uygulanmıştır. Uygulama parametreleri üretici firma talimatnamesine göre 3 W güç ile %60 hava, %70 su olacak şekilde ayarlanmıştır. Enerjinin, 140 mikrosaniyelik atım aralığına sahip olan ve 20 Hz atım sayısı ile çalışan cihazdan fiberoptik sistemle yüzeye iletilmesinde 600 µm çapındaki safir uç kullanılmıştır. Dentin yüzeyindeki 5X5 mm'lik bir alan dairesel hareketler yapılmak suretiyle 15 sn süreyle homojen bir şekilde taranmıştır. Uygulama esnasında cihazın safir uç kısmı dentin yüzeyine dik ve 2 mm uzaklıkta olacak şekilde tutulmuştur.

5.2.2. Nd:YAG Lazer Uygulaması

Bu gruptaki dişlere Nd:YAG lazer (ProPulse, American Dental Technologies, Corpus Christi, Texas, A.B.D.) uygulanmıştır. Enerjinin yüzeye iletimi 300 µm çapındaki fiberoptik kablo ile sağlanan cihazda, atımlı iletim modunda çalışılmış ve uygulama parametreleri 100 mJ, 20 Hz ve 2 W olacak şekilde ayarlanmıştır. Bir önceki grupta olduğu gibi diş yüzeylerinin orta bölgelerinde 5X5 mm'lik bir alan dairesel hareketler yapılmak suretiyle 20 sn süreyle homojen bir şekilde taranmıştır. Uygulama esnasında lazer cihazının

fiberoptik ucu dentin yüzeyinden 1 mm uzaklıkta (*non-contact mode*) tutulmuştur.

Her iki gruptaki dişlere lazer uygulanması sırasında koruyucu gözlük takılmıştır.

5.2.3. Fosforik Asit Uygulaması (Kontrol Grubu)

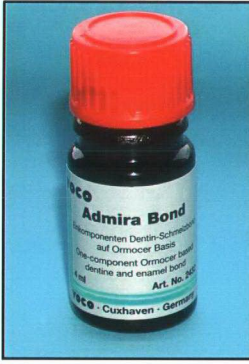
Kontrol grubu olarak kullanılan üçüncü gruptaki dişlerin her birinde dentin yüzeyine 20 sn süreyle %37'lik ortofosforik asit (Total Etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Resim 5.2.3.1.) uygulandıktan sonra yüzey 20 sn süreyle hava-su spreyi ile yıkanmış ve hava şırıngasının ucu yaklaşık 10 cm uzaklıkta olacak şekilde 2 sn süreyle hava sıkılarak kurutulmuştur. Bu şekilde dentin yüzeyinin hafif nemli kalması temin edilmiştir.



Resim 5.2.3.1. Çalışmada kullanılan %37'lik ortofosforik asit

5.3. Dentin Bonding Ajanlar ile Kompozitlerin Uygulanması

Her üç gruptaki dişler kendi içinde aseton ve etanol esaslı iki farklı bonding materyalinin uygulanacağı 20'er dişten oluşan alt gruplara ayrılmıştır. Aseton esaslı bonding ajan olarak Admira Bond (Adb) (Voco, Cuxhaven, Almanya), etanol esaslı bonding ajan olarak ise OptiBond Solo Plus (Opb) (Kerr, Orange, California, A.B.D.) kullanılmıştır (Resim 5.3.1. a ve b).



a



b

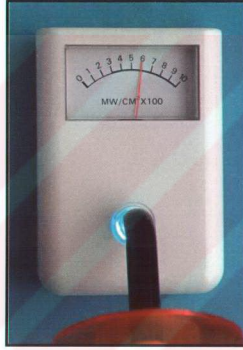
Resim 5.3.1.

a ve b Çalışmada kullanılan aseton esaslı bonding ajan Admira Bond ve etanol esaslı bonding ajan OptiBond Solo Plus

Lazer ve %37'lik ortofosforik asit uygulamalarını takiben derhal bonding ajanların uygulanması aşamasına geçilmiştir. Her iki bonding ajan da kendi özel fırçaları ile dentin yüzeyine 20 sn süreyle uygulandıktan sonra hava şırıngasının ucu yaklaşık 10 cm uzaklıkta olacak şekilde 3 sn süreyle hava sıkılarak kurutulmuş ve bu şekilde solventin buharlaşması sağlanmıştır. Bonding ajanın uygulandığı alanda parlak yüzey görüntüsü elde edilmesine dikkat edilmiştir; mat bölgelerin oluşması durumunda bonding ajan uygulaması aynı şekilde tekrarlanmıştır. Bonding ajanlar daha sonra bir ışıklı polimerizasyon cihazı (Hilux Ultraplus, Benlioğlu Dental, Ankara) ile 20 sn süreyle polimerize edilmiştir. Işıklı kompozit cihazının gücü radyometre ile kontrol edilmiş ve 600 mW/cm² olacak şekilde ayarlanmıştır (Resim 5.3.2.).

Dişlerin üzerlerine yapılacak olan restoratif materyallerin kullanılan bonding ajanların kendi uyumlu ürünleri olmasına dikkat edilmiştir. Bu bağlamda, Adb uygulanan örneklerin üzerlerine Admira (renk A3; Voco, Cuxhaven, Almanya); Opb uygulanan örneklerin üzerlerine ise Prodigy

Condensable (renk A3; Kerr, Orange, California, A.B.D.) yerleştirilmiştir (Resim 5.3.3. a ve b). Her iki materyalin de uygulanması aynı yöntemle gerçekleştirilmiştir. Bu işlem için üzerlerinde 4 mm çapında delikleri bulunan ve 4 mm yüksekliğe sahip olan şeffaf pleksiglas kalıplar hazırlanmıştır (Resim 5.3.4. a). Bu kalıplar dışların yüzeylerinde sabit bir şekilde tutularak boşlukların içerisine yaklaşık 2 mm yüksekliğinde kompozit doldurulmuş ve 40 sn süreyle ışıkla polimerize edilmiştir. İkinci kompozit tabakası da yerleştirildikten sonra tekrar aynı şekilde polimerize edilmiştir. Bütün bu işlemlerin sonunda pleksiglas kalıplar dikkatli bir şekilde çıkartılmış ve üzerlerinde 4 mm yüksekliğinde ve 4 mm çapında silindirik kompozit bulunan örnekler elde edilmiştir (Resim 5.3.4. b).



Resim 5.3.2. Işıklı kompozit cihazının gücünün 600 mW/cm^2 olacak şekilde radyometre ile kontrol edilmesi



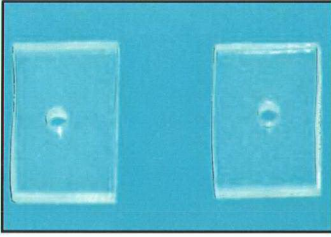
a



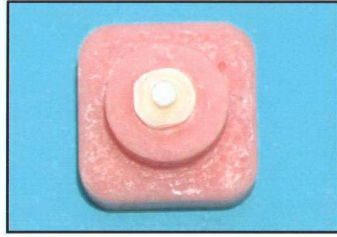
b

Resim 5.3.3.

a ve b Örneklerin üzerlerine yerleştirilen Admira ve Prodigy Condensable



a



b

Resim 5.3.4.

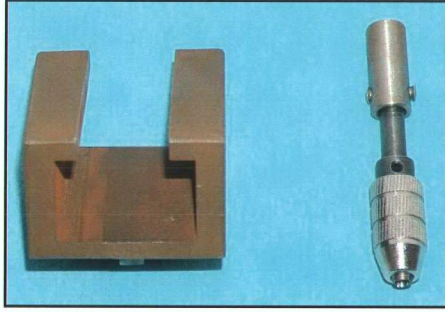
a Üzerlerinde 4 mm çapında delikleri bulunan 4 mm yüksekliğindeki şeffaf pleksiglas kalıplar

b Bağlanma kuvveti testi için hazırlanmış olan örneğin bitmiş hali

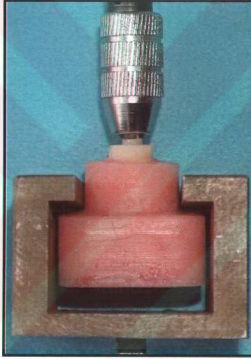
Kompozitlerin yapımını takiben örnekler 24 saat süresince oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletilmiş ve daha sonra bağlanma kuvveti ölçme testine tabi tutulmuştur.

5.4. Bağlanma Kuvvetlerinin Ölçülmesi

Bağlanma kuvvetlerinin ölçümünde kullanılmak üzere akril bloğun test cihazı tarafından tutulmasını sağlamak için paslanmaz çelikten bir kaide hazırlanmış, dişlerin yüzeylerinde bulunan silindirik şeklindeki kompozitleri tutmak için ise ağzı dairesel formda olan ve vidalı bir mekanizmayla mandren gibi çalışan bir düzenek kurulmuştur (Resim 5.4.1.). Düzeneğin alt parçasını oluşturan paslanmaz çelik kaidenin iki tarafı akril bloğun içine yerleştirilmesine izin verecek şekilde açıktır. Ayrıca test esnasında uygulanan kuvvetin örneğe dik olmasını sağlayabilmek için gerektiği takdirde sağ-sol yönde akril bloğun kaydırılabilmesine de olanak vermektedir. Aynı şekilde düzeneğin üst parçası da kuvvet aksında sapma ihtimalini ortadan kaldırmak için eklemli olarak nitelendirilebilecek şekilde dört yönlü harekete kısmen izin verebilecek biçimde hazırlanmıştır.



Resim 5.4.1. Bağlanma kuvveti ölçümünde kullanılmak üzere hazırlanan düzenek



a



b

Resim 5.4.2.

a Bağlanma kuvveti ölçümü için hazırlanan düzeneğe örneğin yerleştirilmesi

b Bağlanma kuvvetlerinin ölçümünde kullanılan universal test cihazı

Bağlanma kuvvetlerinin ölçümünde önce düzeneğin üst parçası dış üzerine yerleştirilmiş olan kompozite tutturulmuş ve daha sonra dikkatli bir şekilde akril blok üzerindeki düzenek ile birlikte test cihazında sabitlenmiş halde bulunan paslanmaz çelik kaideye yerleştirilerek düzeneğin üst kısmı da test cihazına sabitlenmiştir (Resim 5.4.2. a).

Bağlanma kuvvetlerinin ölçümü M.Ü. Teknik Eğitim Fakültesi'nde bulunan üniversal test cihazı (Zwick Z010, Zwick GmbH, Ulm, Almanya) ile gerçekleştirilmiştir (Resim 5.4.2. b). 50 kg'lık yük hücresine sahip olan cihaz ile örnekler 0.5 mm/dak hızda kuvvet uygulanmış ve kompozitlerin dentin yüzeyinden kopma anlarındaki kuvvetler sistemin bağlı bulunduğu bilgisayar tarafından kaydedilip bağlanma yüzeyinin alanına bölünerek MPa cinsinden hesaplanmıştır (Resim 5.4.3.). Elde edilen sonuçlar kaydedilerek istatistiksel değerlendirme yapılmıştır.



Resim 5.4.3. Bağlanma kuvveti ölçümü

5.5. SEM İncelemeleri

Bağlanma kuvveti testi uygulanan örneklerden rasgele seçilen üçer adet diş servikal hizalarından kesilerek akril bloklarından ayrıldıktan sonra pulpal yüzeylerinde elmas frezle oluk açılarak kırılmış ve karbonla kaplandıktan sonra hem kırılma yüzeyleri hem de kopma yüzeyleri İ.T.Ü. Kimya-Metalürji Fakültesi Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü'nde ve M.Ü. Mühendislik Fakültesi Çevre Mühendisliği Bölümü'nde bulunan SEM cihazlarında (Jeol JSM-330TM ve JSM-5910LV, Tokyo, Japonya) incelenmiştir.

Başlangıçta hiçbir uygulama yapılmadan ayrılmış olan 32 adet dişin daha önce anlatılan yöntemle oklüzal yüzlerinde dentin dokusu açığa çıkarılmıştır. Daha sonra kökleri servikal hizalarından kesilerek disk formunda örnekler elde edilmiştir. Bu dişlerin 20 tanesi asit ve lazer uygulamalarının dentin yüzeyinde meydana getirdikleri mineralizasyon değişiminin incelenmesinde kullanılmak üzere ayrılmış, geriye kalan 12 tanesi ise daha önce oluşturulduğu gibi grup ve alt gruplara ayrılarak aynı şekilde asit, lazer ve bonding ajanlar uygulanmıştır. Yine aynı kompozitler dişler üzerine kalınlığı 1 mm'yi aşmayacak şekilde yerleştirilmiştir. Daha sonra disk şeklindeki örneklerin pulpal tabanına elmas frezler ile boydan boya oluk açılarak örnek ortadan ikiye kırılmıştır. Elde edilen kırık yüzeyleri dentin bonding ajanın adaptasyonunu değerlendirmek üzere karbon kaplanarak SEM'de incelenmiştir.

5.6. Mineralizasyon Değişimlerinin Tayini

Bu amaçla daha önce hazırlanmış olan disk formundaki dentin örnekleri 5'er dişten oluşan dört gruba ayrılmıştır. Gruplardan ikisinde yer alan dişlere daha önce kullanılan parametrelerde Er,Cr:YSGG ve Nd:YAG lazerler uygulanırken, üçüncü gruptaki dişlere de yine aynı şekilde %37'lik ortofosforik asit uygulanmış; dördüncü grupta yer alan dişlere ise herhangi bir uygulama yapılmamıştır. Elde edilen örnekler karbon kaplandıktan sonra yüzeylerinde meydana gelen mineralizasyon değişimlerinin incelenmesi amacıyla M.Ü. Mühendislik Fakültesi Çevre Mühendisliği Bölümü'nde bulunan EDS (*energy dispersive spectrometry*) cihazı (Inca, Oxford Instruments, Oxfordshire, İngiltere) ile incelenerek kalsiyum (Ca), fosfor (P), magnezyum (Mg) ve sülfür (S) miktarları ağırlıkça yüzdelere göre tayin edilmiştir. Ölçümler 25 kV elektrik akımı altında, düşük vakum modunda ve X2000 büyütme ile gerçekleştirilmiştir. Ölçüm süresi 120 sn'dir ve her örneğin iki farklı bölgesinden ölçüm yapılmıştır. Örnekler karbon kaplı olduğu için ölçümlerde ortaya çıkan karbon değerleri sistemin bağlı bulunduğu bilgisayar tarafından elimine edilmiştir. Elde edilen sonuçlar kaydedilerek istatistiksel değerlendirmeye tabi tutulmuştur.

5.7. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmada elde edilen bulguların değerlendirilmesinde, istatistiksel analizler için "SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows 10.0" programı kullanılmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken; tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra niceliksel verilerin karşılaştırılmasında, normal dağılım gösteren parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında, olgu sayısı nedeni ile normal dağılım göstermeyen parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Sonuçlar %95'lik güven aralığında, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

6. BULGULAR

6.1. Bağlanma Kuvveti Testi Bulguları

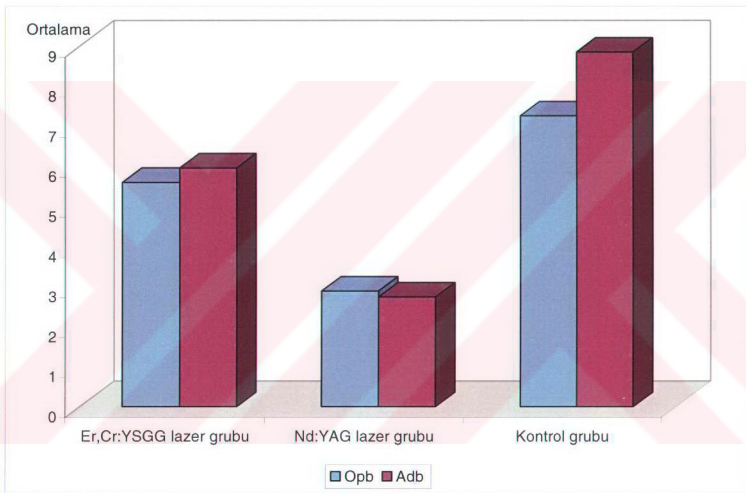
Bağlanma kuvveti testi neticesinde; araştırmada kullanılan iki farklı dentin bonding ajanının (Adb ve Opb) dentin yüzeyi koşullarının değiştirilmesi amacıyla gerçekleştirilen üç farklı uygulama (Er,Cr:YSGG lazer, Nd:YAG lazer ve ortofosforik asit) ile elde edilen yüzeylere bağlanma kuvvetlerinin ortalama (Ort) ve standart sapma (SS) değerleri ve bu bağlanma kuvvetlerine göre dentin bonding ajanların birbirleriyle karşılaştırılması Tablo 6.1.1. ve Şekil 6.1.1.'de gösterilmektedir.

Tablo 6.1.1. Dentin bonding ajanların üç farklı uygulama ile elde edilen dentin yüzeylerine bağlanma kuvvetleri

	Adb <i>n=20</i>	Opb <i>n=20</i>	<i>P*</i>
	Ort (MPa) ± SS	Ort (MPa) ± SS	
Er,Cr:YSGG lazer grubu	5,96 ± 1,96	5,60 ± 0,82	0,231
Nd:YAG lazer grubu	2,74 ± 0,58	2,89 ± 0,73	0,449
Kontrol grubu	8,85 ± 1,30	7,26 ± 0,97	0,001**
** <i>p</i> <0,01 ileri düzeyde anlamlı			
* <i>Students t test</i>			

Er,Cr:YSGG ve Nd:YAG lazer gruplarında Adb ve Opb dentin bonding ajanı uygulaması sonucu elde edilen bağlanma kuvveti değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kontrol grubunda ise Adb dentin bonding ajanı uygulaması sonucu elde edilen bağlanma kuvveti değerleri, Opb dentin bonding ajanı uygulaması sonucu elde edilen değerlere göre ileri düzeyde anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,01$).



Şekil 6.1.1. Dentin bonding ajanların üç farklı uygulama ile elde edilen yüzeylere bağlanma kuvvetlerinin dağılımı

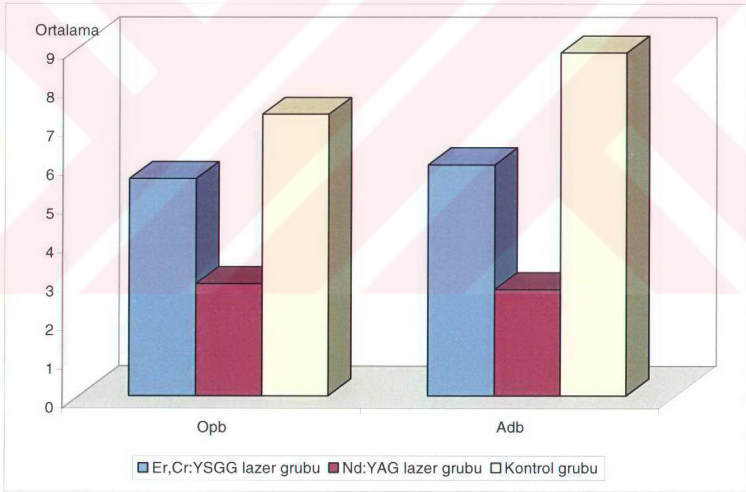
Çalışmada kullanılan iki farklı dentin bonding ajanının dentin yüzeyinde gerçekleştirilen üç farklı uygulama sonucunda elde edilen bağlanma kuvvetlerinin Ort ve SS değerleri Tablo 6.1.2. ve Şekil 6.1.2.'de gösterilmektedir.

Tablo 6.1.2. Dentin bonding ajanlarının dentine bağlanma kuvvetlerinin yüzeyde yapılan uygulamaya göre değerlendirilmesi

	Er,Cr:YSGG lazer grubu n=20	Nd:YAG lazer grubu n=20	Kontrol grubu n=20	P⁺
	Ort (MPa) ± SS	Ort (MPa) ± SS	Ort (MPa) ± SS	
Adb	5,96 ± 1,16 **	2,74 ± 0,58 **	8,85 ± 1,30 **	0,001**
Opb	5,60 ± 0,81 **	2,89 ± 0,73 **	7,26 ± 0,97 **	0,001**
** p<0,01 ileri düzeyde anlamlı ⁺ Oneway anova testi				

Adb dentin bonding ajanı ile elde edilen bağlanma kuvvetleri yüzeyde yapılan işlemlere göre değerlendirildiğinde istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı olduğu görülmüştür (p<0,01). Adb dentin bonding ajanının yüzey işlemlerine göre değerlendirmesinde en yüksek ortalama bağlanma kuvveti değerine asit uygulanan yüzeyde ulaşılmış, bunu Er,Cr:YSGG lazer ve Nd:YAG lazer uygulanan yüzeyler takip etmiştir. Asit uygulanan yüzeye Adb'nin bağlanma kuvveti değeri Er,Cr:YSGG lazer ve Nd:YAG lazer uygulanan yüzeylere göre ileri düzeyde anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,01). Er,Cr:YSGG lazer uygulanan yüzeyde Adb'nin bağlanma kuvveti değeri Nd:YAG lazer uygulanan yüzeye göre ileri düzeyde anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,01).

Opb dentin bonding ajanı ile elde edilen bağlanma kuvvetlerinin yüzeyde yapılan işlemlere göre değerlendirmesinde istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı olduğu görülmüştür ($p<0,01$). Opb dentin bonding ajanının yüzey işlemlerine göre değerlendirmesinde en yüksek ortalama bağlanma kuvveti değerine asit uygulanan yüzeyde ulaşılmış, bunu Er,Cr:YSGG lazer ve Nd:YAG lazer uygulanan yüzeyler takip etmiştir. Asit uygulanan yüzeye Opb'nin bağlanma kuvveti değeri Er,Cr:YSGG lazer ve Nd:YAG lazer uygulanan yüzeylere göre ileri düzeyde anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,01$). Benzer şekilde, Er,Cr:YSGG lazer uygulanan yüzeyde Opb'nin bağlanma kuvveti değeri de Nd:YAG lazer uygulanan yüzeye göre ileri düzeyde anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,01$).

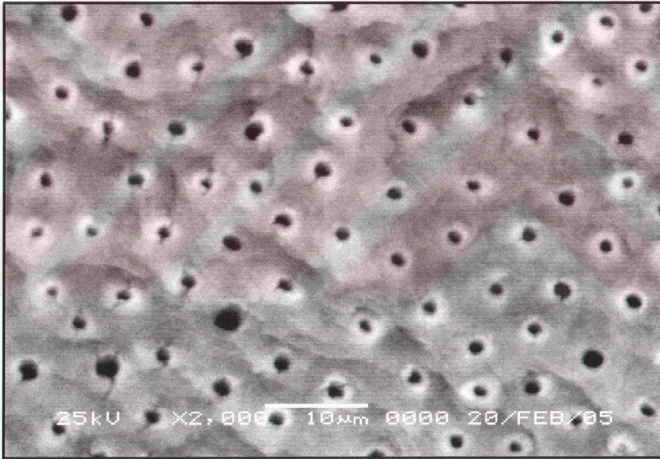


Şekil 6.1.2. Dentin bonding ajanların bağlanma kuvvetlerinin yüzeyde yapılan uygulamaya göre dağılımı

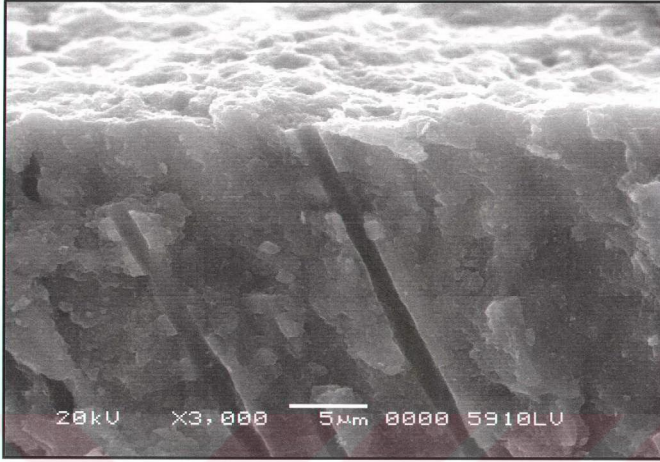
6.2. SEM Bulguları

6.2.1. Er,Cr:YSGG Lazer Uygulanan Örneklerin SEM Bulguları

Er,Cr:YSGG lazer uygulanan dentin yüzeylerinde smear tabakasının tamamen uzaklaştığı ve dentin tübüllerinin açık olduğu görülmüştür. Ayrıca dentin yüzeyi pürüzlü ve düzensiz olup yüzeyde kömürleşme, karbonizasyon ya da mikrokırk oluşumu gözlenmemiştir. Peritübüler dentine oranla intertübüler dentinde daha fazla ablasyon gerçekleştiğinden dolayı dentin tübüllerinin ağızları daha belirgindir (Resim 6.2.1.1. ve 6.2.1.2.).



Resim 6.2.1.1. Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış olan dentin yüzeyinin oklüzal yüzden görünümü

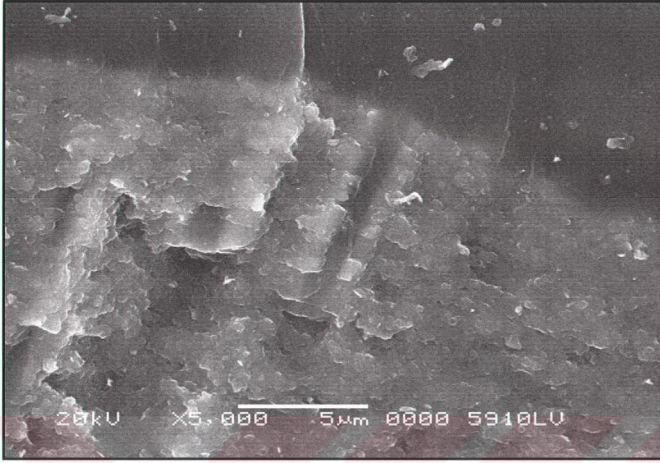


Resim 6.2.1.2. Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış olan dentin yüzeyinin kesit görüntüsü

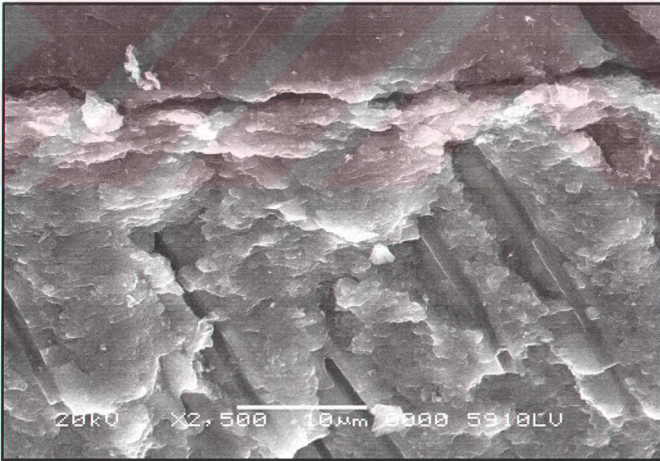
Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış olan dentin yüzeyine Adb dentin bonding ajanının adaptasyonunun iyi olduğu, açık olan dentin tübüllerine penetre olarak rezin uzantıları oluşturduğu görülmüştür (Resim 6.2.1.3.).

Opb dentin bonding ajanının adaptasyonunun ise Adb kadar iyi olmadığı, dentin yüzeyi ile arasında yer yer boşluklar bulunduğu gözlenmiştir. Yine dentin tübülleri içerisinde rezin uzantıları oluştuğu görülmüştür (Resim 6.2.1.4.).

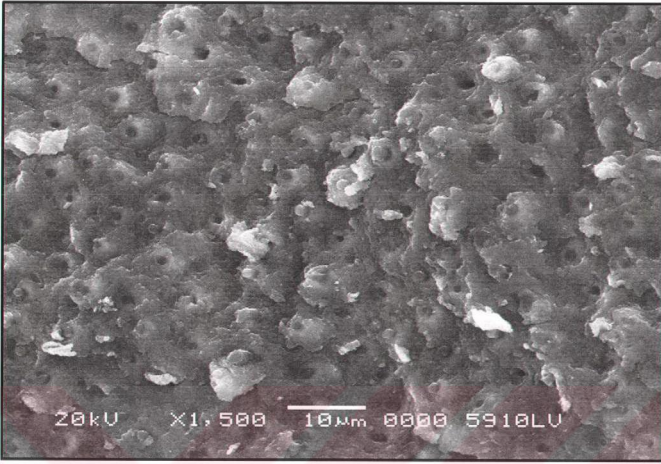
Er,Cr:YSGG lazer uygulanan örneklerin kopma yüzeylerinde ise gerek Adb, gerekse Opb dentin bonding ajanı uygulanan gruplarda dentin tübülleri içerisinde rezin uzantılarının artıkları görülmüş ve dentin yüzeyinde bonding ajanların kalıntıları izlenmiştir (Resim 6.2.1.5. a ve b ve 6.2.1.6.).



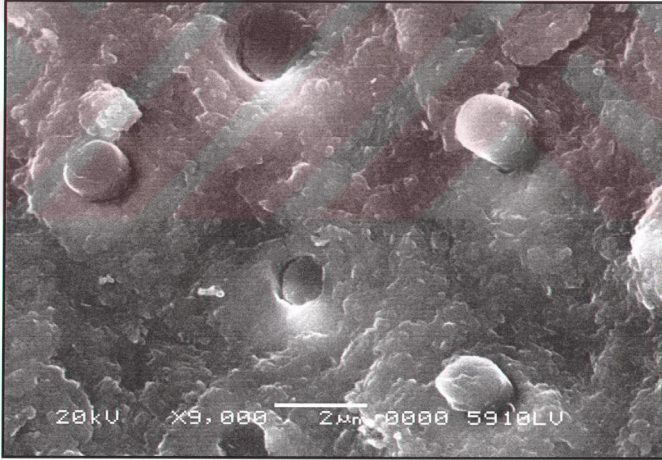
Resim 6.2.1.3. Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış olan dentin yüzeyine Adb dentin bonding ajanının adaptasyonu



Resim 6.2.1.4. Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış olan dentin yüzeyine Opb dentin bonding ajanının adaptasyonu



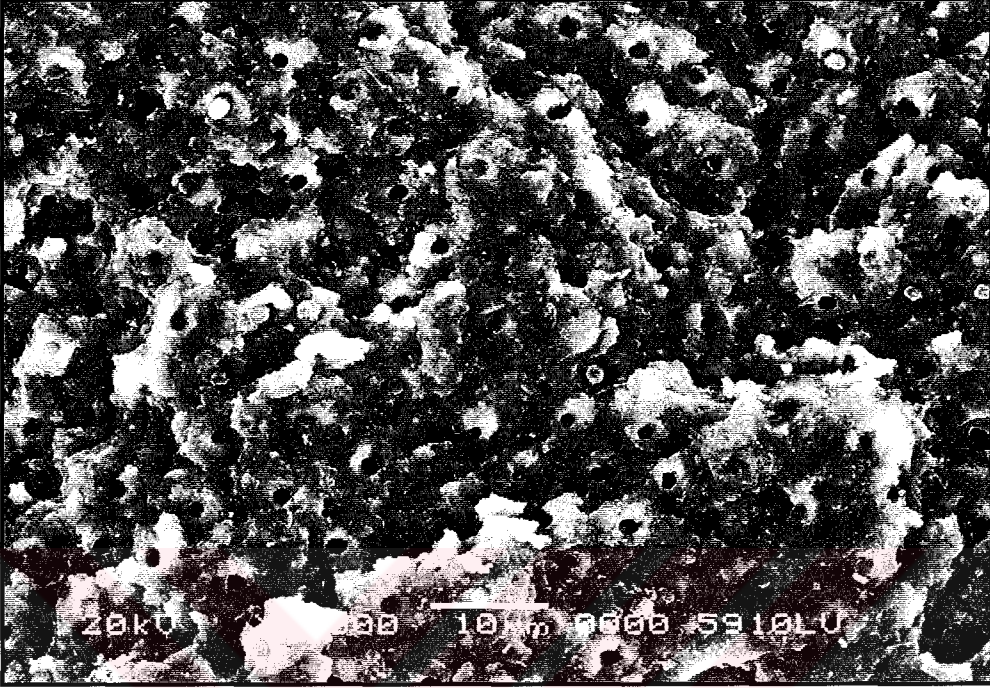
a



b

Resim 6.2.1.5.

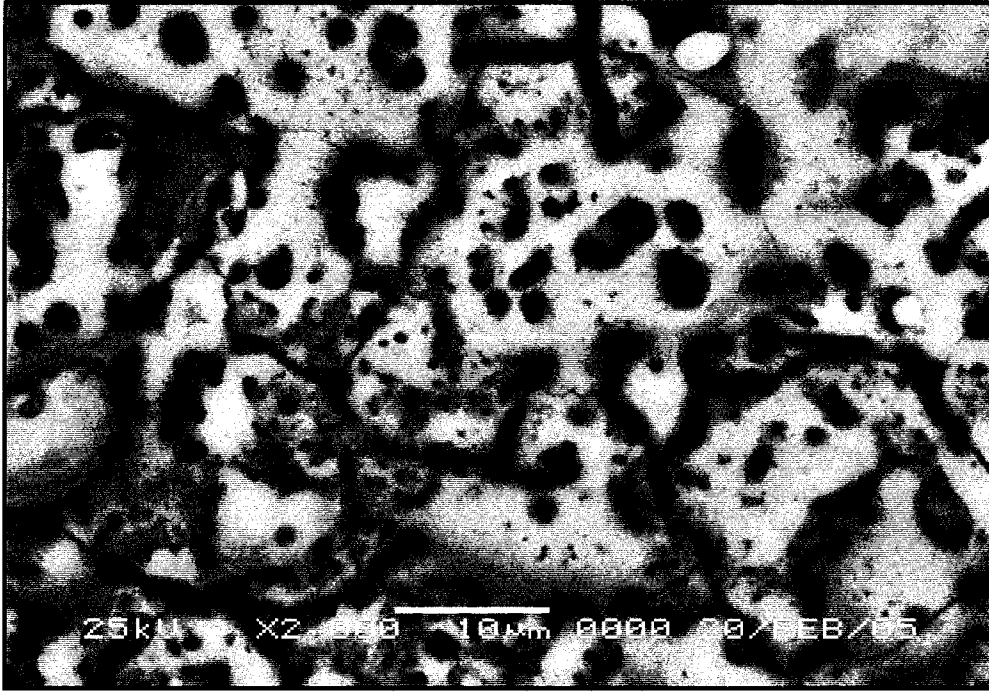
a ve b Er,Cr:YSGG lazer ve Adb dentin bonding ajan uygulanan örneğin kopma yüzeyi



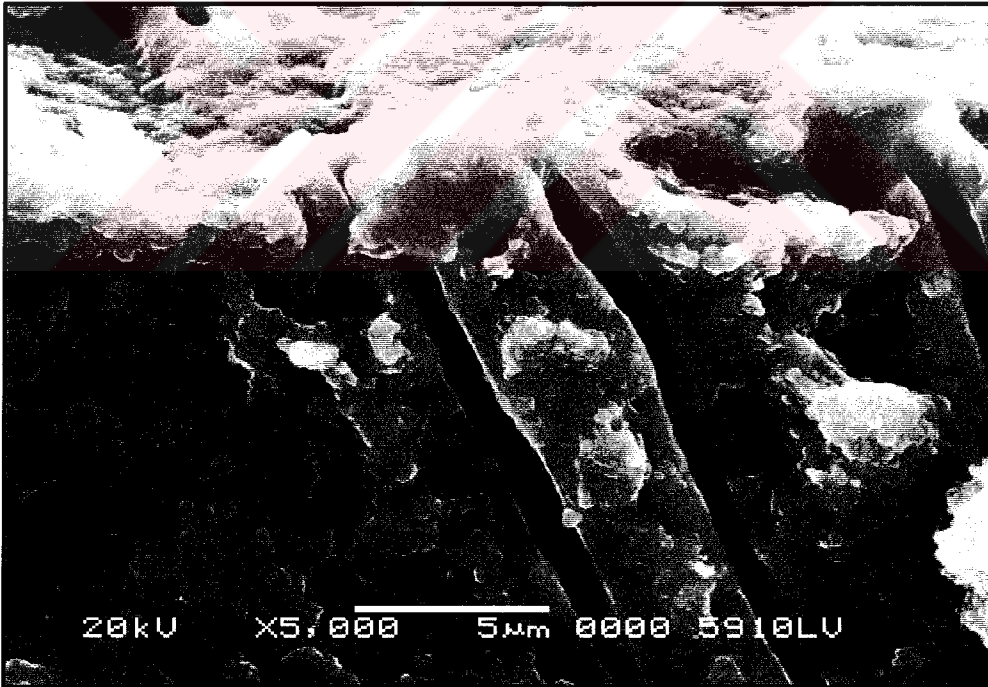
Resim 6.2.1.6. Er,Cr:YSGG lazer ve Opb dentin bonding ajan uygulanan örneğin kopma yüzeyi

6.2.2. Nd:YAG Lazer Uygulanan Örneklerin SEM Bulguları

Nd:YAG lazer uygulanan dentin yüzeylerinde yine smear tabakasının tamamen uzaklaştığı görülmüştür. Erimeyi takiben meydana gelen katılaşma ve rekristalizasyon nedeniyle dentin tübüllerinin etrafında erimiş mineral adacıkları ve mikrokırıklar izlenmiştir. Ayrıca etraflarındaki dokunun erimesi sonucu dentin tübüllerinin ağzlarının daralmış ya da kapanmış olduğu ve yüzeyin süngerimsi bir görünüm aldığı görülmüştür (Resim 6.2.2.1. a ve b).



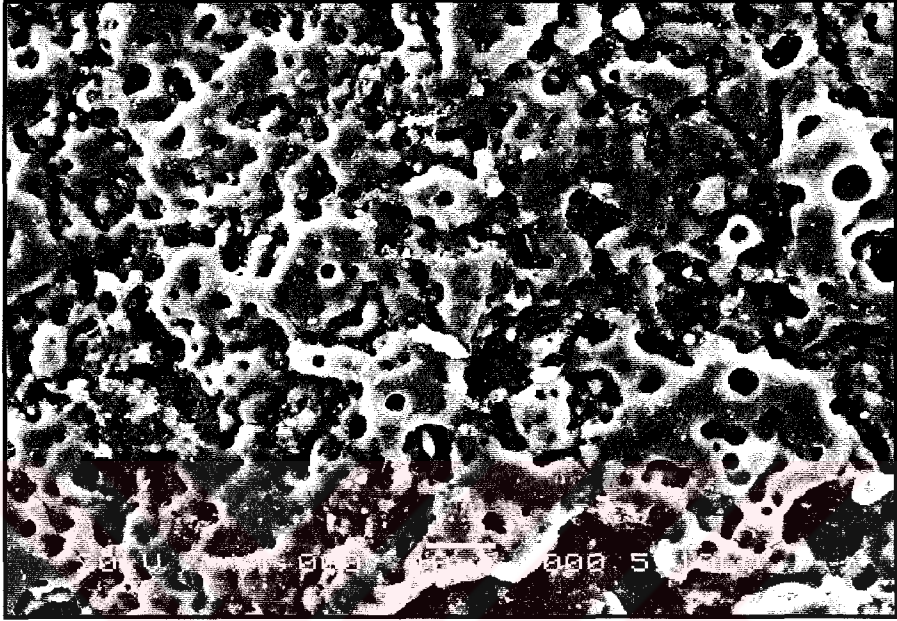
a



b

Resim 6.2.2.1. Nd:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyinin oklüzal yüzden (a) ve kesit (b) görüntüsü

Nd:YAG lazer uygulanan örneklerin kopma yüzeylerinde gerek Adb, gerekse Opb dentin bonding ajanı uygulanan gruplarda bonding ajanın penetre olabileceği tübüler bir yapı mevcut olmadığı, sadece dentin yüzeyinde bonding ajanların kalıntılarının bulunduğu gözlenmiştir (Resim 6.2.2.2. ve 6.2.2.3.).



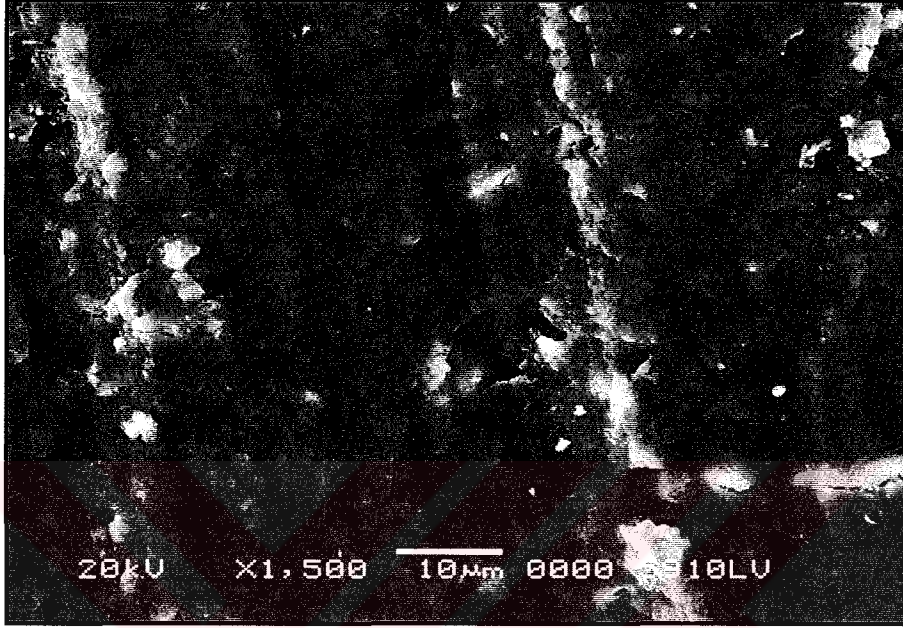
Resim 6.2.2.2. Nd:YAG lazer ve Adb dentin bonding ajan uygulanan örneğin kopma yüzeyi



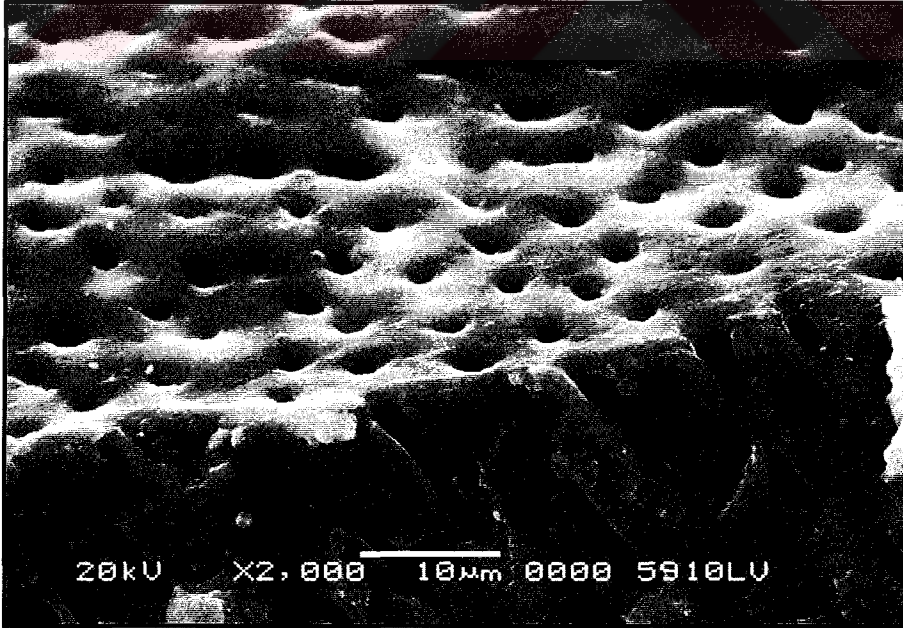
Resim 6.2.2.3. Nd:YAG lazer ve Opb dentin bonding ajan uygulanan örneğin kopma yüzeyi

6.2.3. Kontrol grubu örneklerinin SEM Bulguları

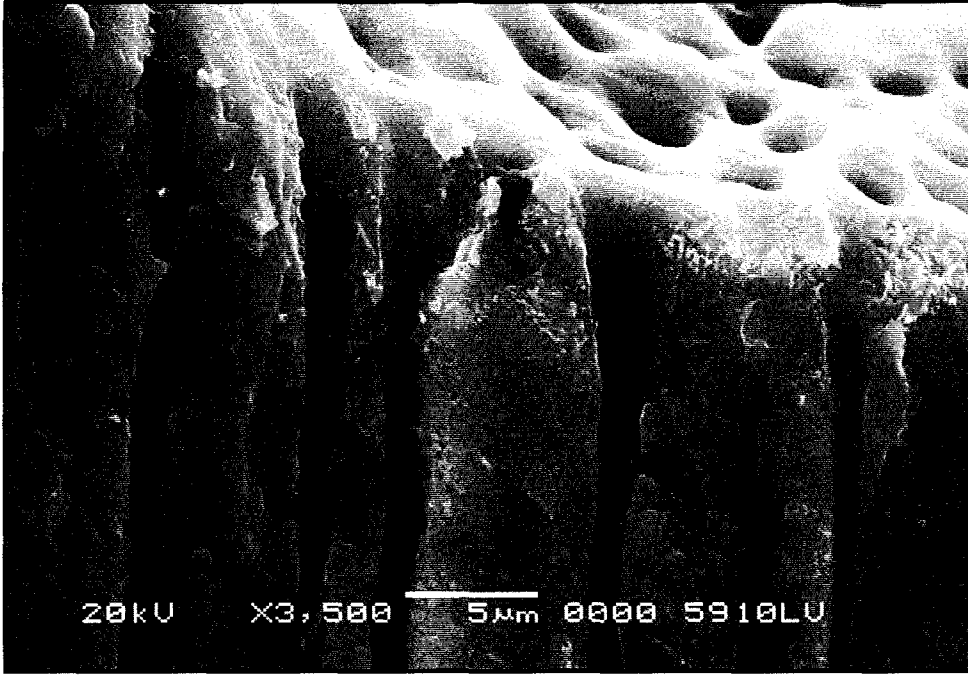
Kontrol grubunda %37'lik ortofosforik asit uygulanan dentin yüzeylerinde smear tabakasının tamamen uzaklaştığı ve dentin tübüllerinin ağızlarının huni formunda açıldığı görülmüştür (Resim 6.2.3.1., 6.2.3.2., 6.3.3.3.).



Resim 6.2.3.1. Hiçbir işlem uygulanmamış olan dentin yüzeyindeki smear tabakası



Resim 6.2.3.2. %37'lik ortofosforik asit uygulanmış dentin yüzeyinde smear tabakası görülmemektedir

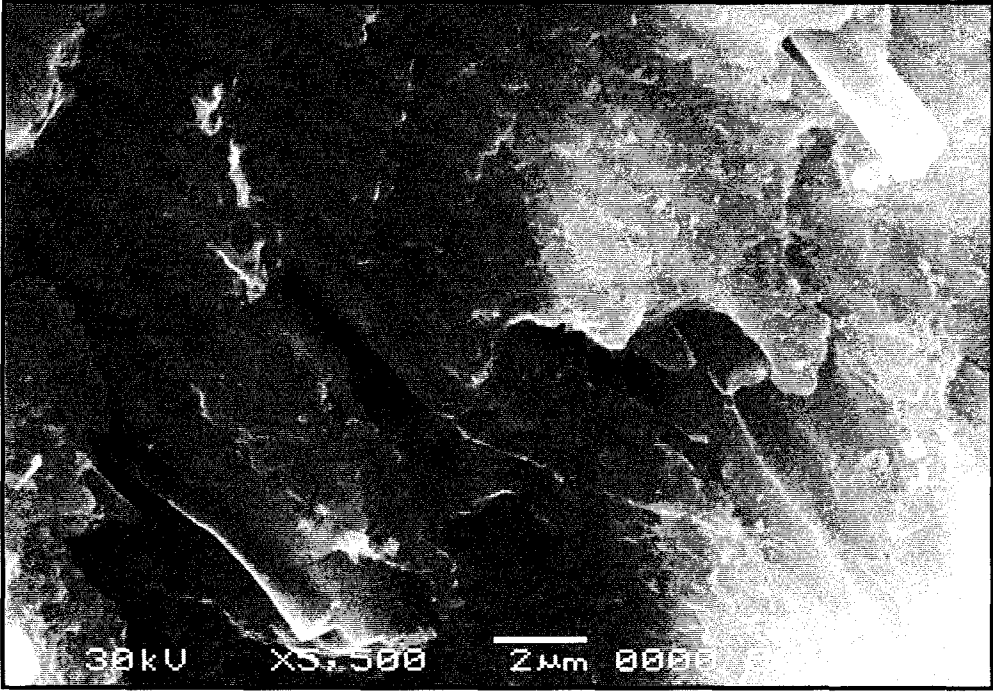


Resim 6.2.3.3. Dentin yüzeyine %37'lik ortofosforik asit uygulandığında dentin tübüllerinin ağzlarının huni şeklinde açıldığı görülmektedir

Kontrol grubunda asit uygulanmış olan dentin yüzeyine Adb dentin bonding ajanın adaptasyonunun son derece iyi olduğu, açık olan dentin tübüllerine penetre olarak çok sayıda rezin uzantıları oluşturduğu görülmüştür (Resim 6.2.3.4.).

Benzer şekilde Opb dentin bonding ajanın adaptasyonunun da iyi olduğu, yine dentin tübülleri içerisinde rezin uzantıları olduğu görülmüştür (Resim 6.2.3.5.).

Her iki grupta da oluşan rezin uzantılarının lazer uygulanan gruptan daha kalın ve uzun olduğu görülmüştür.

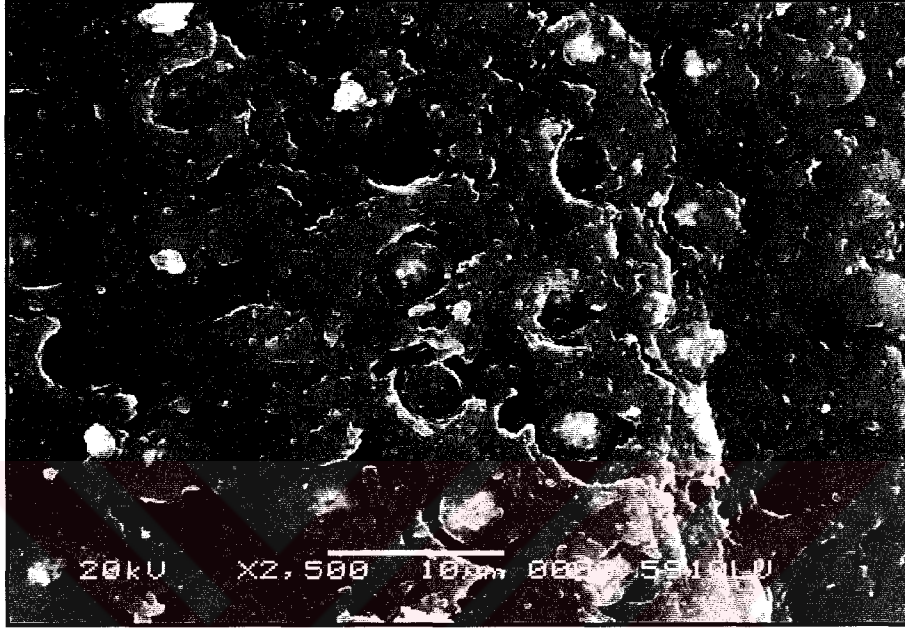


Resim 6.2.3.4. Asit uygulanmış olan dentin yüzeyine Adb dentin bonding ajanının adaptasyonu

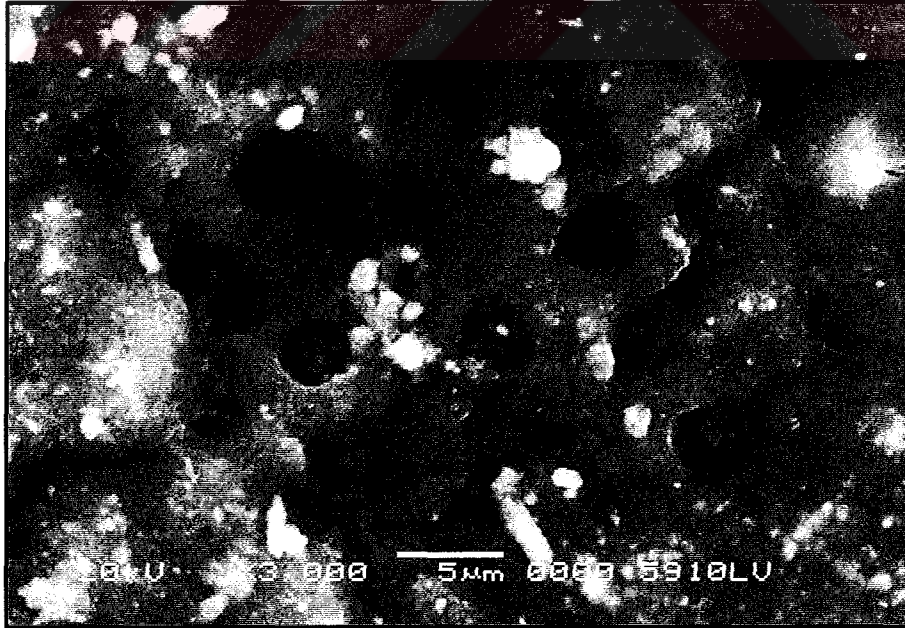


Resim 6.2.3.5. Asit uygulanmış olan dentin yüzeyine Opb dentin bonding ajanının adaptasyonu

%37'lik ortofosforik asit uygulanan örneklerin kopma yüzeyleri incelendiğinde gerek Adb, gerekse Opb dentin bonding ajanı uygulanan gruplarda dentin tübülleri içerisinde rezin uzantılarının, dentin yüzeyinde de bonding ajanların kalıntıları görülmüştür (Resim 6.2.3.6. ve 6.2.3.7.).



Resim 6.2.3.6. Asit ve Adb dentin bonding ajan uygulanan örneğin kopma yüzeyi



Resim 6.2.3.7. Asit ve Opb dentin bonding ajan uygulanan örneğin kopma yüzeyi

6.3. Mineralizasyon Değişimi Bulguları

Mineralizasyon değişimlerinin tayini için 5'er diştten oluşan 4 grupta (Er,Cr:YSGG lazer, Nd:YAG lazer, kontrol grubu olarak ortofosforik asit ve normal dentin yüzeyi) her örneğin iki farklı bölgesinden olmak üzere her grupta 10, toplam 40 adet ölçüm yapılmıştır.

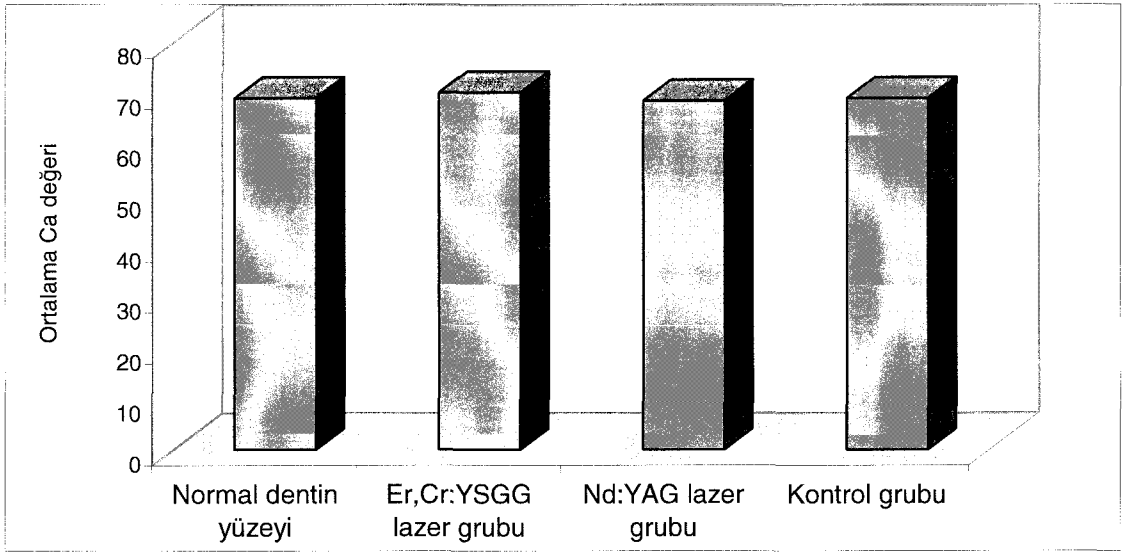
6.3.1. Ca Miktarlarının Değerlendirilmesi

Yapılan ölçümler sonucu her grupta elde edilen Ca miktarlarının Ort ve SS değerleri Tablo 6.3.1.1.'de, gruplara göre Ca miktarı dağılımı ise Şekil 6.3.1.1.'de gösterilmektedir.

Tablo 6.3.1.1. Dentin yüzeyinde ölçülen Ca miktarının gruplara göre değerlendirilmesi

	Ca	p
	Ort (%ağırlık) ± SS	
Er,Cr:YSGG lazer grubu	70,13 ± 1,29	0,275 ⁺
Nd:YAG lazer grubu	68,51 ± 0,75	
Kontrol grubu	68,97 ± 0,54	
Normal dentin yüzeyi	68,96 ± 1,16	
+ Kruskal Wallis testi		

Gruplara göre Ca miktarları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).



Şekil 6.3.1.1. Dentin yüzeyinde ölçülen Ca miktarlarının gruplara göre dağılımı

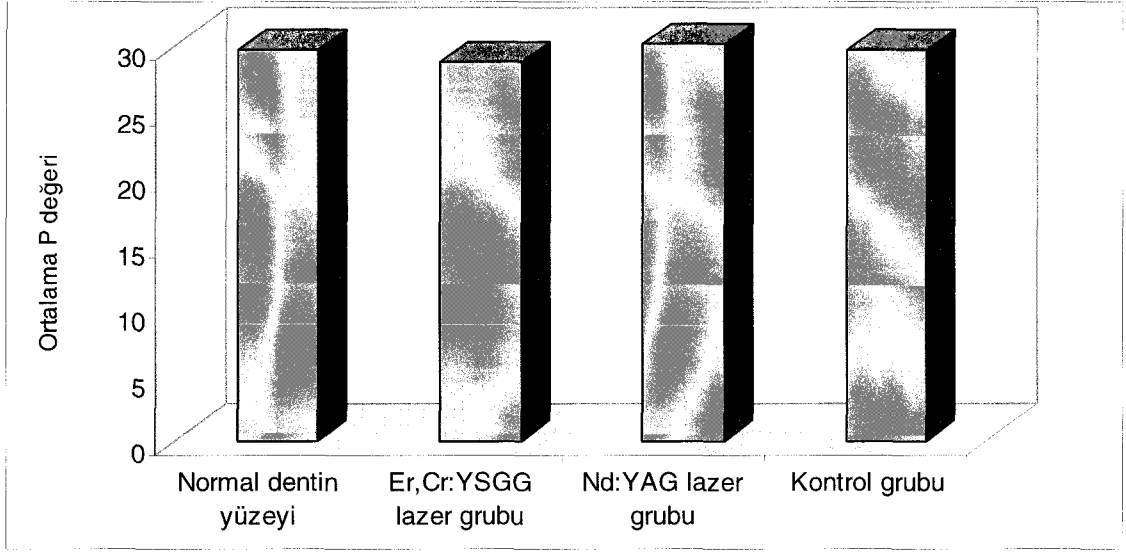
6.3.2. P Miktarlarının Değerlendirilmesi

Yapılan ölçümler sonucu her grupta elde edilen P miktarlarının Ort ve SS değerleri Tablo 6.3.2.1.'de, gruplara göre P miktarı dağılımı ise Şekil 6.3.2.1.'de gösterilmektedir.

Tablo 6.3.2.1. Dentin yüzeyinde ölçülen P miktarının gruplara göre değerlendirilmesi

	P	p
	Ort (%ağırlık) ± SS	
Er,Cr:YSGG lazer grubu	28,55 ± 1,22	0,289*
Nd:YAG lazer grubu	29,97 ± 0,56	
Kontrol grubu	29,52 ± 1,42	
Normal dentin yüzeyi	29,50 ± 1,13	
* Kruskal Wallis testi		

Gruplara göre P miktarları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).



Şekil 6.3.2.1. Dentin yüzeyinde ölçülen P miktarlarının gruplara göre dağılımı

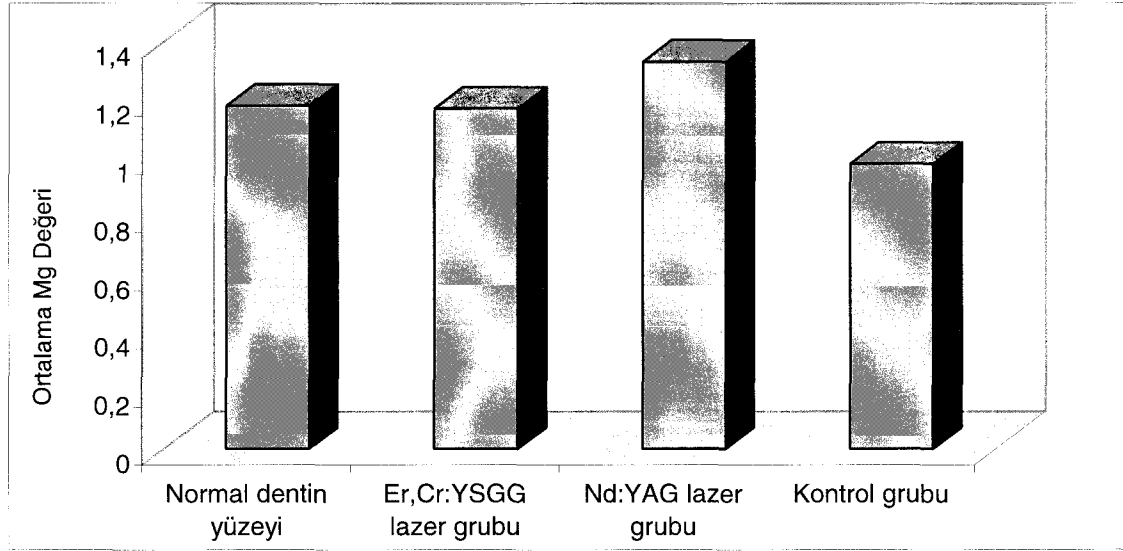
6.3.3. Mg Miktarlarının Değerlendirilmesi

Yapılan ölçümler sonucu her grupta elde edilen Mg miktarlarının Ort ve SS değerleri Tablo 6.3.3.1.'de, gruplara göre Mg miktarı dağılımı ise Şekil 6.3.3.1.'de gösterilmektedir.

Tablo 6.3.3.1. Dentin yüzeyinde ölçülen Mg miktarının gruplara göre değerlendirilmesi

	Mg	<i>p</i>
	Ort (%ağırlık) ± SS	
Er,Cr:YSGG lazer grubu	1,17 ± 0,06	0,734 ⁺
Nd:YAG lazer grubu	1,33 ± 0,17	
Kontrol grubu	0,98 ± 0,67	
Normal dentin yüzeyi	1,18 ± 0,36	
⁺ <i>Kruskal Wallis testi</i>		

Gruplara göre Mg miktarları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).



Şekil 6.3.3.1. Dentin yüzeyinde ölçülen Mg miktarlarının gruplara göre dağılımı

6.3.4. S Miktarlarının Değerlendirilmesi

Yapılan ölçümler sonucu her grupta elde edilen S miktarlarının Ort ve SS değerleri Tablo 6.3.4.1.'de, gruplara göre S miktarı dağılımı ise Şekil 6.3.4.1.'de gösterilmektedir.

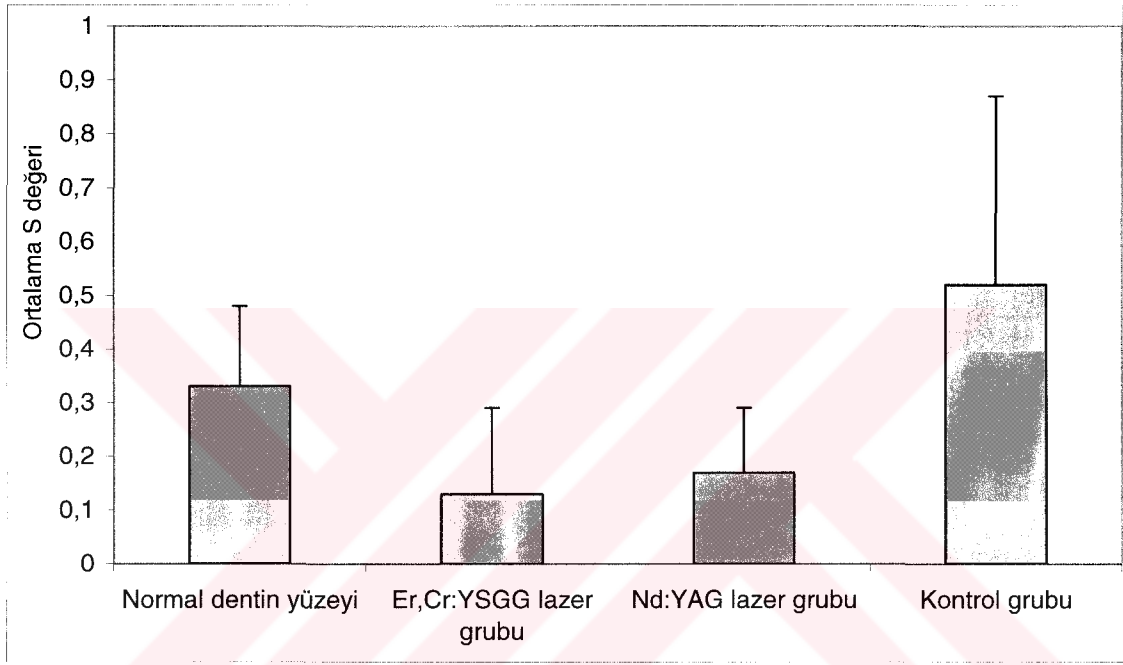
Tablo 6.3.4.1. Dentin yüzeyinde ölçülen S miktarının gruplara göre değerlendirilmesi

	S	p
	Ort (%ağırlık) ± SS	
Er,Cr:YSGG lazer grubu	0,13± 0,16	0,048**
Nd:YAG lazer grubu	0,17± 0,12	
Kontrol grubu	0,52± 0,35	
Normal dentin yüzeyi	0,33± 0,15	

*p< 0,05 anlamlı

* Kruskal Wallis testi

Gruplara göre S miktarları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p<0,05$). Normal dentin yüzeyi ile karşılaştırıldığında kontrol grubunun S miktarı anlamlı farklılık göstermezken ($p>0,05$); Er,Cr:YSGG lazer ve Nd:YAG lazer gruplarının S miktarları normal dentin grubuna göre anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p<0,05$).



Şekil 6.3.4.1. Dentin yüzeyinde ölçülen S miktarlarının gruplara göre dağılımı

6.3.5. Ca/P Oranlarının Değerlendirilmesi

Yapılan ölçümler sonucu her grupta elde edilen Ca ve P miktarı oranlarının Ort ve SS değerleri Tablo 6.3.5.1.'de gösterilmektedir.

Gruplara göre Ca/P oranları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).

Tablo 6.3.5.1. Dentin yüzeyinde elde edilen Ca/P oranlarının gruplara göre dağılımı

	Ca/P	<i>p</i>
	Ort (%ağırlık) ± SS	
Er,Cr:YSGG lazer grubu	2,46 ± 0,15	0,242⁺
Nd:YAG lazer grubu	2,28 ± 0,06	
Kontrol grubu	2,34 ± 0,12	
Normal dentin yüzeyi	2,34 ± 0,13	
⁺ <i>Kruskal Wallis testi</i>		

6.3.6. Mg/Ca Oranlarının Değerlendirilmesi

Yapılan ölçümler sonucu her grupta elde edilen Mg ve Ca miktarı oranlarının Ort ve SS değerleri Tablo 6.3.6.1.'de gösterilmektedir.

Gruplara göre Mg/Ca oranları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).

Tablo 6.3.6.1. Dentin yüzeyinde elde edilen Mg/Ca oranlarının gruplara göre dağılımı

	Mg/Ca	<i>p</i>
	Ort (%ağırlık) ± SS	
Er,Cr:YSGG lazer grubu	0,017 ± 0,001	0,433⁺
Nd:YAG lazer grubu	0,020 ± 0,003	
Kontrol grubu	0,014 ± 0,010	
Normal dentin yüzeyi	0,017 ± 0,005	
⁺ <i>Kruskal Wallis testi</i>		

7. TARTIŞMA

Dentin bonding ajanların performanslarının değerlendirilmesinde en etkili yöntemler klinik çalışmalardır. Bu tür çalışmalarda en çok çürük içermeyen klas V kavitelerden istifade edilmektedir. Ancak bu yöntemler yüksek maliyetleri ve çok zaman almalarının yanı sıra başarısızlık nedeninin tayininde de yeterli bilgi temin edememektedirler. Bu nedenle çok çeşitli laboratuvar testlerine de ihtiyaç duyulmaktadır (34).

Laboratuvar da bonding ajanların performanslarının değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemler bağlanma kuvveti testleridir (34). Bağlanma kuvveti, bağlanma kesit alanında kopma meydana geldiği anda ölçülen mekanik yüküdür (14, 77). Bağlanma testleri esas olarak uygulanan mekanik kuvvetin yönüne göre kategorize edilmekte, gerilim ve makaslama olarak iki ana grupta sınıflandırılmaktadır (34, 77, 104, 169). Makrotestlerde dental restorasyon ebatlarına benzer ölçülere sahip örnekler kullanılırken mikrotestlerde daha küçük test alanı ebatlarına sahip örnekler kullanılmaktadır (14). Mikrogerilim testlerinde kullanılan örneklerin birçoğu aynı diştten elde edilmektedir; bu yüzden de farklı deney örnekleri olarak değerlendirilmeleri yanıltıcı olabilir (127). Pratikte makrogerilim bağlanma kuvveti değerleri makaslama bağlanma kuvveti değerlerinin hemen hemen yarısı kadardır. Mikrogerilim bağlanma kuvveti testleri gibi mikrotestlerde elde edilen sonuçların makrotestlerde elde edilen sonuçların genellikle iki ya da üç katı kadar olduğu öngörülmektedir (14).

Mikrogerilim test metotları teknik olarak zordur. Örneklerin hazırlanması esnasında fazla kuvvet uygulanması veya vibrasyon oluşması bağlantının bozulmasına yol açmaktadır. Ayrıca 5 MPa'nın altındaki kuvvetlerin ölçümü son derece güç olmaktadır. Test esnasında kuvvet akslarının doğru olması için özel ekipman gerekmektedir (109).

Bu çalışmada bağlanma kuvvetlerinin ölçülmesinde makrotest düzeneklerinden istifade edilmiştir. Bağlanma kuvvetlerinin karşılaştırılması

ancak eşit test şartları altında söz konusu olabildiği için elde edilen bağlanma kuvveti değerlerinin diğer çalışmalarla karşılaştırılmasında sayısal değerlerin kullanılması mümkün değildir (14, 34).

Bağlanma kuvveti materyalin bir özelliği olarak görülmemelidir. Çünkü bağlanma kuvveti ölçümünde kullanılan test metotlarında standardizasyonun sağlanması bir takım faktörlere bağlı olarak son derece güçleşmektedir (104, 169). Bu faktörler arasında örneğin geometrisi, yüzey alanı, kullanılan materyalin tipi gibi birçok parametre sayılabilir (34, 104, 161).

Moll ve ark. (94) tarafından çalışmacıların deney üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesi amacıyla gerçekleştirilen bir çalışmada, aynı test metotlarını kullanan iki araştırmacıdan birisi istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar elde ederken diğerinin herhangi bir farklılık bulamadığı ortaya konmuştur.

Pecora ve ark. (110) da iki farklı test cihazının bağlanma kuvvetleri üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında, deney sonuçlarının birbirleriyle karşılaştırılabilirmelerinin ancak aynı test düzeneğinin kullanılması durumunda mümkün olabileceğini belirtmişlerdir.

Üretici firma talimatlarına uyulmamasının bağlanma kuvveti değerleri üzerine etkilerinin değerlendirildiği çalışmalarında Peutzfeldt ve Asmussen (118), bir anket ile hekimlerin hangi bakımlardan üretici talimatlarına uymadıklarını belirlemişler ve laboratuvar ortamında aynı uygulamaları gerçekleştirmişlerdir. Bu şekilde ölçtükleri bağlanma kuvveti değerlerinin anlamlı derecede düştüğünü belirtmişlerdir. Ayrıca farklı firmalara ait olan dentin bonding ajan ve kompozitlerin birlikte kullanımının da bağlanma kuvvetleri üzerinde etkili olabildiğini göstermişlerdir. Bundan dolayı çalışmamızda kullanılan dentin bonding ajanların üzerlerine aynı üretici firmaya ait olan restoratif materyaller uygulanmıştır.

Bağlanma kuvvetlerinin değerlendirilmesi amacıyla gerçekleştirilen *in vitro* çalışmaların çoğunda dentin yüzeyine silikon karbid ya da alüminyum oksit aşındırıcılar uygulanmaktadır (39, 59, 109). Dias ve ark. (39) 2003 yılında yaptıkları bir çalışmada, bu şekilde elde edilen bağlanma kuvveti değerlerinin elmas frez kullanımı ile elde edilen değerlerden farklı olmadığını göstermişlerdir. Hosoya ve ark. (59) ise, elmas frez kullanılan dentin yüzeylerine bağlanma kuvveti değerlerinin silikon karbid uygulanan dentin yüzeylerine oranla daha yüksek olduğunu ortaya koymuşlardır. Klinik olarak ise dentin dokusu hiçbir zaman silikon karbid ya da alüminyum oksit aşındırıcılar ile prepare edilmemektedir (109). Bu bilgiler göz önünde bulundurularak, bu çalışmada dentin yüzeyinin hazırlanmasında elmas frezler kullanılmıştır.

Firmalar ürettikleri dentin bonding ajanlarda aseton, etanol veya su gibi solventlerin farklı kombinasyonlarını tercih etmektedirler (1). Bu solventlerin kullanılan dentin bonding ajanının başarısı üzerinde etkili olup olmadığının değerlendirildiği çeşitli araştırmalar mevcuttur (23, 111, 112, 146, 160).

Swift ve ark. (146) servikal lezyonlarda aseton ve etanol esaslı iki farklı dentin bonding ajanın klinik performansını değerlendirmişlerdir. Toplam 101 servikal lezyonu etanol ya da aseton esaslı dentin bonding ajan ve hibrit kompozit kullanarak restore etmişlerdir. Altı aylık başarı oranı etanol esaslı bonding ajan için %97.9, aseton esaslı bonding ajan için ise %100 olarak bulunmuştur. On sekiz aylık başarı oranı ise etanol esaslı bonding ajan için %95.7, aseton esaslı bonding ajan için ise %98 olarak saptanmıştır. Üç yıllık değerlendirme süresinin sonunda ise etanol esaslı bonding ajan için %93.3, aseton esaslı bonding ajan için ise %89.4 oranında başarı görülmüş ancak bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bildirilmiştir. Kimyasal yapılarının farklı olmasına karşın her iki bonding ajanın da performansının benzer olduğu sonucuna varılmıştır. Aseton ve etanol esaslı dentin bonding ajanların karşılaştırıldığı diğer bir çalışmada da, servikal lezyonlarda gerçekleştirilen restorasyonların ağızda kalma oranlarının her iki solvent tipi için de altı ay sonra %100 olduğu bildirilmiştir (111).

Bahsedilen bu çalışmalarda her iki solvent tipi arasında klinik başarı açısından herhangi bir farklılık saptanmamasına karşın, bonding ajanın içeriğinde bulunan solvent tipinin dentine bağlanma üzerinde etkili olabileceği fikrinden hareket ederek Carvalho ve ark.'ın (23) gerçekleştirdikleri çalışmada ise kuru dentin yüzeyine bağlanma kuvvetleri değerlendirilmiş ve etanol içeren bonding ajan ile daha yüksek bağlanma kuvvetleri elde edilmiştir. Elde edilen bu sonuç, kullanılan ajanın daha önceden kurutulmuş olan demineralize dentin yüzeyini tekrar genişletme kabiliyetine bağlanmıştır.

Kargöl ve ark. (66), farklı dentin bonding ajanların koronal dentine bağlanma kuvvetlerini inceledikleri çalışmalarında etanol ve etanol/su içeren dentin bonding ajanlar ile istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bağlanma kuvveti değerleri elde etmişlerdir.

Yine Moll ve ark. (95) gerçekleştirdikleri bir çalışmada etanol içeren dentin bonding ajanlar ile aseton içerenlere oranla daha yüksek bağlanma kuvveti değerleri elde etmişler, bu sonucu çalışmada kullanılan etanol esaslı dentin bonding ajanın inorganik doldurucu içeriğinin kullanılan diğer dentin bonding ajanlara göre daha yüksek olmasına bağlamışlardır. Son zamanlarda dentin bonding ajanların bağlanmasını arttırmak amacıyla içeriğine mikrodoldurucular ilave edilmektedir. Önceden polimerize edilmiş doldurucu içeren bu dentin bonding ajanlar şok abzorbe edici görev görmekte, marjinal sızıntının azaltılmasını, bağlantının güçlendirilmesini ve restorasyonun daha stabil olmasını sağlamaktadırlar. Ayrıca polimerizasyon büzülmesine karşı daha dirençlidirler. Bu tip dentin bonding ajanlar dentin tübülleri içinde çapa şeklinde, partiküllerle güçlendirilmiş uzantılar oluştururlar.

Mota ve ark. (98), rezin simanların bağlanma kuvvetlerini değerlendirdikleri çalışmalarında en yüksek bağlanma kuvveti değerlerini etanol/su içeren dentin bonding ajanlar ile elde ettiklerini, bunu sırasıyla aseton ve sadece etanol içeren dentin bonding ajanların izlediğini bildirmişlerdir.

Bununla birlikte Perdigão ve Frankenberger (112) su, etanol ve aseton esaslı dentin bonding ajanların dentine bağlanma kuvvetlerini değerlendirdikleri araştırmalarında dentinin nemli olması durumunda solvent tipinin bağlanma kuvvetleri üzerinde herhangi bir etkisi olmadığını bildirmişler, su esaslı dentin bonding ajanların ise etanol ve aseton esaslı dentin bonding ajanlara göre yüzeydeki nem oranından daha az etkilendiği sonucuna varmışlardır.

Perdigão ve ark. (113) 5. nesil dentin bonding ajanların bağlanma kuvvetlerini incelemiş, aseton veya etanol içeren dentin bonding ajanların bağlanma kuvveti değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulamamışlardır. Etanol/su içeren dentin bonding ajanlar ile daha yüksek bağlanma kuvveti değerleri elde etmelerini ise dentin bonding ajanın yapısında bulunan suyun solvent tipinden daha önemli olmasına bağlamışlardır.

Benzer şekilde, Velazquez ve ark. (160) yaptıkları çalışmada aseton ve etanol içeren iki farklı dentin bonding ajanın bağlanma kuvvetlerini incelemişler ve solvent tipinin bağlanmada etkili olmadığı sonucuna varmışlardır. Ayrıca oluşan hibrit tabakası ve rezin uzantılarının benzer morfolojiye sahip olduklarını da göstermişlerdir.

Toledano ve ark. (153) ise çeşitli dentin bonding ajanların farklı dentin derinliklerinde bağlanma kuvvetlerini ölçtükleri araştırmalarında yüzeyel dentinde etanol/su, aseton ve sadece etanol içeren dentin bonding ajanlar arasında bir farklılık bulamazken derin dentinde en yüksek bağlanma kuvveti değerlerini aseton içeren grupta elde etmişlerdir.

Bu çalışmada da, asit uygulanan dentin yüzeylerine aseton içeren Adb dentin bonding ajanı uygulaması sonucu elde edilen bağlanma kuvveti değerleri, etanol içeren Opb dentin bonding ajanı uygulaması sonucu elde edilen değerlerden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,01$).

Yapılan birçok çalışma ile lazer uygulanan diş dokularının yüzey özelliklerinin değiştiği gösterilmiştir (60, 61, 62, 63, 64, 68, 79, 135, 137, 155, 172, 173). Yüzeyde oluşan girintili çıkıntılı yapı yüzey alanının artmasını ve mekanik retansiyona elverişli hale gelmesini sağlamaktadır. Bu sayede lazer uygulanarak oluşturulan pürüzlü ve düzensiz yüzey ile restoratif materyal arasında mekanik bağlantı kurulabilme olasılığının artacağı beklenmektedir.

Er,Cr:YSGG lazer ve Nd:YAG lazerin restoratif materyallerin diş yüzeylerine bağlanma kuvvetlerine etkilerini inceleyen çeşitli metotların kullanıldığı çok sayıda araştırma yapılmıştır (3, 4, 5, 43, 85, 86, 125, 149, 158, 159). Ayrıca çalışma prensibi, dokulara etkisi ve yüzeyde meydana getirdiği morfolojik değişimler bakımından Er,Cr:YSGG lazerlere benzeyen Er:YAG lazerlerin (130, 168) kullanıldığı çalışmalar da (7, 26, 35, 84, 166) konunun yorumlanması açısından yardımcı olabilir.

Üşümez ve ark. (159) ortodontik braketler yerleştirmek amacıyla Er,Cr:YSGG lazer veya asit ile pürüzlendirdikleri mine yüzeyinde benzer pürüzlenme paternleri görmelerine karşın bağlanma kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptayamamışlar, dolayısıyla Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının metot olarak asit ile pürüzlendirmeye bir alternatif teşkil edemeyeceği yargısına ulaşmışlardır.

Yine Apel ve Gutknecht (3) Er,Cr:YSGG lazer, Er:YAG lazer ve %37'lik ortofosforik asit ile pürüzlendirdikleri mine yüzeyine ortodontik braketlerin bağlanma kuvvetlerini ölçmüşlerdir. En yüksek bağlanma kuvveti değerini asit uygulanan grupta elde etmişler ancak istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptayamamışlardır.

Üşümez ve Aykent (158) ise porselen lamina venerlerin maleik asit, ortofosforik asit veya Er,Cr:YSGG lazer ile pürüzlendirilmiş diş yüzeylerine bağlanma kuvvetlerini değerlendirmişlerdir. En yüksek ortalama bağlanma kuvveti değerini %37'lik ortofosforik asit grubunda, en düşük ortalama bağlanma

kuvveti değerini ise %10'luk maleik asit grubunda elde etmişlerdir. Ancak her üç grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptayamadıklarını bildirmişlerdir.

Armengol ve ark. (7), Ceballos ve ark. (26), Insua ve ark. (84), De Munck ve ark. (35) lazer ve ortofosforik asit uygulamalarının kompozit restorasyonların bağlanma kuvvetleri üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında Er:YAG lazer uygulamalarında asit uygulamalarından daha düşük bağlanma kuvvetleri elde ettiklerini belirtmişlerdir.

Buna karşın Visuri ve ark. (166), Er:YAG lazer uygulamasının yüksek bağlanma kuvvetleri elde edilebilecek bir yüzey oluşturduğu ve asit uygulamasına ihtiyacı ortadan kaldıracı olduğunu öne sürmüşlerdir.

Armengol ve ark. (8) çeşitli lazerlerin mine ve dentin üzerindeki etkilerini inceledikleri araştırmalarında Er:YAG lazer uygulaması ile dentin yüzeyindeki tüm organik bileşenlerin uzaklaştığını, dolayısıyla da hibrit tabakası oluşumunun mümkün olamayacağını bildirmişlerdir. Bertrand ve ark. (16) ile Schein ve ark. (138) ise Er:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyine bonding ajanın adaptasyonunu inceledikleri çalışmalarında hibrit tabakası oluşmadığını ve rezin uzantılarının asit uygulamasına göre daha ince ve silindirik şekilde olduğunu gözlemlemişlerdir. Ancak asit uygulanan dentin yüzeyinde açığa çıkan kollajenin NaOCl kullanılarak kısmen ya da tamamen uzaklaştırılması neticesinde bağlanma kuvveti açısından başarılı sonuçlar elde edilmiş olması (96, 119, 124, 154) hibrit tabakasının bağlanma kuvvetlerinde rolü olmadığını düşündürmektedir. Dolayısıyla çalışma prensipleri benzer olan Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer uygulamaları sonucunda da hibrit tabakası oluşmamasının bağlanma kuvvetleri üzerinde etkisi olmayacağı sonucuna varılabilir.

Armengol ve ark. (6), Ceballos ve ark. (25) çeşitli lazer uygulamalarının ve ortofosforik asidin kompozit restorasyonlarda mikrosızıntı üzerine etkilerini karşılaştırdıkları çalışmalarında Er:YAG lazer de kullanmışlar ve lazer

uygulamalarında mikrosızıntının ortofosforik asit uygulamasına göre daha fazla olduğunu görmüşlerdir. Bunun nedeninin ise lazer uygulamaları sonucu yüzeyde meydana gelen porözite ve mikrokırıklar olabileceğini belirtmişlerdir.

Nd:YAG lazer ve asit uygulamalarının dentin bonding ajanların bağlanma kuvvetlerine etkilerinin incelendiği bir çalışmada, lazer uygulanan grupta bağlanma kuvveti değerlerinin asit uygulanan gruba göre anlamlı derecede daha düşük olduğu bulunmuştur (125).

Tanase ve ark. (149) Nd:YAG lazer ve fosforik asit uygulamasının mine dokusuna bağlanma üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında, Nd:YAG lazer uygulamasını takiben kısa süreli ortofosforik asit uygulamasının bağlanma kuvvetleri üzerinde arttırıcı etki gösterdiğini belirtmişlerdir.

Yine aynı amaçla Eduardo ve ark. (43) tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada Nd:YAG lazer uygulaması ile elde edilen bağlanma kuvvetlerinin fosforik asit grubu ile kıyaslandığında anlamlı derecede düşük olduğu ve lazer kullanımı için spesifik bonding ve kompozit materyallerin kullanıldığı çok sayıda çalışma yapılması gerekliliği ortaya konmuştur.

Ariyaratnam ve ark. (5) mine dokusuna fosforik asit ve farklı parametrelerde Nd:YAG lazer uygulanmasının bağlanma kuvvetleri üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında, lazer uygulanan örneklerin bağlanma kuvvetlerinin ortofosforik asit uygulanan gruba göre anlamlı derecede düşük olduğunu ve lazer parametrelerinin bu sonuç üzerinde etkili olmadığını ortaya koymuşlardır. Yine Ariyaratnam ve ark. (4) Nd:YAG lazerin dentine bağlanma kuvvetlerine olan etkilerini değerlendirmişler ve lazer uygulanmış dentin yüzeyinin pürüzlülük değerlerinin hiçbir uygulama yapılmamış dentine göre daha yüksek olmasına karşın bağlanma kuvvetlerinin artmadığını belirtmişlerdir.

Nd:YAG lazer uygulamasının dentine bağlanma kuvvetleri üzerine etkisinin araştırılması amacıyla farklı yaklaşımlar da denenmiştir (85, 86).

Matos ve ark. (85) Nd:YAG lazerin sağlam dentin yüzeyine bağlanma kuvvetleri üzerine etkisini değerlendirdikleri bir çalışmalarında diğer çalışmalardan farklı olarak asit, bonding ve lazer uygulamalarının değişik kombinasyonlarını denemişlerdir. Sonuç olarak, asit+bonding ve asit+bonding+lazer uygulama sırası ile elde edilen bağlanma kuvvetlerinin birbirlerine çok yakın olmakla birlikte lazer+bonding uygulaması ile elde edilen değerlerden daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Yine aynı araştırmacılar yapmış oldukları diğer bir çalışmada self-etch bonding sistemler uygulandıktan sonra gerçekleştirilen Nd:YAG lazer uygulamasının bağlanma kuvvetlerini arttırabildiğini ortaya koymuşlardır (86).

Bu çalışmada her iki dentin bonding ajan ile elde edilen bağlanma kuvveti değerleri dentin yüzeyi koşullarının değiştirilmesi amacıyla gerçekleştirilen farklı uygulamalara (Er,Cr:YSGG lazer, Nd:YAG lazer ve ortofosforik asit) göre değerlendirildiğinde istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılıklar bulunduğu görülmüştür ($p<0,01$). Kullanılan her iki dentin bonding ajan da en yüksek ortalama bağlanma kuvveti değerine asit uygulanan yüzeyde ulaşmıştır. Er,Cr:YSGG lazer ile elde edilen yüzeyde tübül ağızlarının açık olması ve yüzeyin girintili çıkıntılı bir görünüm almasının bağlanma kuvveti değerlerini arttıracağı düşünülmesine rağmen asit uygulaması ile elde edilen değerlere ulaşamamıştır. Yine de Er,Cr:YSGG lazer ile elde edilen bağlanma kuvveti değerleri Nd:YAG lazer uygulanan yüzeyde elde edilen değerlerden istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde daha yüksek bulunmuştur ($p<0,01$).

Öte yandan dentin bonding ajanlar yüzeyde yapılan işleme göre değerlendirildiğinde kontrol grubunda aseton içeren dentin bonding ajan (Adb) ile elde edilen bağlanma kuvveti değerlerinin, etanol içeren dentin bonding ajan (Opb) ile elde edilen değerlere göre ileri düzeyde anlamlı derecede yüksek olduğu bulunmuştur ($p<0,01$). Bunun yanında Er,Cr:YSGG lazer ve Nd:YAG lazer gruplarında Adb ve Opb dentin bonding ajanı ile elde edilen bağlanma kuvveti değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dentin yüzeyinde yapılan bu uygulamaların meydana getirdiği değişimler çok sayıda araştırmacı tarafından incelenmiştir (60, 61, 62, 63, 64, 68, 79, 135, 137, 155, 172, 173).

Kimura ve ark. (68) ve Hossain ve ark. (60, 62, 63, 64) Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış dentin yüzeyinden smear tabakasının tamamen uzaklaştığını, yüzeyde kraterler oluştuğunu, erime ve karbonizasyon alanları bulunmadığını, yüzeyin pürüzlü ve düzensiz bir görünüm aldığını, peritübüler dentine oranla daha fazla su içeren intertübüler dentinde selektif ablasyon gerçekleştiğinden dolayı dentin tübüllerinin ağızlarının daha belirgin olduğunu belirtmişlerdir.

Yine Hossain ve ark. (61) Er,Cr:YSGG lazerin su spreyi olmaksızın uygulanması durumunda mine ve dentin yüzeyinde koyu renkli karbonizasyon alanları, erime bölgeleri ve düzensiz yüzey yapısı oluştuğunu görmüşlerdir.

Rohanizadeh ve ark. (135), Wigdor ve ark. (171), Yamada ve ark. (172), Türkmen ve ark. (155), Lan ve ark. ve Yamada ve ark. (173) Nd:YAG lazerlerin etkilerini incelemek için gerçekleştirdikleri çalışmalarında dentin yüzeyinden smear tabakasının uzaklaştığını, düzensiz ve süngerimsi bir yüzey görüntüsü ortaya çıktığını, yüzeyde kırılmalar ve intertübüler dentinde küresel formda erime ve soğuma alanları görüldüğünü, dentin tübül ağızlarının kısmen ya da tamamen kapandığını gözlemlemişlerdir.

Liu ve ark. (79) Nd:YAG lazerin dentin tübül morfolojisinde meydana getirdiği değişimleri değerlendirdikleri SEM çalışmalarında lazer uygulanmamış yüzeyde çok sayıda ağız açık tübül bulunduğunu; Nd:YAG lazer uygulanmış yüzeyde ise dentinin eriyerek tübül ağızlarını kapattığını, yüzeyde kırılma meydana gelmediğini ve tübül ağızlarının 4 µm derinliğe kadar kapanmış olduğunu gözlemlemişlerdir.

Nd:YAG lazer ve asit uygulamasının diş sert dokuları üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında Sazak ve ark. (137) asit uygulamasının dentin

yüzeyinden smear tabakasını tamamen kaldırdığını ve dentin tübüllerinin ağızlarının açıldığını; Nd:YAG lazer uygulaması sonucunda ise yüzeyde bir erime tabakası meydana geldiğini, smear tabakasının yeniden katılaşması ile süngerimsi bir görüntü oluştuğunu ve yüzeyin daha pürüzlü bir görünüm aldığını bildirmişlerdir.

Bu çalışmada da, %37'lik ortofosforik asit uygulanan dentin yüzeylerinde smear tabakasının tamamen uzaklaştığı ve dentin tübüllerinin ağızlarının huni formunda açıldığı net bir şekilde görülmüştür. Er,Cr:YSGG lazer uygulanan dentin yüzeylerinde yine smear tabakasının tamamen uzaklaştığı, dentin tübüllerinin ağızlarında huni formunda açılma gerçekleşmese de üzerlerinin açık olduğu görülmüştür. Ayrıca dentin yüzeyi pürüzlü ve düzensiz olup yüzeyde kömürleşme, karbonizasyon ya da mikrokırık oluşumu gözlenmemiştir. Nd:YAG lazer uygulanan dentin yüzeylerinde ise diğer çalışmalara benzer şekilde smear tabakasının tamamen uzaklaştığı saptanmış, erimeyi takiben meydana gelen katılaşma ve rekristalizasyon nedeniyle dentin tübüllerinin etrafında erimiş mineral adacıkları ve mikrokırıklar izlenmiştir. Ayrıca etraflarındaki dokunun erimesi sonucu dentin tübüllerinin ağızlarının daralmış ya da kapanmış olduğu ve yüzeyin süngerimsi bir görünüm aldığı izlenmiştir.

Lazer uygulamaları ile beklenen seviyelerde bağlanma kuvvetleri elde edilememektedir. Bağlanma kuvvetlerinin, lazerlerin termal yan etkileri sonucu uygulandıkları yüzeyin mikroyapılarında erime ve camlaşma meydana gelmesine bağlı olarak etkilenebileceği öne sürülmektedir (174). Bu doğrultuda Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulamalarının dentin bonding ajan ile dentin arasındaki bağlanmanın morfolojisi üzerindeki etkilerinin incelendiği bir çalışmada, Er:YAG lazer uygulanan dentin yüzeyinde bonding ajanın dentin içerisine kısmen penetre olduğu ancak Nd:YAG lazer uygulanan grupta dentin tübül ağızları kapalı olduğundan bonding ajanın sadece yüzeyin üzerinde yer aldığı görülmüştür (103).

Bu çalışmada ise %37'lik ortofosforik asit uygulanan örnekler SEM'de incelendiğinde gerek Adb, gerekse Opb dentin bonding ajanı uygulanan gruplarda dentin tübüleri içerisinde resin uzantılarının, dentin yüzeyinde de bonding ajanların kalıntıları izlenmiştir. Er,Cr:YSGG lazer uygulanan örneklerde ise hem Adb hem de Opb dentin bonding ajanı uygulanan gruplarda dentin tübüleri içerisinde resin uzantıları izlenmekle birlikte bu resin uzantılarının asit uygulanan gruptakilerden daha ince oldukları görülmüştür. Nd:YAG lazer uygulanan örneklerin kopma yüzeylerinde her iki grupta da bonding ajanın penetre olabileceği tübüler bir yapı mevcut olmadığı, sadece dentin yüzeyinde bonding ajanların kalıntılarının bulunduğu gözlenmiştir. Bu bulgular bağlanma kuvveti testlerinde lazer uygulanan örneklerde elde edilen değerlerin asit uygulanan örneklerle oranla daha düşük olmasını açıklar niteliktedir.

Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi amacıyla gerçekleştirilen uygulamalar yüzeyin sadece morfolojisinde değil, kimyasal içeriğinde de değişimlere neden olmaktadır (60, 62, 68, 78, 97, 135, 137, 175).

Kimura ve ark. (68) ve Yu ve ark. (175) Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının dentin üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında lazer uygulaması sonucunda Ca/P oranında meydana gelen değişikliğin istatistiksel olarak anlamlı olmadığını belirtmişlerdir.

Benzer şekilde Hossain ve ark. (60, 62) Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış dentin yüzeyindeki Ca ve P miktarlarının normal dentin yüzeyine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde arttığını ancak iki grup arasında Ca/P oranları açısından anlamlı bir farklılık bulunmadığını bildirmişlerdir.

Awazu (11), farklı lazer tiplerinin diş dokularında meydana getirdiği değişimleri incelediği araştırmasında; dentin yüzeyine çalışma prensibi, dokulara etkisi ve yüzeyde meydana getirdiği morfolojik değişimler bakımından Er,Cr:YSGG lazerlere benzeyen Er:YAG lazer uygulanması sonucu P/Ca oranında herhangi bir değişim ortaya çıkmadığını bildirmiştir. Benzer bir

çalışmada, Kameyama ve ark. (65) da Ca/P oranının değişmediğini ortaya koymuşlardır. Matsumoto ve ark. (88) ise dentin yüzeyine Er:YAG lazer uygulaması sonucu Ca ve P miktarında istatistiksel olarak anlamlı derecede artış görmüşler ancak lazer uygulanan ve uygulanmayan yüzeyler arasında Ca/P oranı açısından bir farklılık saptamadıklarını bildirmişlerdir.

Rohanizadeh ve ark. (135) lazer uygulanmış dentin yüzeyindeki değişimleri inceledikleri araştırmalarında Nd:YAG lazer uygulamasının dentin apatitin rekristalizasyonuna neden olduğunu ve kalsiyum fosfat fazları oluştuğunu, lazer uygulanan alanlarla Ca/P oranının düştüğünü, Mg/Ca oranının ise arttığını, ortaya çıkan yapı ve içerik değişikliklerinin yüksek ısıya bağlı olabileceğini belirtmişlerdir.

Buna karşın Lin ve ark. (78) Nd:YAG lazer uygulaması neticesinde dentin dokusunda Ca/P oranında artış meydana geldiğini bildirmişler, bu artışın başlıca nedeninin oluşan yüksek ısı sebebiyle P'nin ortamdan uzaklaşması olduğunu öne sürmüşlerdir.

Yine Moriyama ve ark. (97) Nd:YAG lazer uygulaması sonucunda dentin yüzeyinde Ca ve P miktarlarında artış olduğunu ve bu artışın lazer atım parametreleri (atım sayısı ve atım aralığı) ile ilişkili olmadığını bildirmişlerdir.

Sazak ve ark. (137) Nd:YAG lazer, air abrazyon ve asit uygulamalarının diş sert dokularına etkilerini inceledikleri çalışmalarında mineral içeriğini de değerlendirmişlerdir. Lazer uygulanan dentin dokusunun P ve S içeriğinin artmakla birlikte bu artışların istatistiksel olarak anlamlı olmadığını ancak lazer uygulaması sonucu dentindeki Ca miktarının anlamlı düzeyde düştüğünü bildirmişlerdir. Asit uygulaması neticesinde ise Ca ve S içeriğinin arttığını, P miktarının ise düştüğünü rapor etmişler, ancak bu değişimlerin hiçbirinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucuna varmışlardır.

Bu çalışmada ise dentindeki Ca miktarı asit uygulamasında değişmemiş, Er,Cr:YSGG lazer uygulamasında artmış, Nd:YAG lazer uygulamasında ise azalmıştır. Ancak bu değişimler istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). P miktarları asit uygulamasında artmış, Er,Cr:YSGG lazer uygulamasında azalmış, Nd:YAG lazer uygulamasında ise yine artmıştır. Bu değişimler de istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). S miktarları ise asit uygulamasında artarken her iki lazer uygulamasında azalmış ve bu azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Ca/P ve Mg/Ca oranlarında ise gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0,05$).

Görüldüğü üzere mineral değişimi konusunda yapılan çalışmaların sonuçları oldukça değişkendir. Sonuçların değişken olmasının birincil nedeni kullanılan lazer cihazlarının veya parametrelerinin farklılığı olabilir. Çünkü lazerlerin dokular üzerine etkileri hem kullanılan lazer tipine hem de cihazın kullanıldığı parametrelere göre farklılıklar göstermektedir (21, 36, 37, 49). Ayrıca çalışmaların birçoğunda dentin dokusu açığa çıkana kadar mine dokusu kaldırılmakta, yani yüzeyel dentin dokusu değerlendirilmektedir. Bu farklılık, yüzeyel dentinde intertübüler, derin dentin yüzeyinde intratübüler alanın daha fazla bulunması ile ilişkilendirilebilir.

Bu çalışmada elde edilen veriler doğrultusunda; bağlanma dayanıklılığında uygulanan yüzey işleminin kullanılan dentin bonding ajanının yapısından daha fazla etkili olduğu, lazer uygulamalarının yüzey morfolojisinde değişiklikler meydana getirmekle birlikte bağlanma kuvvetleri üzerinde konvansiyonel yöntemlerden daha etkin olmadıkları sonucuna varılmıştır. Ancak Er,Cr:YSGG lazerin dentin yüzeyine uygulanması neticesinde her iki tip dentin bonding ajanı ile de Nd:YAG lazer uygulamasına göre daha yüksek bağlanma değerleri elde edilmiştir.

8. SONUÇ

Bu çalışmada aseton ve etanol içeren iki farklı bonding ajanın Er,Cr:YSGG ve Nd:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyine bağlanma kuvvetleri ve adaptasyonları incelenmiş, dentin yüzeyine yapılan bu uygulamaların mineral içeriğinde meydana getirdiği değişimler değerlendirilmiş ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Dentin bonding ajanın içeriğinde bulunan solventlerden olan aseton veya etanolün bağlanma kuvvetleri arasında dentin yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesi durumunda farklılık ortaya çıktığı ve aseton esaslı bir dentin bonding ajan olan Admira Bond'un daha yüksek bağlanma kuvveti değerlerine ulaştığı görülmüştür.
2. Lazer uygulamalarında bonding ajanın yapısında bulunan solventin bağlanma kuvvetleri üzerinde belirleyici rol oynamadığı tespit edilmiştir.
3. Er,Cr:YSGG lazerin smear tabakasını kaldırıp tübül ağzlarını açarken Nd:YAG lazerin dentin yüzeyinde erime ve rekristalizasyon alanları meydana getirdiği ve tübül ağzlarının daraldığı ya da kapandığı izlenmiştir.
4. Er,Cr:YSGG ve Nd:YAG lazerlerin bağlanma kuvvetlerinin artırılmasında konvansiyonel metotlara tek başlarına alternatif oluşturamayacakları görülmüştür. Ancak Er,Cr:YSGG lazer ile Nd:YAG lazere oranla daha yüksek bağlanma kuvveti değerleri elde edilmiştir.

9. KAYNAKLAR

1. Abate P.F., Rodriguez V.J., Macchi R.L.: Evaporation of solvent in one-bottle adhesives. J. Dent., 28:437-440, 2000.
2. Abstracts Accepted for the International Laser Congress in Abu Dhabi, October 7th- 8th, 2004. J. Oral Laser Appl., 4:129-138, 2004.
3. Apel C., Gutknecht N.: Bond strength of composites on Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser-irradiated enamel. Proc. SPIE, 3564:197-200, Abst., 1999.
4. Ariyaratnam M.T., Wilson M.A., Blinkhorn A.S.: An analysis of surface roughness, surface morphology and composite/dentin bond strength of human dentin following the application of the Nd:YAG laser. Dent. Mater., 15:223-228, 1999.
5. Ariyaratnam M.T., Wilson M.A., Mackie I.C., Blinkhorn A.S.: A comparison of surface roughness and composite/enamel bond strength of human enamel following the application of the Nd:YAG laser and etching with phosphoric acid. Dent. Mater., 13:51-55, 1997.
6. Armengol V., Jean A., Enkel B., Assoumou M., Hamel H.: Microleakage of class V composite restorations following Er:YAG and Nd:YAP laser irradiation compared to acid-etch: An in vitro study. Lasers Med. Sci., 17: 93-100, 2002.
7. Armengol V., Jean A., Weiss P., Hamel H.: Comparative in vitro study of the bond strength of composite to enamel and dentine obtained with laser irradiation or acid-etch. Lasers Med. Sci, 14: 207-215, Abst., 1999.

8. Armengol V., Laboux O., Weiss P., Jean A., Hamel H.: Effects of Er:YAG and Nd:YAP laser irradiation on the surface roughness and free esurface energy of enamel and dentin: An in vitro study. *Oper. Dent.*, 28: 67-74, 2003.
9. Arrais C.A.G., Gianni M.: Morphology and thickness of the diffusion of resin through demineralized or unconditioned dentinal matrix. *Pesqui. Odontol. Bras.*, 16:115-120, 2002.
10. Asmussen E., Uno S.: Adhesion of restorative resins to dentin: chemical and physicochemical aspects. *Oper. Dent.*, 5 (Suppl.):68-74, 1992.
11. Awazu K.: Novel aspects of dental laser and tissue interaction. *International Congress Series*, 1248:29-36, 2003.
12. Baier R.E.: Principles of adhesion. *Oper. Dent.*, 5 (Suppl.):1-9, 1992.
13. Barkmeier W.W., Cooley R.L.: Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper. Dent.*, 5 (Suppl.):50-61, 1992.
14. Bayne S.C., Thompson J.Y., Taylor D.F.: *Dental Materials*. Ed: Roberson T.M., Heymann H.O., Swift E.J.Jr, *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry*. s. 135-234, Mosby, St Louis, 2002.
15. Bertolotti R.L.: Conditioning of the dentin substrate. *Oper. Dent.*, 5 (Suppl.):131-136, 1992.
16. Bertrand M.F., Hessleyer D., Muller-Bolla M., Nammour S., Rocca J.P.: Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin interface after Er:YAG laser preparation. *Lasers Surg. Med.*, 35: 51-57, 2004.

17. Bouillaguet S.: Biological risks of resin-based materials to the dentin-pulp complex. *Crit. Rev. Oral Biol. Med.*, 15:47-60, 2004.
18. Breschi L., Gobbi P., Mazzotti G., Falconi M., Ellis T.H., Stangel I.: High resolution SEM evaluation of dentin etched with maleic and citric acid. *Dent. Mater.*, 18:26-35, 2002.
19. Buonocore M.G.: Retrospections on bonding. *Dent. Clin. North Am.*, 25:241-255, 1981.
20. Butler W.T.: Dentin extracellular matrix and dentinogenesis. *Oper. Dent.*, 5 (Suppl.):18-23, 1992.
21. Büyükakyüz N., Tunalı B.: Dişhekimliği ve lazer. *Dişhek. Der.*, 28:82-85, 1998.
22. Cal-Neto J.O.A.P., Miranda M.S., Dias K.R.H.C.: Comparative SEM evaluation of penetration of adhesive systems in human dentin with a non-rinse conditioner and a self-etching primer. *Braz. Dent. J.*, 15:19-25, 2004.
23. Carvalho R.M., Mendonça J.S., Santiago S.L., Silveira R.R., Garcia F.C.P., Tay F.R., Pashley D.H.: Effects of HEMA / solvent combinations on bond strength to dentin. *J. Dent. Res.*, 82:597-601, 2003.
24. Carvalho R.M., Yoshiyama M., Pashley E.L., Pashley D.H.: In vitro study on the dimensional changes of human dentine after demineralization. *Archs. Oral Biol.*, 41:369-377, 1996.
25. Ceballos L., Osorio R., Toledano M., Marshall G.W.: Microleakage of composite restorations after acid or Er:YAG laser cavity treatments. *Dent. Mater.*, 17: 340-346, 2001.

26. Ceballos L., Toledano M., Osorio R., Tay F.R., Marshall G.W.: Bonding to Er:YAG-laser-treated dentin. *J. Dent. Res.*, 81: 119-122, 2002.
27. Chaves P., Giannini M., Ambrosano G.M.B.: Influence of smear layer pretreatments on bond strength to dentin. *J. Adhes. Dent.*, 4:191-198, 2002.
28. Cho B.H., Dickens S.H.: Effects of the acetone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength. *Dent. Mater.*, 20:107-115, 2004.
29. Christensen G.J.: Clinical factors affecting adhesion. *Oper. Dent.*, 5 (Suppl.):24-31, 1992.
30. Coluzzi D.J.: An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent. Clin. North Am.*, 44:753-765, 2000.
31. Coluzzi D.J.: Lasers in dentistry-wonderful instruments or expensive toys? *International Congress Series*, 1248:83-90, 2003.
32. Çehreli Z.C., Yazıcı A.R., Akca T., Özgünaltay G.: A morphological and micro-tensile bond strength evaluation of a single-bottle adhesive to caries-affected human dentine after four different caries removal techniques. *J. Dent.*, 31: 429-435, 2003.
33. Dayangaç G.B.: Kompozit rezin restorasyonlar. s. 21-38, Güneş Kitabevi, Ankara, 2000.
34. De Munck J., Van Landuyt K., Peumans M., Poitevin A., Lambrechts P., Braem M., Van Meerbeek B.: A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J. Dent. Res.*, 84: 118-132, 2005.

35. 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.*, 110: 322-329, 2002.
36. Dederich D.N.: Laser / tissue interaction: What happens to laser light when it strikes tissue? *JADA*, 124:57-61, 1993.
37. Dederich D.N., Bushick R.D.: Lasers in dentistry, separating science from hype. *JADA*, 135:204-212, 2004.
38. Di Renzo M., Ellis T.H., Sacher E., Stangel I.: A photoacoustic FTIRS study of the chemical modifications of human dentin surfaces: I. Demineralization. *Biomaterials*, 22:787-792, 2001.
39. Dias W.R.L., Pereira P.N.R., Swift E.J.Jr.: Effect of bur type on microtensile bond strength of self-etching systems to human dentin. *J. Adhes. Dent.*, 6: 195-203, 2004.
40. Drummond J.L., Wigdor H.A., Walsh J.T.Jr, Fadavi S., Punwani I.: Sealant bond strengths of CO₂ laser-etched versus acid-etched bovine enamel. *Lasers Surg. Med.* 27:111-118, 2000.
41. Eddleston C.L., Hindle A.R., Agee K.A., Carvalho R.M., Tay F.R., Rueggeberg F.A., Pashley D.H.: Dimensional changes in acid-demineralized dentin matrices following the use of HEMA-water versus HEMA-alcohol primers. *J. Biomed. Mater. Res.*, 67A:900-907, 2003.
42. Eduardo C.P., Eduardo F.P., Haypek P.: Restorative dentistry and esthetics with lasers. *International Congress Series*, 1248:91-99, 2003.

43. Eduardo C.P., Oliveira W.T.Jr., Myaki S.I., Zezell D.M.: Comparative study of the shear bond strength of composite resin to dental enamel conditioned with phosphoric acid or Nd:YAG laser. *Rev. Odontol. Univ. São Paulo*, 11:245-248, 1997.
44. Eliades G., Palaghias G., Vougiouklakis G.: Effect of acidic conditioners on dentin morphology, molecular composition and collagen conformation *in situ*. *Dent. Mater.*, 13:24-33, 1997.
45. Erickson R.L.: Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper. Dent.*, 5 (Suppl.):81-94, 1992.
46. Ersöz E., Özyurt P.: The effects of various acids in different concentrations on the dentin surface: A SEM study. *T. Klin. Diş Hek. Bil.*, 5:55-59, 1999.
47. Fortin D., Vargas M.A.: The spectrum of composites: New techniques and materials. *JADA*, 131:26-30, 2000.
48. Giannini M., Soares C.J., Carvalho R.M.: Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dent. Mater.*, 20:322-329, 2004.
49. Gimbel C.B.: Hard tissue laser procedures. *Dent. Clin. North Am.*, 44:931-949, 2000.
50. Goodis H.E., White J.M., Harlan L.: Absence of pulpal response from Nd:YAG laser exposure on enamel. *J. Dent. Res*, 71, s.162, Abst. 449, 1992.
51. Gökalp S.: Self-etching adeziv sistemler. *TDBD*, 80:57-59, 2004.
52. Gökalp S., Ayvaz E.Y.: Dental adezivler. *TDBD*, 71:10-14, 2002.

53. Grégoire G., Joinot S., Guignes P., Millas A.: Dentin permeability: Self-etching and one-bottle dentin bonding systems. *J. Prosthet. Dent.*, 90: 42-49, 2003.
54. Grégoire G.L., Akon B.A., Milas A.: Interfacial micromorphological differences in hybrid layer formation between water- and solvent-based dentin bonding systems. *J. Prosthet. Dent.*, 87:633-641, 2002.
55. Günday M., İşbak Ş.: The effects of acid application on the dentine surface smear layer: A SEM study. *J.M.U.D.F.*, 1:54-58, 1990.
56. Hashimoto M., Ohno H., Kaga M., Sano H., Endo K., Oguchi H.: The extent to which resin can infiltrate dentin by acetone-based adhesives. *J. Dent. Res.*, 81:74-78,2002.
57. Hewlett E.R.: Resin adhesion to enamel and dentin: A review. *J. Calif. Dent. Ass.*, 45: 60-65, 2003.
58. Hitmi L., Bouter D., Degrande M.: Influence of drying and HEMA treatment on dentin wettability. *Dent. Mater.*, 18:503-511, 2002.
59. Hosoya Y., Shinkawa H., Suefiji C., Nozaka K., Garcia-Godoy F.: Effects of diamond bur particle size on dentin bond strength. *Am. J. Dent.*, 17: 359-364, 2004.
60. Hossain M., Nakamura Y., Tamaki Y., Yamada Y., Murakami Y., Matsumoto K.: Atomic analysis and knoop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation in vitro. *J. Oral Rehab.* 30:515-521, 2003.

61. Hossain M., Nakamura Y., Yamada Y., Kimura Y., Matsumoto N., Matsumoto K.: Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. *J. Clin. Laser Med. Surg.* 17:155-159, Abst., 1999.
62. 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.* 26:377-382, 2002.
63. Hossain M., Nakamura Y., Yamada Y., Murakami Y., Matsumoto K.: Microleakage of composite resin restoration in cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation and etched bur cavities in primary teeth. *J. Clin. Pediatr. Dent.* 26:263-268, 2002.
64. 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.* 19:297-303, Abst., 2001.
65. Kameyama A., Koga H., Takizawa M., Takaesu Y., Hirai Y.: Effect of Er:YAG laser irradiation on acid resistance to bovine dentin in vitro. *Bull. Tokyo Dent. Coll.*, 41: 43-48, 2000.
66. Kargül B., Glockner K., Stadtler P.: In vitro bond strengths of dental adhesive systems to coronal dentin. *J.M.U.D.F.*, 4: 53-57, 2000.
67. Kimura Y., Wilder-Smith P., Matsumoto K.: Lasers in endodontics: a review. *Int. Endod. J.*, 33:173-185, 2000.

68. Kimura Y., Yu D.G., Kinoshita J., Hossain M., Yokoyama K., Murakami Y., Nomura K., Takamura R., Matsumoto K.: Effects of erbium,chromium:YSGG laser irradiation on root surface: Morphological and atomic analytical studies. *J. Clin. Laser Med. Surg.* 19:69-72, Abst., 2001.
69. Kinney J.H., Marshall S.J., Marshall G.W.: The mechanical properties of human dentin: A critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit. Rev. Oral Biol. Med.*, 14:13-29, 2003.
70. Kugel G., Ferrari M.: The science of bonding: From first to sixth generation. *JADA*, 131:20-25, 2000.
71. Kutsch V.K.: Lasers in dentistry. *JADA*, 124:49-54,1993.
72. Lalani N., Foley T.F., Voth R., Banting D., Mamandras A.: Polymerization with the Argon laser: Curing time and shear bond strength. *Angle Orthod.*, 70: 28-33, 2000.
73. Lan W.H., Chen K.W., Jeng J.H., Lin C.P., Lin S.K.: A comparison of the morphological changes after Nd:YAG laser irradiation of dentin surfaces. *J. Endod.*, 26:450-453, 2000.
74. Latta M.A., Barkmeier W.W.: Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dent. Clin. North Am.*, 42:567-577, 1998.
75. Leinfelder K.F.: Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dent. Clin. North Am.*, 45:1-6, 2001.
76. Lemor R., Kruger M.B., Wieliczka D.M., Spencer P., May T.: Dentin etch chemistry investigated by Raman and infrared spectroscopy. *J. Raman Spectrosc.*, 31:171-176, 2000.

77. Lin C.P., Chen R.S., Liu C.C., Lian S.S.: Failure criteria of dentin-resin tensile bond test – a fracture mechanics approach. *Scripta Materialia*, 38: 115-121, 1998.
78. Lin C.P., Lee B.S., Lin F.H., Kok S.H., Lan W.H.: Phase, compositional, and morphological changes of human dentin after Nd:YAG laser treatment. *J. Endod.*, 27:389-393, 2001.
79. Liu H.C., Lin C.P., Lan W.H.: Sealing depth of Nd:YAG laser on human dentinal tubules. *J. Endod.*, 23:691-693, 1997.
80. Lopes G.C., Baratieri L.N., Andrada M.A.C., Vieira L.C.C.: Dental adhesion: Present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int.*, 33:213-224, 2002.
81. Lundeen T.F., Sturdevant J.R., Sluder T.B.J.: Clinical significance of dental anatomy, histology, physiology, and occlusion. Ed: Roberson T.M., Heymann H.O., Swift E.J.Jr, *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry*. s. 13-62, Mosby, St Louis, 2002.
82. Manson-Rahemtulla B., Retief D.H., Jamison H.C.: Effect of concentrations of phosphoric acid on enamel dissolution. *J. Prosthet. Dent.*, 51:495-498, 1984.
83. Marshall G.W.J, Marshall S.J., Kinney J.H., Balooch M.: The dentin substrate: Structure and properties related to bonding. *J. Dent.*, 25:441-458, 1997.
84. Martinez-Insua A., Da Silva Dominguez L., Rivera F.G., Santana-Penin U.A.: Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J. Prosthet. Dent.*, 84: 280-288, 2000.

85. Matos A.B., Oliveira D.C., Kuramoto J.M., Eduardo C.P., Matson E.: Nd:YAG laser influence on sound dentin bond strength. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 17:165-169, Abst., 1999.
86. Matos A.B., Oliveira D.C., Navarro R.S., de Eduardo C.P., Matson E.: Nd:YAG laser influence on tensile bond strength of self-etching adhesive systems. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 18:253-257, Abst., 2000.
87. Matsumoto K.: Lasers in endodontics. *Dent. Clin. North Am.*, 44:889-906, 2000.
88. Matsumoto K., Hossain M., Tsuzuki N., Yamada Y.: Morphological and compositional changes of human dentin after Er:YAG laser irradiation. *J. Oral Laser Appl.*, 3: 15-20, 2003.
89. McNally K.M., Gillings B.R.D., Dawes J.M.: Dye-assisted diode laser ablation of carious enamel and dentine. *Aust. Dent. J.*, 44:169-175, 1999.
90. Melendez E.J., Arcoria C.J., Dewald J.P., Wagner M.J.: Effect of laser-etch on bond strengths of glass ionomers. *J. Prosthet. Dent.* 67:307-312, 1992.
91. Miller M., Truhe T.: Lasers in dentistry: An overview. *JADA*, 124:32-35, 1993.
92. Miyazaki M., Onose H., Moore B.K.: Analysis of the dentin-resin interface by use of laser Raman spectroscopy. *Dent. Mater.*, 18:576-580, 2002.
93. Mjör I.A., Nordahl I.: The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Archs. Oral Biol.*, 41:401-412, 1996.

94. Moll K., Fritzenschaft A., Haller B.: In vitro comparison of dentin bonding systems: Effect of testing method and operator. *Quintessence. Int.*, 35: 845-852, 2004.
95. Moll K., Park H.J., Haller B.: Bond strength of adhesive/composite combinations to dentin involving total- and self-etch adhesives. *J. Adhes. Dent.*, 4: 171-180, 2002.
96. Montes M.A.J.R., de Goes M.F., Ambrosano G.M.B., Duarte R.M., Sobrinho L.C.: The effect of collagen removal and the use of a low-viscosity resin liner on marginal adaptation of resin composite restorations with margins in dentin. *Oper. Dent.*, 28:378-387, 2003.
97. Moriyama E.H., Zangaro R.A., Villaverde A.B., Lobo P.D., Munin E., Watanabe I.S., Junior D.R., Pacheco M.T.: Dentin evaluation after Nd:YAG laser irradiation using short and long pulses. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 22:43-50, Abst., 2004.
98. Mota C.S., Demarco F.F., Camacho G.B., Powers J.M.: Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin. *J. Prosthet. Dent.*, 89: 558-564, 2003.
99. Myers T.D.: The future of lasers in dentistry. *Dent. Clin. North Am.*, 44:971-981, 2000.
100. Nakabayashi N.: Adhesive bonding with 4-META. *Oper. Dent.*, 5 (Suppl.):125-130, 1992.
101. Nakabayashi N., Hiranuma K.: Effect of etchant variation on wet and dry dentin bonding primed with 4-META/acetone. *Dent. Mater.*, 16:274-279, 2000.

102. Nakaoki Y., Nikaido T., Pereira P.N.R., Inokoshi S., Tagami J.: Dimensional changes of demineralized dentin treated with HEMA primers. *Dent. Mater.*, 16:441-446, 2000.
103. Oda M., Oliveira D.C., Liberti E.A.: Morphologic evaluation of the bonding between adhesive/composite resin and dentin irradiated with Er:YAG and Nd:YAG lasers: Comparative study using scanning microscopy. *Pesqui. Odontol. Bras.*, 15:283-289, Abst., 2001.
104. Øilo G.: Bond strength testing – what does it mean? *Int. Dent. J.*, 43: 492-498, 1993.
105. Oliviera S.S.A., Pugach M.K., Hilton J.F., Watanabe L.G., Marshall S.J., Marshall J.G.W.: The influence of the dentin smear layer on adhesion: A self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent. Mater.*, 19:758-767, 2003.
106. Pashley D.H., Carvalho R.M.: Dentine permeability and dentine adhesion. *J. Dent.*, 25:355-372, 1997.
107. Pashley D.H., Carvalho R.M., Tay F.R., Agee K.A., Lee K.W.: Solvation of dried dentin matrix by water and other polar solvents. *Am. J. Dent.*, 15:97-102, 2002.
108. Pashley D.H., Horner J.A., Brewer P.D.: Interactions of conditioners on the dentin surface. *Oper. Dent.*, 5 (Suppl.):137-150, 1992.
109. Pashley D.H., Sano H., Ciucchi B., Yoshiyama M., Carvalho R.M.: Adhesion testing of dentin bonding agents. *Dent. Mater.*, 11:117-125, 1995.

110. Pecora N., Yaman P., Dennison J., Herrero A.: Comparison of shear bond strength relative to two testing devices. *J. Prosthet. Dent.*, 88: 511-515, 2002.
111. Perdigão J.: Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent. Clin. North Am.*, 46:277-301, 2002.
112. Perdigão J., Frankenberger R.: Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence. Int*, 32:385-390, 2001.
113. Perdigão J., Geraldeli S., Carmo A.R.P., Dutra H.R.: In vivo influence of residual moisture on microtensile bond strengths of one-bottle adhesives. *J. Esthet. Restor. Dent.*, 14: 31-38, 2002.
114. Perdigão J., Geraldeli S., Hodges J.S.: Total-etch versus self-etch adhesive. *JADA*, 134:1621-1629, 2003.
115. Perdigão J., Lopes M.: Dentin bonding - State of the art 1999. *Compendium*, 20:1151-1162, 1999.
116. Perdigão J., Swift E.J.Jr.: Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion. Ed: Roberson T.M., Heymann H.O., Swift E.J.Jr, Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry. s. 237-268, Mosby, St Louis, 2002.
117. Perdigão J., Van Meerbeek B., Lopes M.M., Ambrose W.W.: The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. *Dent. Mater.*, 15:282-295, 1999.
118. Peutzfeld A., Asmussen E.: Adhesive systems: Effect on bond strength of incorrect use. *J. Adhes. Dent.*, 4: 233-242, 2002.

119. Phrukkanon S., Burrow M.F., Hartley P.G., Tyas M.J.: The influence of the modification of etched bovine dentin on bond strenghts. *Dent. Mater.*, 16:255-265, 2000.
120. Pick R.M.: Using lasers in clinical dental practice. *JADA*, 124:37-47, 1993.
121. Pioch T., Stähle H.J., Wurst M., Duschner H., Dörfer C.: The nanoleakage phenomenon: Influence of moist vs dry bonding. *J. Adhes. Dent.*, 4:23-30, 2002.
122. Pittayawutwinit O.: The applications of acid etching in pediatric dentistry: A review. *KDJ*, 3:9-15, 2000.
123. Prati C., Chersoni S., Mongiorgi R., Pashley D.H.: Resin-infiltrated dentin layer formation of new bonding systems. *Oper. Dent.*, 23:185-194, 1998.
124. Prati C., Chersoni S., Pashley D.H.: Effect of removal of surface collagen fibrils on resin-dentin bonding. *Dent. Mater.*, 15:323-331, 1999.
125. Re D., Augusti D., Salina S., Cerutti A., Amatu S., Maiorana C.: In vitro bonding to Nd:YAG laser-treated dentin. *J. Oral Laser Appl.*, 4:83-88, 2004.
126. Read R.P., Baumgartner J.C., Clark S.M.: Effects of a carbon dioxide laser on human root dentin. *J. Endod.*, 21:4-8, 1995.
127. Reis A., Loguercio A.D., Azevedo C.L.N., Carvalho R.M., Singer J.M., Grande R.H.M.: Moisture spectrum of demineralized dentin for adhesive systems with different solvent bases. *J. Adhes. Dent.*, 5:183-192, 2003.

128. Reis A., Loguercio A.D., Carvalho R.M., Grande R.H.M.: Durability of resin dentin interfaces: effects of surface moisture and adhesive solvent component. *Dent. Mater.*, 20:669-676, 2004.
129. Reis A.F., Oliveira M.T., Giannini M., De Goes M.F., Rueggeberg F.A.: The effect of organic solvents on one-bottle adhesives' bond strength to enamel and dentin. *Oper. Dent.*, 28:700-706, 2003.
130. Reyto R.: Lasers and air abrasion: New modalities for tooth preparation. *Dent. Clin. North Am.*, 45:189-206, 2001.
131. Roberson T.M., Heymann H.O., Ritter A.V.: Introduction to composite restorations. Ed: Roberson T.M., Heymann H.O., Swift E.J.Jr, *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry*. s. 473-500, Mosby, St Louis, 2002.
132. Roberson T.M., Heymann H.O., Ritter A.V., Pereira P.N.R.: Classes III, IV and V direct composite and other tooth-colored restorations. Ed: Roberson T.M., Heymann H.O., Swift E.J.Jr, *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry*. s. 503-536, Mosby, St Louis, 2002.
133. Roberson T.M., Heymann H.O., Ritter A.V., Pereira P.N.R.: Classes I, II, and IV direct composite and other tooth-colored restorations. Ed: Roberson T.M., Heymann H.O., Swift E.J.Jr, *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry*. s. 539-568, Mosby, St Louis, 2002.
134. Rode A.V., Gamaly E.G., Luther-Davies B., Taylor B.T., Graessel M., Dawes J.M., Chan A., Lowe R.M., Hannaford P.: Precision ablation of dental enamel using a subpicosecond pulsed laser. *Aust. Dent. J.*, 48:233-239, 2003.

135. Rohanizadeh R., LeGeros R.Z., Fan D., Jean A., Daculsi G.: Ultrastructural properties of laser-irradiated and heat-treated dentin. *J. Dent. Res.*, 78:1829-1835, 1999.
136. Ruyter I.E.: The chemistry of adhesive agents. *Oper. Dent.*, 5 (Suppl.):32-43, 1992.
137. Sazak H., Türkmen C., Günday M.: Effects of Nd:YAG laser, air-abrasion and acid-etching on human enamel and dentin. *Oper. Dent.*, 26:476-481, 2001.
138. Schein M.T., Bocangel J.S., Nogueira G.E.C., Schein P.A.L.: Sem evaluation of the interaction pattern between dentin and resin after cavity preparation using Er:YAG laser. *J. Dent.*, 31:127-135, 2003.
139. Shahabi S., Brockhurst P.J., Walsh L.J.: Effect of tooth-related factors on the shear bond strengths obtained with CO₂ laser conditioning of enamel. *Aust. Dent. J.*, 42:81-84, 1997.
140. Sharma S.J.: 4th European Symposium on Adhesive Dentistry, 5-6 September 2003, Copenhagen, Congress Report. Adhesion: Simpler, faster, easier but better? *J. Adhes. Dent.*, 5:333-340, 2003.
141. Strassler H.E.: Applications of total-etch adhesive bonding. *Compendium*, 24:427-438, 2003.
142. Sulewski J.G.: Historical survey of laser dentistry. *Dent. Clin. North Am.*, 44:717-751, 2000.
143. Sun G.: The role of lasers in cosmetic dentistry. *Dent. Clin. North Am.*, 44:831-850, 2000.

144. Swift E.J.Jr, Perdigão J., Heymann H.O.: Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995. Quintessence. Int., 26:95-110, 1995.
145. Swift E.J.Jr., Edwards G.S., Perdigão J., Thompson J.Y., Nunes M.F., Ruddell D.E., Negishi A.: Free-electron laser etching of dental enamel. J. Dent. 29:347-353, 2001.
146. Swift E.J.Jr., Perdigão J., Wilder J.A.D., Heymann H.O., Sturdevant J.R., Bayne S.C.: Clinical evaluation of two one-bottle dentin adhesives at three years. JADA, 132:1117-1123, 2001.
147. Swift E.J.Jr.: Bonding systems for restorative materials - A comprehensive review. Pediatr. Dent., 20:80-84, 1998.
148. Swift E.J.Jr.: Dentin/enamel adhesives: Review of the literature. Pediatr. Dent., 24:456-461, 2002.
149. Tanase S., Takada Y., Tamura Y.: Shear bond strength of Nd:YAG laser-irradiated versus acid-etched human enamel. International Congress Series, 1248:171-173, 2003.
150. Tay F.R., Gwinnett J.A., Wei S.H.Y.: Micromorphological spectrum of acid-conditioned dentin following the application of a water-based adhesive. Dent. Mater., 14:329-338, 1998.
151. Tay F.R., Pashley D.H.: Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. Dent. Mater., 17:296-308, 2001.
152. Tay F.R., Pashley D.H.: Resin bonding to cervical sclerotic dentin. J. Dent., 32:173-196, 2004.

153. Toledano M., Osorio R., Ceballos L., Fuentes M.V., Fernandes C.A.O., Tay F.R., Carvalho R.M.: Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. *Am. J. Dent.*, 16: 292-298, 2003.
154. Toledano M., Osorio R., Osorio E., Prati C., Carvalho R.M.: Microhardness of acid-treated and resin infiltrated human dentine. *J. Dent.*, 33:349-354, 2005.
155. Türkmen C., Günday M., Karaçorlu M., Başaran B.: Effect of CO₂, Nd:YAG, and ArF Excimer lasers on dentin morphology and pulp chamber temperature: An in vitro study. *J. Endod.*, 26:644-648, 2000.
156. Tyas M.J., Burrow M.F.: Adhesive restorative materials: A review. *Aust. Dent. J.*, 49:112-121, 2004.
157. Uludağ B., Kılıçarslan M.A., Sağlam S.: Çeşitli simanların farklı dentin yüzey işlemleri kullanılarak bağlanma dirençlerinin artırılması. *T. Klin. Diş Hek. Bil.*, 4:5-10, 1998.
158. Üşümez A., Aykent F.: Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *J. Prosthet. Dent.* 90: 24-30, 2003.
159. Üşümez S., Orhan M., Üşümez A.: Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 122: 649-656, 2002.
160. Valezquez E., Vaidyanathan J., Vaidyanathan T.K., Houpt M., Shey Z., Von Hagen S.: Effect of primer solvent and curing mode on dentin shear bond strength and interface morphology. *Quintessence. Int.*, 34:548-555, 2003.

161. Van Meerbeek B., De Munck J., Yoshida Y., Inoue S., Vargas M., Vijay P., Landuyt K.V., Lambrechts P., Vanherle G.: Adhesion to enamel and dentine: Current status and future challenges. *Oper. Dent.*, 28:215-235, 2003.
162. Van Meerbeek B., Kanumilli P., De Munck J., Landuyt K.V., Lambrechts P., Peumans M.: A randomized controlled study evaluating the effectiveness of a two-step self-etch adhesive with and without selective phosphoric-acid etching of enamel. *Dent. Mater.* 21:375-383, 2005.
163. Van Meerbeek B., Lambrechts P., Inokoshi S., Braem M., Vanherle G.: Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper. Dent.*, 5 (Suppl.):111-124, 1992.
164. Van Meerbeek B., Perdigão J., Lambrechts P., Vanherle G.: The clinical performance of adhesives. *J. Dent.*, 26:1-20, 1998.
165. Van Waveren Hogervorst W.L., Feilzer A.J., Prah!-Andersen B.: The air-abrasion technique versus the conventional acid-etching technique: A quantification of surface enamel loss and a comparison of shear bond strength. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, 117: 20-26, 2000.
166. Visuri S.R., Gilbert J.L., Wright D.D., Wigdor H.A., Walsh J.T.Jr.: Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J. Dent. Res.*, 75:599-605, 1996.
167. Walsh L.J.: The current status of low level laser therapy in dentistry. Part 2. Hard tissue applications. *Aust. Dent. J.*, 42:302-306, 1997.
168. Walsh L.J.: The current status of laser applications in dentistry. *Aust. Dent. J.*, 48:146-155, 2003.

169. Watanabe I., Nakabayashi N.: Measurement methods for adhesion to dentine: The current status in Japan. *J. Dent.*, 22: 67-72, Abst., 1994.
170. Wheeler C.R., Fried D., Featherstone J.D.B., Watanabe L.G., Le C.Q.: Irradiation of dental enamel with Q-Switched $\lambda=355$ -nm laser pulses: surface morphology, fluoride adsorption, and adhesion to composite resin. *Las. Surg. Med.*, 32:310-317, 2003.
171. Widgor H., Abt E., Ashrafi S., Walsh J.J.T.: The effect of lasers on dental hard tissues. *JADA*, 124:65-70, 1993.
172. Yamada M.K., Uo M., Ohkawa S., Watari F.: CLSM and SEM quantitative analysis of surface topography of human teeth irradiated by Nd:YAG, Er:YAG and CO₂ lasers. *International Congress Series*, 1248:135-137, 2003.
173. Yamada Y., Hossain M., Nakamura Y., Suzuki N., Matsumoto K.: Comparison between the removal effect of mechanical, Nd:YAG, and Er:YAG laser systems in carious dentin. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 19:239-243, Abst., 2001.
174. Yazıcı A.R., Frentzen M., Dayangaç B.: In vitro analysis of the effects of acid or laser etching on microleakage around composite resin restorations. *J. Dent.*, 29:355-361, 2001.
175. Yu D.G., Kimura Y., Kinoshita J., Matsumoto K.: Morphological and atomic analytical studies on enamel and dentin irradiated by an erbium,chromium:YSGG laser. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 18:139-143, Abst., 2000.

10. ÖZGEÇMİŞ

1974 yılında İstanbul'da doğdum. Almanya'da başladığım ilköğrenimimi Gebze Mustafa Paşa İlkokulu'nda bitirdikten sonra orta ve lise öğrenimimi Üsküdar Anadolu Lisesi'nde tamamladım. 1992 yılında yüksek öğrenimime başladığım Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nden 1998 yılında mezun oldum. 1999 yılının Şubat ayında Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı doktora programına başladım. 2000 yılından beri çalışmalarımı araştırma görevlisi olarak sürdürmekteyim. Evliyim.

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE

Doktora öğrencisi Bilge TARÇIN'ın, çalışması jürimiz tarafından Diş Hastalıkları Tedavisi Anabilim Dalı Doktora tezi olarak uygun görülmüştür.

Tez Danışmanı : Prof.Dr.Mahir GÜNDAY
Üniversitesi : Marmara

Üye : Prof.Dr. Funda YANIKOĞLU
Üniversitesi : Marmara

Üye : Prof.Dr.Ali MENTEŞ
Üniversitesi : Marmara

Üye : Prof.Dr.Sami BÜYÜKGÖKÇESU
Üniversitesi : İstanbul

Üye : Prof.Dr.Bülent TOPBAŞI
Üniversitesi : Marmara

İMZA

ONAY

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun 24. / 05 / 2005 tarih ve 2... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof.Dr.Sevim ROLLAS Y.
Müdür Vekili

Doç. Dr. Gülşen Z. Omurtag
G. Z. Omurtag