



**T.C.  
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ  
ANABİLİM DALI**

**İKİ FARKLI GÜÇTE UYGULANMIŞ Er:YAG LAZER  
İLE HAZIRLANAN DENTİN YÜZEYLERİNE  
SELF-ETCH VEYA TOTAL-ETCH OLAN ÜÇ FARKLI  
REZİN SİMAN İLE BAĞLANAN PORSELEN  
YÜZEYLERİNİN İN-VİTRO BAĞLANMA DAYANIMI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**DİŞ HEKİMİ  
KORALP GÜNER**

**DANIŞMAN  
Doç. Dr. ARZU AYKOR**

**İSTANBUL - 2009**

## ÖZET

Bu çalışmanın amacı, farklı güçte Er:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeylerine porselen blokların 3 farklı rezin siman ile simante edilmesinden sonra makaslama kuvvetlerine bağlanma dayanımının *in vitro* olarak incelenmesi ve oluşturulan test gruplarının SEM görüntülerinin değerlendirmesidir.

45 adet sürmemiş üçüncü büyükazı dişi kullanılmıştır. Tüm periodontal artıklar küret yardımı ile uzaklaştırıldıktan sonra dişlerin kuronları köklerinden ayrıldı ve ortadan ikiye bölünüp 90 adet örnek hazırlanmıştır. Akrilik rezin içerisine gömülen dişlerin bukkal ve lingual yüzeyleri 600 grit silikon karbid zımpara kağıtlar yardımıyla su altında, 4 mm dentin kalınlığı elde edilinceye kadar zımparalanmıştır. Dentin açığa çıkarıldıktan sonra üç gruba Er:YAG lazer ile 30 Hz/70 mJ, üç gruba 30 Hz/160 mJ lazer uygulanmıştır. Kalan 3 gruba ise lazer uygulaması yapılmamış ve her rezin simanın kontrol grupları oluşturulmuştur. Tüm örnekler 4 mm çapında 2 mm yükseklikte Empress II silindir porselen blokları üç farklı rezin siman ile (Kuraray Esthetics [Self-etch], Ivoclar Multilink Automix [Self-etch] ve Ivoclar Variolink II [Total-etch]) üretici firmaların önerileri doğrultusunda dentin disklerine simante etmek amacı ile, her grupta 10 adet örnek olmak üzere, rastgele 9 alt gruba ayrılmıştır. Tüm örnekler 5°-55°C arasında 1000 kez termosiklus döngüsü uygulanmıştır. Universal test cihazına (Instron; USA) bağlanan örnekler, 1mm/dak hız uygulanarak kopma meydana gelene kadar makaslama kuvveti uygulanmış, ve kırılan örneklerin kopma değerleri MPa olarak kayıt edilmiştir. İstatistiksel analiz için Dunn ve çoklu değişken testleri ve Kruskal Wallis testleri uygulanmıştır.

Variolink II ve Multilink Automix rezin simanları, Clearfil Esthetic Cement'ten istatistiksel olarak anlamlı fark göstererek daha iyi sonuç vermiştir. Variolink II ve Multilink Automix rezin simanlarının test ve kontrol gruplarında elde edilen bağlanma değerleri klinik olarak kabul edilebilir olarak yorumlanmıştır.

Lazer uygulamaları, Variolink II ve Clearfil Esthetic Cement'in test gruplarında kontrol grubuna göre istatistiksel anlamlı fark yaratmazken, Multilink Automix gruplarında bağlanma değerlerini istatistiksel anlamlı fark göstererek düşmüştür. Ancak bu değerler klinik olarak kabul edilebilir bağlanma kuvvetlerinin altına düşmediği gözlemlenmiştir.

Anahtar Sözcükler: Er:YAG lazer, Rezin Siman, Total-etch, Self-etch, Porselen, Bağlanma Dayanımı

## ABSTRACT

The objective of this study was an *in vitro* investigation of the shear strength of the bonding where porcelain blocks are cemented using three different resin cements on dentine surfaces subjected to laser applications with different densities.

Investigation was carried out using 45 extracted, unerupted human wisdom teeth. Following the removal of the periodontal residue using a curette, the crown of each tooth was separated from its roots and then each tooth was cut into two equal parts providing total of 90 test specimens. Each specimen was then embedded into acrylic resin housed in a brass cylinder (diameter 20 mm, height 16 mm). Buccal and lingual surfaces of each specimen were ground under water using 600 grid silicon carbide grinding paper to ensure 4-5 mm dentin thickness. After complete exposing of the dentin surfaces, three groups of specimens were applied Er:YAG laser of 30Hz/70mJ density and another three groups of specimens were applied Er:YAG laser of 30Hz/160mJ density. The remaining three groups of specimens were not subjected to any laser application since these groups were intended as reference (control) groups.

A cylinder shaped porcelain block (diameter 4mm, height 2 mm) was cemented to each one of 90 specimens using three different resin cements in accordance with their manufacturers' recommendations; Kuraray Clearfil Esthetic Cement (Self-Etch), Ivoclar Multilink Automix (Self-Etch) and Ivoclar Variolink II (Total-Etch). Then, the specimens were randomly selected and grouped into 9 groups where each group contained 10 specimens. All the specimens were then subjected to an accelerated aging process in a thermo-cycle unit for 1,000 cycles between 5 and 55 degrees Celcius. The specimens were then tested in a Universal Testing Machine (Instron, USA) subjecting them to a shear force applied at 1 mm / second rate until the shear failure occurred. A

level of shear force at the instant of failure of each specimen was recorded in MPa. The statistical analysis was performed using Dunn's multiple variable and Kruskal Wallis tests.

The specimens bonded using Variolink II and Multilink Automix resin cements showed statistically meaningful differences with respect to the specimens bonded using Clearfil Esthetics Cement and thus giving better results.

Key Words: Er:YAG laser, Resin Cement, Total-etch, Self-etch, Porcelain, Shear Bond Strength.

## TEŞEKKÜR

Lisans ve lisans üstü eğitimimin temellerini inşa eden ve her konuda destek verip yolumu aydınlatan Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı **Sayın Prof. Dr. Mübin SOYMAN'a**,

Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni kurarak Türk Diş Hekimliği'ne çağ atlattırarak yeni nesil hekimlerin yetiştirilmesini ve bu fakültenin bir kurumdan ziyade büyük bir aile olmasını sağlayan değerli dekanımız **Sayın Prof. Dr. Türker SANDALLI'ya**,

Mesleki hayatım boyunca beni ileri taşıyacak olan beceri ve vizyonu bana kazandıran, geceyi gündüzü ayırt etmeksizin, tüm imkanlarını seferber eden, Estetik Diş Hekimliği kavramını benim için anlamlandıran ve tüm hayatım boyunca hekimliğini ve insanlığını örnek alacağım **Sayın Doç. Dr. Arzu AYKOR'a**,

Diş hekimliği eğitimimin yanında, master eğitimim süresince de yakın ilgi ve sevgi gösterip, değerli birikimlerini benden esirgemeyen başta **Sayın Doç. Dr. Esra Can SAY** ve **Sayın Yrd. Doç. Dr. Haktan YURDAGÜVEN** olmak üzere tüm öğretim görevlilerine ve çalışma arkadaşlarıma,

Lisans eğitimim boyunca bana Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nı sevdiren, sevgisi ve ilgisi ile örnek olan, tez çalışmama destek veren Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı **Sayın Yrd. Doç. Dr. Emre ÖZEL'e**,

Çalışmamda bana büyük destek olan; Yeditepe Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Genetik ve Biyomühendislik Bölümü Anabilim Dalı Öğretim Üyesi **Sayın Doç. Dr. Mustafa ÇULHA'ya**,

Hayatımın her döneminde sonsuz destek ve sevgilerini eksik etmeyen ve bugünlere gelmemde şüphesiz en büyük pay sahibi olan değerli **aileme**, sonsuz şükran ve teşekkürlerimi sunarım.

# İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK .....	i
ÖZET .....	ii
ABSTRACT.....	iv
TEŞEKKÜR .....	vi
İÇİNDEKİLER.....	viii
KISALTMALAR VE SİMGELER.....	x
RESİMLER .....	xii
TABLOLAR.....	xiv
GRAFİKLER.....	xv
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1 Adezyon Kavramı.....	2
2.2 Dentinin Yapısı.....	3
2.3 Dentinde Adezyon Mekanizması.....	4
2.3.1 Dentin Bonding Sistemleri.....	5
2.3.1.1 Total-etch Adeziv Sistemler.....	5
2.3.1.2 Self-etch Adeziv Sistemler.....	8
2.4 Lazer ile ilgili Genel Bilgi.....	9
2.5 Lazer Ablasyon.....	10
2.6 Lazer Tipleri.....	10
2.6.1 Excimer Lazer.....	10
2.6.2 Argon İyon Lazer.....	11
2.6.3 Helium – Neon Lazer.....	12
2.6.4 Diode Lazer.....	13
2.6.5 CO <sub>2</sub> Lazer.....	13
2.6.6 Nd:YAG Lazer.....	14
2.6.7 Ho:YAG Lazer.....	15
2.6.8 Er:YAG Lazer.....	15
2.6.8.1 Er:YAG Lazerlerin Biyofiziği ve Ablasyon Mekanizması.....	16
2.6.8.2 Er:YAG Lazer Uygulamalarının Diş Sert Dokularına Etkisi..	18



2.7 Rezin Simanlar ile ilgili GenelBilgiler.....	21
2.7.1 İçeriklerine Göre Rezin Simanlar.....	22
2.7.2 Polimerizasyon Tiplerine Göre Rezin Simanlar.....	23
2.8 Self-adeziv Rezin Simanlar.....	24
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	26
3.1 Örneklerin Hazırlanması.....	26
3.2 Termosiklus / Hızlı Yaşlandırma Prosedürü.....	35
3.3 Shear Bond Strength / Makaslama Testleri.....	35
3.4 İstatistiksel Değerlendirme.....	36
4. BULGULAR.....	37
4.1 Makaslama Dayanımı ile İlgili Bulgular.....	37
5. TARTIŞMA.....	42
6. SONUÇLAR.....	54
7. KAYNAKLAR.....	56
8. EKLER.....	79
9. ÖZGEÇMİŞ.....	80

## KISALTMALAR VE SİMGELER

<b>µm:</b>	Mikrometre, mikron
<b>nm:</b>	Nanometre
<b>mm:</b>	Milimetre
<b>mm<sup>2</sup>:</b>	Milimetre kare
<b>mmHg:</b>	Milimetre civa
<b>cm:</b>	Santimetre
<b>sn:</b>	Saniye
<b>dk:</b>	Dakika
<b>mJ:</b>	Milijul
<b>J:</b>	Jul
<b>Hz:</b>	Hertz
<b>W:</b>	Watt
<b>MPa:</b>	Megapaskal
<b>N:</b>	Newton
<b>°C:</b>	Derece Celcius
<b>Ca:</b>	Kalsiyum
<b>P:</b>	Fosfat
<b>F:</b>	Florür
<b>HF:</b>	Hidroflorik Asit
<b>UDMA:</b>	Üretan dimetakrilat
<b>BIS-GMA:</b>	Bisfenol A glisidil dimetakrilat
<b>BIS-EMA:</b>	Bis-etilen glikol dimetakrilat
<b>TEG-DMA:</b>	Trietilen glikol dimetakrilat
<b>MDP:</b>	10-Methachryloxydecyl dihydrogen
<b>HEMA:</b>	2-hidroksietilmetakrilat
<b>5-NMSA:</b>	N-methacryloyl 5-aminosalicylic acid
<b>SEM:</b>	Scanning Elecron Microscope
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:</b>	Aluminyum Oksit
<b>KYG:</b>	Kritik yüzey gerilimi

<b>SiC:</b>	Silikon karbit
<b>FDA:</b>	Food and Drug Administration
<b><math>\lambda</math> :</b>	Lambda
<b>UV:</b>	Ultra violet
<b>Ne:</b>	Neon
<b>Ar:</b>	Argon
<b>Kr:</b>	Krypton
<b>Xe:</b>	Xenon
<b>QTH:</b>	Quartz Tungsten Halogen
<b>Er:YAG:</b>	Erbium Yttrium Aluminium Garnet Lazer
<b>Nd:YAG:</b>	Neodimiyum Yttrium Aluminium Garnet Lazer
<b>Er-Cr:YSSG:</b>	Erbium Kromiyum Yttrium Scandium Gallium Garnet Lazer
<b>Ho:YAG:</b>	Holmiyum Yttrium Aluminium Garnet Lazer
<b>CO<sub>2</sub>:</b>	Karbon dioksit
<b>SEM:</b>	Scanning Electron Microscope

# RESİMLER

<b>Resim 1:</b> Çalışmada kullanılan kesit alma cihazı ve aşındırma cihazı.....	26
<b>Resim 2:</b> Çalışmada kullanılan yapıştırıcı rezin simanlar.....	27
<b>Resim 3:</b> Porselen ön hazırlığında kullanılan kumlama ve ultrasonik temizleme cihazları.....	30
<b>Resim 4:</b> Clearfil Esthetic Cement yapıştırıcı simanı.....	32
<b>Resim 5:</b> Multlink Automix yapıştırıcı simanı.....	33
<b>Resim 6:</b> Variolink II yapıştırıcı simanı.....	34
<b>Resim 7:</b> Çalışmada kullanılan Termosiklus Cihazı.....	35
<b>Resim 8:</b> Çalışmada kullanılan universal test cihazı (Instron, USA).....	35
<b>Resim 9:</b> Makaslama testi için universal test cihazına bağlanan örnek.....	35

## TABLolar

<b>Tablo 1:</b> Gruplarda uygulanan lazer güçleri ve kullanılan rezin simanlar .....	27
<b>Tablo 2:</b> Çalışmada kullanılan materyaller ve üretici firmaları.....	28
<b>Tablo 3:</b> Yapıştırıcı simanların içerikleri ve uygulama prosedürleri.....	28
<b>Tablo 4:</b> Lazer uygulanan ve uygulanmayan örneklerin makaslama kuvvetlerine bağlanma dayanım değerlerinin (MPa) aritmetik ve standart sapma değerleri.....	37
<b>Tablo 5:</b> Materyallerin lazer ve kontrol gruplarına göre Kruskal Wallis testi ile değerlendirmesi.....	39
<b>Tablo 6:</b> Materyallerin lazer uygulama ve kontrol gruplarının Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi.....	39
<b>Tablo 7:</b> Resin materyallerinin kendi lazer ve kontrol grupları arasındaki Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi.....	39

## GRAFİKLER

**Grafik 1:** Uygulama gruplarının makaslama kuvvetlerine bağlanma dayanım değerlerinin (MPa) dağılımı.....38

# 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliği uygulamalarında en ideal tedavi yaklaşımını yakalamak için, diş sert dokusunun yapısal bozukluklarını veya kayıplarını doğru teşhis etmek gerekmektedir. Dişlerin muayenesinde çürük, erozyon, abrazyon, atrizyon, abfraksiyon, mine-dentin-pulpa'yı içeren kırıklar v.b. sebeplerden ötürü diş sert doku kayıpları ile karşılaşmakta; ayrıca hiç bir dental patolojik durumu olmayan hastaların estetik kaygıları ile de karşılaşmaktayız. Günümüzde uygulanacak diş tedavisinin minimal invaziv olması amaçlanmaktadır. Adeziv diş hekimliğinin gelişimi ile birlikte geleneksel kavite uygulamalarına göre adeziv restorasyon uygulamaları artarak minimal invaziv tedaviler gerçekleştirilmektedir. Lazer uygulamaları da minimal invaziv tedavi seçenekleri arasında bulunmaktadır.

Adeziv diş hekimliğinin ilk adımı 1955 yılında Buonocore tarafından, diş yüzeylerine asit uygulayarak atılmıştır (1). Mekanik retansiyon için madde kaldırmak yerine adezyon için diş çeşitli kimyasal işlemlerden geçirilmiştir. Adeziv rezin bağlanmasını arttırmak amacı ile bağlanacak yüzeyin ön hazırlığı yüksek ve düşük devirli döner aletler ile, air abrasion ve de lazerler ile yapılabilmektedir.

Bu çalışmada Er:YAG (erbium-doped yttrium aluminium garnet) lazerlerin dentinde kullanımından sonra, dentinin self-etch, ve total-etch yapıştırıcı rezin simanlar ile simante porselenlerin bağlanma dayanımının in vitro olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 Adezyon Kavramı

Adezyon latince bağlanma, yapışma anlamına gelen “*adhaerere*” kelimesinden gelmektedir. Adezyon, bir maddenin başka bir maddeye bağlanması anlamına gelirken, adherend bağlanan yüzeye, adeziv ise bağlayıcı özelliği olan materyale verilen isimdir (2). Dental terminolojide ise adeziv/adeziv sistem ya da bonding ajanı uygulandığında iki farklı yüzeyi birbirine bağlayan, ayrılmalarına karşı direnç gösteren ve yüzeyler arasında kurulan bağlar sayesinde stres ve kuvvet dağılımını sağlayabilen bir materyal olarak tanımlanmaktadır (3).

Adeziv kuvveti ya da bağlanma dayanımı (bond strength) adezivin devamlı olduğu sürede gelen kuvvetlere karşı dayanma kapasitesinin ölçüsü, aradaki oluşan bağın etkin olarak görevini yaptığı süredeki dayanıklılıktır (4).

Adezyon iki yapıyı bir arada tutan bir ara yüzdeki atom ve moleküller arası çekim gücü olarak tanımlanmaktadır (4). Ayırma (debonding) deneylerinde adezyon genellikle kesme (shear) ya da çekme (tensile) kuvvetleri ile test edilmektedir. Başarısızlık (ayrılma) modları değerlendirmeye alındığında kopma iki yapının ara yüzünde meydana geliyor ise “adeziv”; yapılardan birinin içinde (diş sert dokusu veya restoratif materyal içinde kopma) meydana geliyor ise “koheziv” başarısızlık olarak adlandırılmaktadır.

Dört tip adezyon vardır: (4)

- I. Adeziv pürüzlü yüzeye mikromekanik olarak kenetlenme  
(Mekanik Adezyon)
- II. Kimyasal bağlar (iyonsal veya kovalent) ile adezyon sağlanması



- (Adsorpsiyon yolu ile adezyon)
- III. Hareketli moleküller arasındaki bağlanma  
(Difüzyon yoluyla Adezyon)
- IV. Elektriksel katman oluşumu  
(Elektrostatik adezyon)

İyi bir adezyon sağlamak için iki materyalin birbirine yeterli yakınlıkta olması ve bu yakın kontakta yan yana bağlanan yüzeyin bonding ajanı tarafından tamamen ıslatılması gerekmektedir (5)(6).

## **2.2 Dentinin Yapısı**

Dentin, hem renk, hem de esneklik açısından mine için bir temel oluşturmaktadır. Sement ile örtülü olan kök dentini ve mineyi destekleyen kuronal dentin dişin yapısı oluşturmaktadır. Kuronal strüktürün dayanımı ve devamlılığı doğrudan dentinin sağlamlığı ve bütünlüğü ile ilgilidir. Dentin tübülleri, örtülebilir ve geçirimsiz (impermeable) bir hale getirebildiğinden, dentin, canlı pulpa için koruyucu bir bariyerdir. Herhangi bir damarlanma (vaskülerizasyon veya inervasyonunun) olmamasına karşın, dentin dokusu termal, kimyasal ve mekanik uyarılara karşı duyarlıdır.

Dentin hacimce, %45-50 inorganik apatit kristallerinden, %30 organik matriks ve yaklaşık olarak %25 sudan oluşmaktadır (7). Dentin genellikle sarımtırak bir renge sahiptir ve kemikten biraz daha sert olan bir yapıdır. İki tip dentin bulunmaktadır; intertübüler dentin (hidroksiapatit kristaller içerisindeki kollajen ağlarından/matriksten zengin ve ana çoğunluğu oluşturan dentin) ve peritübüler dentin (dentin tübüllerini çevreleyen – kaplayan dentin). Peritübüler dentinin az miktarda organik matriksi vardır ama küçük apatit kristalleri ile yoğun bir yapıya sahiptir (8).

Dentin tübüleri pulpa odasından mine-dentin birleşim noktasına yaklaşırken azalmaktadır. Derin dentindeki tübüller daha genişken, yüzeysel dentindeki tübüller daha dar bir çapa sahiptir. Bu da derin dentinin daha nemli olmasının nedenlerinden biridir. Pulpal kısımdaki tübül sayısı 45.000/mm<sup>2</sup>; pulpadan 1 mm uzakta 35.000/mm<sup>2</sup>; pulpadan 2 mm uzakta 23.000/mm<sup>2</sup> ve mine-dentin sınırında 19.000/mm<sup>2</sup>dir. Bu farklılık tübüllerin pulpadan dışa doğru radial seyirlerinden kaynaklanmaktadır. Bu tübüllerin içerisinde bulunan dokular arası (interstisyel) sıvıya “dentinal sıvı” denmektedir (9). Bu sıvı pulpa kaynaklı, plazma benzeri bir sıvı olup termal, kimyasal, taktik, mekanik ve osmotik etkiler karşısında tepkisel olarak normal akış hızı değeri olan 4-6 mm/sn hızını arttırmaktadır. Pulpa içi basıncı 5-20 mmHg arasındadır (10). Bu değer ağız içi basıncından yüksek olduğundan dolayı ısı dışındaki bütün diğer etkenler bu dentinal sıvıyı dışa doğru itmektir. Isı etkeni söz konusu olduğunda, tübül içi sıvı genişerek tübüllerin yüzey gerilimini aşamayacak duruma gelir ve buna bağlı olarak dentinal sıvılar pulpaya doğru hareket eder. Bu durum da post operatif duyarlılığın ve dentin duyarlılığın temel sebebidir. Literatürde bu mekanizmaya “hidro dinamik teori” denilmektedir (11).

### **2.3 Dentinde Adezyon Mekanizması**

Mikromekanik bağlanma mekanizması, ilk olarak 1982 yılında Nakabayashi (12) ve arkadaşları tarafından rezin ile kuvvetlendirilmiş alan (resin re-inforced zone) olarak tanımlanan bu tabaka dentinin, kollajen lifleri ile adeziv sistem resininin mikromekanik seviyede kenetlenmesi ile meydana gelir. Asitleme veya self etching primer uygulaması sonucunda açığa çıkan kollajen ağın içerisine primer ve/veya adezivin girerek polimerize olması ile oluşan, dentin-rezin karışımı, suda çözünmeyen, asitlere dirençli, restorasyon materyalinin dentine tutunmasını sağlayan bir tabakadır (9).

Diş hekimliğinde restoratif materyallerin belirli sübstratlara adezyonun gerçekleşmesi için sağlanması gereken bir takım koşullar vardır. Bunların başında adezivin hedef yüzeye bağlanabilmesi için bu yüzeyin artık tabaka

birakılmaksızın temizlenmesi gerekir. Bu işlem gerçekleştirildiğinde adeziv ile sübstrat birbirlerine istenilen kadar yaklaştırılmış olur. Böylece Van der Waals kuvvetlerinin oluşması sağlanır. İslanabilirlik ne kadar arttırılabilirse, yani adeziv materyal diş sert dokusu üzerinde ne kadar yayılıp, yüzeyi ıslatırsa, adezyon o kadar başarılı olur. İslanabilirliğin arttığı durumlarda yakından inceleme yapıldığında değim açısının da "0"a yaklaşmış olduğu gözlenebilir. Değim açısı kavramı, adezivin diş sert dokusu üzerinde yayıldığı zaman, yayıldığı yüzeyden adeziv kontağına bir teğet çizildiğinde arada kalan açıdır ve bu da materyalin yüzey gerilim değerini etkileyebilmektedir. Adeziv ile adherent arasındaki yüzey gerilim değer farkı ne kadar az olur veya sıfıra eğit olur ise, o kadar başarılı bir adezyon sağlanmış olur (13).

Kullanılan adezivlerin kritik yüzey gerilim (KYG) değerlerinin yaklaşık olarak 20-30 dynes/cm arasında olması gerekmektedir (14). Değim açısı küçük olan adeziv materyalin yüzey gerilimi de küçük olmaktadır. Böylelikle daha başarılı bir adezyon sağlanmış olur.

Mine ve dentin hem organik hem de inorganik yapılardan oluşmaktadır. Ağız mikroflorası ile daimi olarak etkileşimdeki mine yüzeyi her zaman için bir biyofilm tabakası olan organik pelikül ile örtülüdür. Organik pelikül kavite hazırlanması sırasında yüzeyden kaldırılmış olur ve ortaya çıkan dentin talaşları smear tabakasını oluşturur. Yüzeyden kaldırılan pelikül tabakası yerini smear tabakasına bıraktığı zaman minenin KYG değeri değişmez. Minenin KYG değeri 28 dynes/cm iken(15) dentinin KYG değeri 44.8 dynes/cm'dir (16)(17). Dentinin KYG değeri yetersiz olduğundan dentinin ıslanabilirlik oranı oldukça düşüktür. Bu oluşan tabaka yüzey ıslanabilirliğini olumsuz yönde etkilemektedir. O yüzden ya tamamen kaldırılmalı ya da modifiye edilmelidir (Total-etch/Self-etch) (18).

İki aşamadan oluşan bağlanma işleminin birinci basamağı, kalsiyum-fosfatın uzaklaştırılması sonucu mine ve dentinde mikroporozite oluşumu, ikinci

basamağı ise hibridizasyon olarak isimlendirilen edilen rezinin oluşan mikroporoziteler arasına girip polimerize olmasıdır.

“Rezin tag” ise dentinde asit uygulaması sonrasında smear tabakası ve tıkaçlarının uzaklaşması ile akıcı kıvamdaki adeziv/bonding materyalinin boşluklara nüfuz etmesi ile oluşur. Bağlayıcı ajanın dentin yüzeyine adaptasyonu ve rezin tag’ların uzunluğu, rezinin bağlanma dayanıklılığını önemli ölçüde etkilemektedir (7)(19). “Rezin tag” oluşumları adeziv-dentin arasındaki bağlanmanın yaklaşık olarak %30’unu oluşturmaktadır (20) .

### **2.3.1. Dentin Bonding Sistemleri**

Günümüz diş hekimliğinde dentin bonding sistemleri çok önemli bir rol oynamaktadır. Restoratif tedavi yöntemlerin başarısı, kullanılan materyallerin uygulandıkları alanlardaki sürekliliği ile ilişkilidir. Daha önceden de belirtildiği gibi diş sert dokusuna adezyon, inorganik diş sert dokusunun rezin ile yer değiştirme işlemidir (21). Adezyon tüm adeziv restorasyonlar için başarının anahtarıdır. Bonding sistemleri ise restoratif materyaller ile diş sert dokuları arasındaki bağlantıyı sağlamaktadır. Adeziv sistemlerin sınıflaması adezyon prensipleri göz önünde bulundurularak etch and rinse (total-etch), self-etch ve rezin modifiye cam iyonomer adeziv sistemler olarak yapılmaktadır (21).

#### **2.3.1.1 Total-etch (Etch and Rinse) Adeziv Sistemler**

Total-etch adeziv sistemler üç basamaklı ve iki basamaklı olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Üç basamaklı sistemler asit, primer ve bonding işlemleri ayrı olarak uygulanmaktadır. İki basamaklı sistemler ise daha pratik ve kolay bir kullanım için asit uygulamasını takiben, tek şişe haline getirilmiş primer ve bonding uygulanmaktadır (22).

Total-etch sistemleri primer ve adeziv monomer (bonding) uygulamaları öncesinde, mine ve dentin dokularını birlikte, ancak farklı sürelerde, %30-40 konsantrasyon aralığında bulunan fosforik asitlerle pürüzlendirmektedir. (23). Mine dokusunda hidroksiapatit kristallerinin selektif çözünmesine sebep olan asit uygulaması, dentinde neredeyse tamamını kaldırarak mikroporöz yapıdaki kollajen ağını ortaya çıkartmaktadır. Van Meerbeek ve arkadaşları(24) TEM (Transmission Electron Microscopy) ile yaptıkları incelemede kalsiyum fosfatın neredeyse tamamının uzaklaştırıldığını tespit etmişlerdir. Bu sebepten dolayı total-etch sistemlerin dentine bağlanma mekanizması, adeziv monomerin açığa çıkmış kollajen fibrillerine diffüzyonuna bağlı, mikromekanik bir tutuculuktur (25). Asit uygulaması ile smear tabakası ve smear tıkaçları ortadan kalkar ve 3-5 µm veya daha derin dekalsifikasyon meydana gelir (26). Demineralize olmuş peritübüler dentin ve dentin tübüllerin ağızları huni, "V" şeklinde açılır (13) .

Total-etch yaklaşımının en kritik aşaması primer uygulamasıdır. Aseton bazlı bir adeziv/bonding ajanı kullanıldığında, teknik olarak hassas olan "ıslak-bonding" (wet-bonding) tekniğini kullanmak şarttır (27). Asit uygulanmış ve su ile yıkanmış dentinin (ve/veya minenin) hava ile hafifçe kurutulmasını takiben su veya etanol bazlı bir adeziv uygulanabilir (24)(28) .

İki basamaklı sistemlerde primer ve adeziv rezinler tek bir solüsyon olarak birleştirilmiştir. Geleneksel üç basamaklı sistemlerde ise primer, açığa çıkmış kollajen fibrillerin yeterli miktarda ıslanabilirliğini ve yüzey nemliliğinin fazlasının uzaklaşmasını sağlar iken; hidrofilik yapıda bir dokuyu hidrofobik bir yapıya dönüştürmektedir (29). Adeziv rezin kollajen fibrillerin arasındaki porları doldurup, açılmış dentin tübüllerini rezin tag'lar oluşturarak örtüp, polimerizasyon sürecini başlatır. Adeziv/Bonding ajanı, uygulanabilecek rezin restorasyonla kopolimerizasyon (copolymerization) için yeterli miktarda metakrilat çift bağlar kurarken, hibrit tabakasını ve rezin tag'larını stabilize eder, dolayısıyla hibrit tabakasının devamlılığını sağlamaktadır.

Total-etch sistemler ve asit uygulamalarının aşırı/uzun kullanımı, dentin dokusunun (organik [kollajen] ve inorganik [hidroksiapatit] komponentlerini) aşırı demineralizasyonuna ve kollajen ağların yıkımına sebep olabilmektedir. Dentin tübüllerin denatüre olup açılması, içlerindeki sıvıların (dental fluids) akışını/hareketini arttırıp, post-operatif duyarlılığa neden olabilmektedir (30)(31)(7)(32)(33).

### 2.3.1.2. Self-etch Adeziv Sistemler

Self-etch adeziv sistemler, total-etch sistemlerinin teknik olarak hassas, post-operatif duyarlılığa ve dentinde kollajen fibrillerin yıkımına neden olmasından dolayı geliştirilmiştir (34). Yapısında karboksilik veya fosforik asit esterleri olan, sıvı/su bazlı fonksiyonel asidik monomerlerden oluşan (HEMA) Self-etch adezivler, ilave bir asit uygulaması ve tekrarlayan yıkama prosedürlerine gereksinim duymamaktadır (7)(23). Dentin asitlenip yıkanmadığından dolayı smear tabakası ve demineralizasyon ürünleri ortamdan uzaklaşmaz, adeziv rezin içerisine dahil olur. Bu sistemler yalnız dentin dokusuna uygulandığından dolayı, minenin ayrı bir basamak gibi asitlenmesi gerekmektedir.

Self-etch adeziv sistemleri kendi aralarında uygulama prosedürleri ve agresiflik derecelerine (asidite/pH) göre alt gruplara ayrılabilirler (26). Uygulama prosedürlerine göre, iki aşamalı ve tek aşamalı (all-in-one) self etch sistemler; asiditelerine göre ise hafif ( $\text{pH}\pm 2$ ), orta ( $\text{pH}\pm 1.5$ ) ve kuvvetli ( $\text{pH} < 1$ ) self-etch adezivler olarak sınıflandırılabilirler (119).

Asidik monomerler hidroksiapatit bileşenlerini kısmi olarak çözerken, smear tabakasını demineralize dentin süstratına katar. Asidik monomerlerin nüfuz etmesini takiben, resin monomerlerin infiltrasyonu gerçekleşir ve bu açılmış dentin tübüllerin örtülmesini ve post-operatif duyarlılığı azaltan bir etki yaratmaktadır. Self-etch sistemler resin monomerlerin, demineralize dentinin

kollajen ağına tam penetrasyonu ve infiltrasyonunu sağlarken, marjinal bütünlüğü anlamlı bir şekilde artırır, hastaların semptom/belirtilerini azaltmak veya ortadan kaldırmaktadır (7)(32)(33).

Self-etch sistemlerinde total-etch sistemlerinde zorunlu olan “nemli-bonding” (moist bonding) gerekmemesi ve tekniğinin kolaylaştırılması/teknik hassasiyetinin azaltılması avantaj olarak gösterilmektedir (33)(35). Mine dokusunda adezyon ön görülebilir ve istikrarlı sonuçlar verirken, dentin kompleks yapısı ve histolojik özelliklerinden dolayı zorluklar ile karşılaşabilmektedir (7)(31)(36)(34). Rezinlerin dentine adezyonu sırasında “hibrit tabakası” oluşmaktadır. Hibrit tabakası asit ve asidik monomerler ile intertübüler ve peritübüler dentinin demineralizasyonu sonrasında oluşan, mikromekanik porozite ve açılmış dentin tübüllerine hidrofilik primerlerin uygulanması ve monomer tag’ların varlığı ile meydana gelir (7)(37)(31)(34)(36).

Materyaller ve uygulama teknikleri alanında sürekli teknolojik gelişmeler olmasına karşın, uzun dönemde restorasyon–diş sert dokusu arasında meydana gelen mikrosızıntıyı önlemek pek mümkün olmamaktadır (7). Amaç diş sert dokularına hatasız/mükemmel adezyonu sağlamaktır. Ancak materyallerin fiziksel özellikleri, polimerizasyon kaynağı, kavite lokalizasyonu ve konfigürasyonu (C-faktörü) ve dentinin histolojik ve morfolojik özellikleri ile, üretici firmaların kullanım talimatlarına uyulmaması ile hekimlerin yanlış uygulamaları bir araya geldiğinde restoratif tedavilerdeki başarı oranı düşük olmaktadır (7)(38)(33)(32)(39)(40)(41).

## **2.4 Lazer ile İlgili Genel Bilgi**

Maiman’ın 1960 yılında ilk “yakut” lazeri keşfetmesinden sonra tıp alanında lazerin kullanımı araştırılmaya başlanmıştır. Lazer kullanımının başlangıcından beri, diş sert dokulardaki kullanım olanakları hep araştırma konusu olmuştur.

1964 yılında, Stern ve Sognaes (42) “yakut” lazeri ile ilk olarak diş sert dokusunda ablasyon çalışmaları yapmışlardır.

O tarihten bugüne, sert doku ablasyonu lazer diş hekimliğinde en çok araştırılan konulardan biri olmuştur. Son yıllarda bu tür uygulamalara minimal invaziv ve ağrısız bir tedavi alternatifi olarak çok ilgi gösterilmektedir. Bu nedenle lazer uygulamalarının avantajlarını ve olasılıkları ararken, sınırlarını ve risklerini de göz ardı edilmemelidir. Diş hekimliği alanında mikrobiyolojik (43), morfolojik yüzey değişiklikleri, mikrosızıntı(44), dentin duyarlılığı(45) ve tensil (gerilim) bağlanma dayanımı (46) gibi çalışmaları yapılmaktadır.

## **2.5 Laser Ablasyon**

Son yıllarda lazer teknolojisi oldukça popüler hale gelmiş, tıp ve diş hekimliği alanlarında bir çok işlemde etkili olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde özellikle çürük lezyonların uzaklaştırılmasında ve kavite preparasyonlarında minimal invaziv ve ağrısız bir tedavi alternatifi olarak rol oynamaktadır. Bu teknik geleneksel döner aletlerden daha sessiz ve titreşimsiz çalışarak hastaların tedavilere tahammülünü arttırmaktadır. Özellikle Er:Yag lazeri, ultra kısa kare pulsatif teknolojisi ve 2.94 µm dalgaboyu ile Nd:Yag lazer uzun vadede kavite preparasyonları için alternatif bir yöntem olmuştur (47).

## **2.6 Lazer Tipleri**

### **2.6.1 Excimer Lazer**

Excimer lazerler değişken (unstable) moleküllere dayalı özel gaz lazeridir (48). Pulsatif lazer uygulamasına yetecek bir kaç nano-saniye kadar uyarılmış halde bulunurlar. Bu lazerler koroner anjioplasti ve korneal yüzeyin



düzenlenmesi için idealdir. “Excimer” lazerler komşu organlarda neredeyse hiçbir hasar yaratmadan doku ablasyonu yapabilmektedir.

Excimer lazer UV ışınlar foto-kimyasal etkileşimleri sayesinde ısı vermeksizin dokuyu etkili bir şekilde uzaklaştırabilmektedir. Bu özelliği diş hekimliği açısından çok avantajlı görünse de, ışının fiber optikler ile etkili olarak iletilmemesi ve ışının karakteristiği çok verimli olmaması, kullanılan gazın yarı ömrünün kısıtlı, maliyetinin yüksek olması, ve zehirli ve agresif bir yapıya sahip olması da dezavantajlarıdır.

193 nm dalgaboyunda lazerlerin uygulamasının gen mutasyonlarına sebebiyet verebilecekleri düşünülmekteyken, Van Mellaert ve arkadaşları (49) yaptıkları çalışmada hücresel değişime dair herhangi bir kanıt elde edememiştir. Pearson ve arkadaşları (50), kızılötesi lazerlerin aksine, UV lazerlerin ortaya çıkardıkları ısı miktarı ve pulpa dokusuna etkisi gözardı edilebilecek düzeyde olduğunu, ancak, doku uzaklaştırma miktarının kızılötesi lazerlerin çok altında olduğunu belirtmişlerdir.

Eugénio ve arkadaşları (51), KrF excimer lazer ile dentinde yaptıkları çalışmada, 4 J/cm<sup>2</sup> ve 10 pulse'lık bir uygulamada, kollajenin ortamdaki uzaklaştırıldığı ama kalsiyum ve fosfatın yüzeyden uzaklaştırılmadığını göstermişlerdir. Dentinde KrF Excimer lazer uygulamasının smear tabakasını uzaklaştırdığını ve kontrollü bir şekilde dentin dokusunu uzaklaştırdığını belirtmişlerdir.

### **2.6.2 Argon İyon Lazer**

Ne, Ar, Kr ve Xe soy gazlarından 175–1100 nm spektroskopik aralıkta 250'den fazla tür gaz deşarjı elde edilebilmektedir. İyonizasyon derecesi ne kadar yüksek olursa dalgaboyu o kadar kısa olur. Argon lazerlerin en ideal kullanımı anormal damarların ve ciltteki pigment lezyonların yok

edilmesindedir. Diğer bir uygulama alanı da diyabetik retinopati olup, burada retinanın periferik kısmının O<sub>2</sub> tüketimini kısıtlamaktır. Argon lazerler zahmetli bakımları, yüksek ısı verme, elektrik tüketimleri ve maliyetleri açısından çok tercih edilmemektedir. Diş hekimliğinde Argon lazerleri  $D < 10^{-3}$  değerlerinden dolayı etkisizdir ve kullanım alanları oldukça kısıtlıdır. Polimerizasyon için kullanılabilen bir lazerdir (52).

Pradhan ve arkadaşları (52) yaptıkları çalışmada Argon lazer ile Quartz Tungsten Halojen (QTH) bir ışık kaynağını kamforokinon bazlı bir kompozitin polimerizasyonunda karşılaştırmıştır. İki de kabul edilir polimerizasyon derinliğine ulaşmasına karşı Argon lazerin kompozitte daha az ısı artışına sebep olduğu kaydedilmiştir.

Powel ve Blankenau (53) yaptıkları çalışmada, inkremental teknik ile, her tabakada 10 sn süre ile  $250 \pm 50$  mW güçte argon lazer uygulaması ile yapılan restoratif materyallerin, konvansiyonel halojen ışık cihazlarından daha kısa sürede, eşit veya daha iyi fiziksel özelliklere sahip olduğunu bildirmişlerdir .

### **2.6.3 Helium – Neon Lazer**

İlk olarak 1961 yılında kullanılan helium–neon lazerler, lazerler sistemlerin öncüsü olarak kabul edilmektedir. En çok araştırılan ve en iyi anlaşılan lazer olarak kabul edilen Helium–Neon lazerler, klasik düşük kuvvetli gaz lazerlerdir ve diode lazerlere yerini bırakmıştır. Günümüzde daha çok holografide ve spektroskopide referans olarak kullanılmaktadır.

#### **2.6.4 Diode Lazer**

Diode lazerler aluminium veya indium, gallium ve arsenik gibi yarı-iletken kristallerin birleşiminden imal edilmiş lazerlerdir. Bu cihazların uçlarında optik rezonatör aynaları, ve mekanizmanın çalışmasını sağlayan elektriksel bir devre vardır. Bu lazerler kanser ve tümörlerde kullanılan fotodinamik tedavi için özel olarak üretilmişlerdir.

Diş Hekimliğine uygun olan dalgaboyu 800-980 nm arasındadır. Bu cihazlar enerjilerini fiberoptik uçlar ile sürekli dalgalı ya da darbeli geçitli şekilde iletmektedirler. Yumuşak doku cerrahisinde, koagülasyon, dişetin kesilmesi ve sterilizasyon alanlarında kullanılmaktadırlar (54).

Klinik çalışmalarda dişetin şekillendirilmesi, kısıtlı kuron boyu uzatmalarında, kavite kenarlarının açılmasında, kavite içine uzamış dişetin uzaklaştırılmasında, basit periodontal girişimler (sulkusların dezenfeksiyonu), ortodontik braketlerin takılması sırasında dişetin uzaklaştırılması, 6 aylık periodontal kontrollerde kullanım alanı bulunmaktadır. Ayrıca kanal tedavisi sırasında dezenfeksiyon amacı ile kullanılmaktadır (55).

Alfredo ve arkadaşları (56) yaptıkları çalışmada, 980 nm diode lazer ile 1.5W (100Hz, 100Hz) ve 3.0W'ta 20 sn. sürelik çalışma ile kök kanalı sterilizasyonu işleminin periapikal dokulara zarar vermeden yapılabileceğini belirtmişlerdir.

#### **2.6.5 CO<sub>2</sub> Lazer**

Katı etken maddeli lazerlerle karşılaştırıldığında, gaz moleküllerinin vibrasyonundan kaynaklanan 10600 nm dalgaboyu ile en eski lazer çeşitlerindedir. Uzun yıllar endüstriyel alanlarda kullanıldıktan sonra diş

hekimliğinde koagülasyon, cerrahi, skar dokusunu uzaklaştırma gibi işlemlerde yumuşak dokularda ağrıya sebep olmadan kullanılmaktadırlar (54). Ancak, Kantola ve arkadaşları (57) CO<sub>2</sub> lazer ile çalışmalarında mine ve dentinde erime ve krater oluşumlarına rastlamıştır.

Rossmann ve Israel (58) (59) yönlendirilmiş doku rejenerasyonu konusu ve dişin etrafındaki bağ dokusunun epitel katmanını CO<sub>2</sub> lazer ile kaldıran bir teknik üzerine hazırladıkları raporda, CO<sub>2</sub> lazerin dişin çevresinde epitelyal büyümeyi inhibe ettiğini göstermiştir. Böylelikle epitelyal dokunun bağ dokusunun iyileşmesiyle doğru orantılı olarak gelişmesi sağlanmıştır.

### **2.6.6 Nd:YAG Lazer**

Neodymium: yttrium aluminium garnet (Nd:YAG) lazeri, garnet kristalleri ile neodymium iyon katkılı yttrium ve aluminium içeren katı-aktif bir madde ile çalışır. Tıpta genellikle endoskopik olarak, dokuya temas etmeden yapılacak koagülasyon işlemlerinde kullanılırken, diş hekimliğinde daha çok sterilizasyon amaçlı kullanılır. Kanal tedavisinde kanal sterilizasyonunda yada diş eti tedavisinde sıkça tercih edilmektedir. Kanal dolgu materyalleri ile kök kanalı dentini arasında mikrosızıntıya karşı direnci arttırmaktadırlar (60). Nd:YAG lazerler 1064 nm olan dalga boyu sayesinde dişhekimliğinde sıkça enfeksiyonlara sebep olan bakteriler (renkleri kahverengi yada buna yakın renkler) tarafından emilmekte ancak diğer dokular tarafından emilimi olmamaktadır. Kısaca bu lazerin etki aralığı sadece bakteriler üzerine olmaktadır (61). Hem pulsatif hem sürekli (devamlı) modda çalışabilmektedir.

Lenz ve arkadaşları (62), doğru enerji düzeylerinin kullanılmaması durumunda oluşan yüksek ısıdan dolayı pulpa dokusunun hasara uğrayabileceğini tespit etmiştir.

Harris ve arkadaşları (63) yaptıkları çalışmada Nd:YAG lazerlerin sağlıklı dokudan çok çürük lezyonlar tarafından emildiği için, sağlam dentinden madde kaldırmak için topikal pigmentli başlatıcı (initiator) kullanılması gerektiğini savunmuştur.

### **2.6.7 Ho:YAG Lazer**

Holmium ile kaplanmış olup aktif maddeleri yttrium, alüminyum ve garnet kristalleridir. Önemli dalgaboyları 750 ve 810 nm'dir. İlk başlarda lazer diş hekimliği adına holmium: yttrium alüminyum garnet lazerleri (Ho:YAG) için beklentiler yüksekti.

Uygulandıkları dokularla temas halinde çalışan Ho:YAG lazerler zayıf da olsa hemostatik etki göstermektedir (64) .

Erbium lazerlerle karşılaştırıldığında, Holmium lazerlerin 2.1 µm radyasyonu, su ile etkileşime girmeden diş sert dokuları tarafından emilebilmektedir. Bu özellik minerin yapısı ve düşük su oranı göz önünde bulundurulduğunda bir avantaj olarak görülmekteydi. Uzun yıllar biyostimüle edici özelliği ile Düşük Düzey Lazer Terapi (Low Level Laser Therapy - LLLT) alanında kullanılmış, ağrısız uygulamalarda popülerite kazanmıştır (65). Ancak klinik çalışmalar ısı artışının çok fazla olduğunu gösterince bu sistem değerini yitirmeye başlamıştır.

### **2.6.8 Er:YAG Lazer**

Erbium ile kaplanmış aktif maddeleri yttrium, alüminyum ve garnet kristalleridir. 2940 nm dalga boyuna sahip olan bu lazer sistemi ilk olarak 1992 yılında KaVo tarafından piyasaya sürülmesine rağmen, ancak 1997 yılında FDA

(Food and Drug Administration–A.B.D.) tarafından diş sert dokularındaki çürük lezyonların uzaklaştırılması ve kavite hazırlanması için onay almıştır (66).

Paghdiwala (67) yaptığı çalışmada Er:YAG lazerinin dalgaboyunun diş sert dokusunu uzaklaştırmasındaki etkinliğini araştırmıştır. Su soğutması kullanmadan mine ve dentinde girintiler açmış ve ısı yükselmesine bağlı olarak görülen mikroçatlaklara ve kömürleşmeye rastlamamıştır. Bu bulgulara ilaveten pulpa odasındaki ısı artışının, pulpanın canlılığını ve bütünlüğünü tehlikeye atmayacak makul seviyelerde olduğunu tespit etmiştir.

#### **2.6.8.1 Er:YAG Lazerlerin Biyofiziği ve Ablasyon Mekanizması**

Günümüzde ablasyon mekanizmasının nasıl oluştuğu ve geliştiği halen açıklanmamış ve anlaşılmamıştır. İlk yapılan çalışmalar diş sert dokusunun dehidratasyonuna odaklanmıştır. Su absorpsiyonunu konu alan çalışmalar ise suyun yalnızca yarısının diffüz olabildiğini ve diffüzyon hızının saatlerden günlere uzayabilecek kadar yavaş olduğunu göstermektedir (68)(69)(70). Termal analizler ise diffüz olabilecek suyun ortamdan uzaklaştırılmadan önce hedef dokunun en az 200-300°C ısıtılması gerektiğini göstermektedir (71). Diş sert dokusuna daha sıkı bağlı olan suyun ayrıştırılması için ise 800°C ye ulaşan ısı gerekmektedir (72). Bundan dolayı, suyun difüzyonu sırasında oluşan dehidratasyon, diş sert dokularındaki lazer ablasyonundan sorumlu değildir.

Diğer sunulan ablasyon mekanizma hipotezleri ise kavitasyon baloncuklarını, apatit kristal fragmanlarını ve üretici firma tarafından önerilen bir dalgaboyunu içermektedir (Er;Cr:YSGG). Bu lazer ışını ise su damlalarının hızlanmasını sağlamaktadır. Bu sunulan etki mekanizması “hidrokinetik” olarak adlandırılmıştır, ki bu su damlacıklarının hızlıca minenin içine doğru lazer ışını içindeki emilim sayesinde hızlanması anlamına gelmektedir (73)(74).

Günümüzde Erbium lazerlerin spesifik dalgaboylarının kendine özgü etki mekanizmalarını açıklayan, anlatan bir araştırma henüz yayımlanmamıştır. Termomekanik ablasyon prosedürünün Er:YAG ve Er:YSGG cihazları için doğru olduğu tanımlanmıştır. Bugüne kadar yayımlanan yüksek hızlı fotoğraflar ve bilimsel literatürler “hidrokinetik etki” nin lazer ablasyon işleminin etki mekanizması olduğuna kanıt olamamaktadır (66)(75). Ayrıca Freiberg ve Cozean’ın (76) yaptıkları çalışmada “Eğer tanımlanan hidrokinetik etki var ise, bu etki diş minesine ablasyon sırasında önemli ölçüde katkıda bulunmamaktadır.” sonucuna varmışlardır.

Artık günümüzde tüm erbium lazerlerin mine üzerindeki ablasyon etki mekanizmalarının temel olarak aynı olduğu kabul edilmiştir. Mineral süstrattaki sıkışmış olan dokular arası sıvının yüzey altında genişmesi yüksek değerlerde bir hacim artışına neden olur. Bu artış ise çevre materyallerinin patlayarak uzaklaşmalarına sebep olmaktadır. Su soğutma ve kısa pulsatif süre sayesinde kalan ve bitişindeki diş sert dokusuna iletilen ısı miktarı minimal düzeydedir (76). Bütün erbium lazerlerin ortak bir özelliği diş dokuları ile temasa geçtiğinde bir “pat” sesi çıkarmalarıdır. Bu “pat” sesi aslında lazer enerjisinin patlayarak dağıldığında ortaya çıkarttığı çok hızlı bir şok dalgasıdır. Bu pat sesi “foto-akustik” etki olarak adlandırılmaktadır. Bu ses dalgasının tonu ve rezonansı dişteki çürük varlığına göre değişkenlik gösterir (77)(78). Bu foto-akustik etki kısa pulsatif sürenin ve yüksek enerji yoğunluğunun karakteristik bir özelliğidir (79).

Foto-akustik etkiye ek olarak, erbium lazer diğer dalgaboylarına benzer bir şekilde bakterisid etkiye sahiptir. Erbium dalgaboyu bakteri hücrelerinin içindeki su tarafından absorbe edilmektedir. Ve hücreler sıvının buhara dönüşmesi ile aynı şekilde buharlaşırlar. Bu olay sert dokularda ablasyon süresince görülmektedir (80).

Sert doku lazerin biyofiziği geçmişten günümüze kadar süre gelen çelişkili bir alandır. Bu çelişki farklı erbium lazerlerin dalgaboyları ve benzer etki mekanizmaları ile sabittir. Günümüzde spesifik bir dalgaboyuna özel bir etki mekanizması olduğuna dair yayımlanmış hiç bir araştırma yoktur. Diş sert dokuların ablasyonunda özel etki mekanizmaların varlığı halen incelenmesi gereken bir konudur.

#### **2.6.8.2 Er:YAG Lazer Uygulamalarının Diş Sert Dokularına Etkisi**

Lazerlerin diş sert dokularında yarattıkları etkileri incelerken kaynağın dalgaboyu, enerji yoğunluğu, atım süresi (pulse duration) göz önünde bulundurulmalıdır. Bunların yanında uygulanacak olan yüzeyin de emilim, saçılma ve yansıma gibi özellikleri de önemlidir (81).

Erbium lazerlerinin dalgaboyları su, hidroksiapatit ve kollajen gibi elementler tarafından emilme eğilimini göstermektedir. Suyun lazer enerjisi emilimi için sınırları 3-10  $\mu\text{m}$  arasındadır. Mine ve dentin yapısında da su bulunduğunu göz önünde bulunduracak olursak, Er:YAG lazerleri 2.94  $\mu\text{m}$  dalgaboyları ile bu dokularda çalışmak için oldukça idealdir (77). Erbium lazerlerin optik penetrasyon derinlikleri 300 mikrosaniyelik atım aralığı kullanıldığı takdirde 5  $\mu\text{m}$  civarındadır (82).

Lazer enerjisi diş sert dokusuna odaklandığında, suyun bulunduğu dişin yüzeyel tabakası hızlı bir şekilde ısı artışına maruz kalmaktadır. Bu ani ısı artışı ile su anında buharlaşmaktadır ve oluşan buhar lazer uygulanan alanda hacimsel bir artışa neden olmaktadır. Diş sert dokusunun kristal yapısı bu hacimsel artışı kaldıramadığından dolayı bozunmaya uğrar. Bu patlayıcı güç çıkışı lazer uygulaması ile başlayıp, gücün azalmasına dek devam eder. Çevre dokulara iletilen ısının az olması ablasyon hızının o denli yüksek olmasına bağlıdır. Lazer ile ablasyon işlemini gerçekleştirebilmek için belirli bir enerji seviyesine gereksinim vardır. Meydana gelen ısı ise, dokuları uzaklaştırmak için



kullanılan bu enerji ve kavite/krater tabanında kalan diş sert dokusudan kaynaklanmaktadır. Lazer enerjisi artırıldığında, ablyasyon eşik değeri düşmektedir; böylelikle ablyasyon süreci hızlanmış olup ortamda yaratılan ısı da azaltılmış olmaktadır. Enerji düzeyini arttırmadan oluşan ısıyı azaltmanın en tercih edilen yöntem ise uygulanacak olan alanı ince bir katman su ile kaplamaktadır (66). Bu amaçla su soğutması kullanılmaktadır.

Lazer uygulamalarının diş sert dokusuna etkilerini incelerken kullanılan enerji/güç ve uygulanan dokunun (mine veya dentin) özellikleri göz önünde bulundurmak gerekmektedir. Er:YAG lazerlerin minede kullanımı en çok önerilen lazer olmasında dalgaboyları, su tarafından emilim sınırları ve hidroksiapatit kristalleri içerisindeki OH<sup>-</sup> grupları tarafından absorbe oluşu önemli rol oynamaktadır (83). Erbium lazerler 10 yılı aşkın bir süredir sağlam ve çürükten etkilenmiş diş sert dokusunu uzaklaştırmada, atım başına 20-50 µm ablyasyon oranı ile etkili bir performans sergilemektedir (83)(84).

Er:YAG lazerlerin düşük enerjili uygulamaları, asit uygulamaları ile elde edilen bulgular ile karşılaştırılmıştır. Yapılan çalışmalarda lazerin yüzey morfolojisinde yarattığı değişikliklerin asit uygulamalarından farklı olduğunu göstermektedir. Yapılan çalışmalar, farklı adeziv sistemlerin bağlanma dayanımının fosforik asit uygulanmış olgularla karşılaştırılabileceğini vurgulasa bile elde edilen sonuçlar çelişkilidir (85)(86)(87)(88)(89)(90).

Er:YAG lazer uygulanmış minede hidroksiapatit yüksek ısı derecelerine eriştiğinde α,β-trikalsiyum fosfat, α,β-kalsiyum pirofosfat , tetrakalsiyum fosfat ve β,γ-kalsiyum metafosfat gibi maddeler oluşabilmektedir (91). Erimiş hidroksiapatit kristalleri yüzey geçirgenliğini azaltan tıkaç benzeri bir oluşum ile adezyonu olumsuz etkilemekte (92) ve aside karşı dirençli (acid-resistant) bir mine tabakası yaratmaktadır (93).

Delfino ve arkadaşları (94) 4Hz/250mJ ve 4Hz/300mJ (1.0-1.2 W) enerjide Er:YAG lazer kullandıkları çalışmada, Er:YAG lazerlerin mine dokusunun yüzey morfolojisini değiştirdiğini saptamıştır. Total-etch veya self-etch adeziv sistem farkı gözetmeksizin daha az homojen bir hibrit tabakası ve sınırlı sayıda rezin tag oluşumunun varlığı bildirilmiştir.

Er:YAG lazerlerinin enerjisi dentin dokusundaki organik ve inorganik yapısındaki su molekülleri tarafından emilmektedir. Absorbe olan lazer enerjisi su moleküllerin ısı ve kinetik enerjisini arttırarak mikro patlamalar meydana getirmektedir (83)(95)(96).

Er:YAG lazer uygulanmış dentin üzerine çalışma yapan birçok araştırmacı dentin tübüllerin/kanalların açıldığı ancak düzensiz yüzey özelliklerin oluştuğunu ve smear tabakasının tamamen ortadan kaldırıldığını rapor etmiştir (97)(98)(99)(100)(101)(102). Er:YAG lazer uygulaması yapılmış dentinin bağlanma kuvvetinin/kalitesinin değerlendirilmesi için bir çok araştırmalar yapılmıştır(100)(103)(104)(105)(106)(107).

Aoki ve arkadaşları (99) Er:YAG lazer uygulamaları ile kollajen ağ/fibrillerin denatüre olabileceğini çalışmalarında bildirmiş; Kataumi ve arkadaşları (98) ile Latta ve arkadaşları (108) Er:YAG lazer uygulamasının hibrit tabakası oluşumunu olumsuz etkilediğini bildirmişlerdir.

Schein ve arkadaşları (109) çalışmalarında Er:YAG lazer ile hazırlanmış dentin yüzeyinde kollajen ağ/fibrillerin varlığının olmamasına karşın dentin kanalların açıldığını ve bunun adeziv ajanların infiltre olabileceği bir alan olduğunu bildirmişlerdir.

## 2.7. Rezin Simanlar ile ilgili Genel Bilgiler

Rezin simanlar laboratuvar ortamında hazırlanan indirekt porselen ve kompozit restorasyonların mine ve dentine simante edilmesinde kullanılmaktadır. Tüm yapıştırıcı simanlar içerisinde in iyi fiziksel özelliklere sahip olan simanlar, rezin simanlardır (110)(111). Ağız sıvılarında çözünmeye uğramayan, basma (oklüzal) ve tensil (gerilim) kuvvetlerine en yüksek dayanımı gösteren simanlardır. Diğer yapıştırıcı simanlar ile karşılaştırıldıklarında en az mikrosızıntı değerlerine de sahip oldukları gözlemlenmektedir (112).

Genellikle rezin simanlar “dual-paste” çift-pat sistemler olarak bulunurlar ve simantasyondan hemen önce karıştırılırlar. Polimerizasyon işlemi kimyasal bir katalizör veya kimyasal ile ışıkla aktive olan bir katalizör birleşimi ile başlamaktadır. Işık geçirgenliği olmayan restorasyonlar için kimyasal katalizör içeren simanlar endikedir. Rezin simanlar azaltılmış doldurucu partikülleri ile kompozit rezinlerden farklılık gösterir (113). Doldurucu miktarının azaltılması siman akıcılığının artmasını ve film tabakasının azaltılmasını sağlamaktadır; bunlar ideal bir yapıştırıcı simanda aranan özelliklerdir (114) .

İndirekt restorasyonların klinik performansında, kenar bütünlüğü ve örtücülük çok önem taşır. Literatür bulguları rutin laboratuvar teknikleri kullanılarak bir dereceye kadar “sıkı olmayan” restorasyonlar yapılabileceğini ve bu şekilde yaklaşık 50 µm kalınlığında bir siman tabakası elde edilebileceğini göstermektedir (115)(116). Adeziv simantasyon indirekt restorasyonların kırılma ve oklüzal kuvvetlere karşı direncini arttırmaktadır (117). Bu yöntem ile polimerizasyon büzülmesi yalnızca ince bir tabaka halindeki rezin siman ile sınırlı kaldığı bildirilmektedir (118).

Rezin simanlar organik rezin matriksin (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA gibi) değişik büyüklük ve formdaki inorganik doldurucu maddeler ile güçlendirilmesi (kuartz, baryum, stronsiyum, çinko, lityum alüminyum silikat, itterbiyum, bor

silikat camı) suretiyle oluşurlar. Organik rezin matriks ve inorganik doldurucular arasındaki bağlantı ise silan bağlanma ajanı kullanılarak sağlanır (119)(120).

Hem mine dokusuna hem dentin dokusuna yüksek bağlanma kuvvetlerinden dolayı tercih edilen rezin simanlar içerikleri ve polimerizasyon tiplerine göre sınıflandırılmaktadır (121).

### 2.7.1 İçeriklerine Göre Resin Simanlar

Resin simanlar, kullanılan doldurucunun tiplerine göre “mikro-doldurucu”lu ve “hibrit doldurucu”lu resin simanlar olmak üzere iki ana gruba ayrılmaktadır.

İnorganik doldurucuların oranları ve partiküllerinin büyüklükleri resin simanın manipülasyonunu ve mekanik özelliklerini etkiler. Mikrodolduruculu resin simanların akışkanlıkları ve yüzeyleri kolaylıkla ıslatabilme özellikleri (wetting), restorasyonların kavitelere kolaylıkla yerleştirilebilmesine yardımcı olur. Doldurucu oranı yüksek olan resin simanlarda polimerizasyon büzülmesi (122) ve kavite kenar aşınması az olmakla birlikte restorasyonun kaviteye yerleştirilmesi güçleşmektedir (123).

Doldurucu partikülleri büyük veya doldurucu oranı yüksek olan resin simanların inley/onleyin kavitelere yerleştirilmesinde, ultrasonik vibrasyon ile bu yerleştirme işlemini kolaylaştıran cihazlar geliştirilmiştir (124). Bu cihazların kullanılması suretiyle, restorasyon kaviteye etkili ve hızlı bir şekilde yerleştirilmekte, ayrıca ince ve homojen bir film kalınlığı sağlanmaktadır (125).

Resin simanlar ısıtıldıklarında, akıcılıkları artmakta ve resin dentine daha etkili olarak penetre olmakta, resin simanın film kalınlığı incelmekte ve kenar uyumu iyileşmektedir (126)(127)(128)(129). Ancak 50-60 °C seviyesinde ısıtma resin simanların mekanik özelliklerini ve homojen yapısını bozabilmekte ve simantasyon esnasında pulpa hasarına sebep olabilmekte (130), bazı resin

simanlarda, ısı monomerin polimere dönüşme derecesini arttırmaktadır (131)(131). Dönüşme derecesinin artması, yüzey sertliğinin artması, kırılma dayanımı ve aşınmaya direnç gibi mekanik özelliklerinde daha iyileşmesine sebep olmaktadır (129)(133).

### 2.7.2 Polimerizasyon Tiplerine Göre Rezin Simanlar

Rezin simanlar, sertleşme yöntemine göre 3 kategoriye ayrılırlar;

- Kendi kendine sertleşen “Self-cure”
- Işık ile sertleşen “Light-cure”
- Hem kendi kendine hemde ışıkla sertleşen “Dual-cure” rezin simanlar. (134)

Self-cure rezin simanlar çift pat veya toz/likit halinde hazırlanmakta, çift pat halinde olanlar, yarı yarıya organik matriks ve inorganik doldurucu içermekte, patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit diğesinde ise reaksiyonu hızlandıran tersiyer amin bulunmaktadır. Self-cure rezin simanların polimerizasyon büzülmesi az olmakta, buna karşın içindeki aminler ağız ortamı içinde kimyasal değişikliklere uğrayarak renk değişimine sebep olmaktadır (135)(136). Self-cure rezin simanların yerleştirme ve sertleşme süreleri uzun, metale bağlanma kuvvetleri yüksektir (137).

Light-cure rezin simanlar sadece porselen verner ve ince inley/onley uygulamalarında kullanılmaktadır. Çalışma ve yerleştirme zamanı uzun olması nedeni ile renk sorununun olmadığı bildirilmektedir (138).

Dual-cure rezin simanların sertleşme mekanizması self-cure resin simanlarda olduğu gibidir ancak yapısında bulunan ve ışığa duyarlı olan kamforokinon polimerizasyon işlemlerini başlatmaktadır (initiator). Üretici firmalar rezin simanlarda süre açısından kullanım kolaylığı sağlamak ve

polimerizasyon etkinliğini arttırmak adına aktivatör oranlarını düşürmektedirler (139). Dual-cure rezin simanlar, kullanılan restorasyonun renk ve kalınlığı, yeterli ışık iletimine elverişli olmadığı, restorasyon 3 mm den daha kalın olduğu durumlarda kullanılmaktadır (140). Dual-cure rezin simanlar ışıkla aktive edilmedikleri sürece self-cure rezin siman özelliklerini göstermekte, polimerizasyon gerçekleştirildikten sonra mekanik özellikleri güçlenmektedir (141).

## 2.8 Self-adeziv Rezin Simanlar

Self adeziv rezin simanlar diş sert dokusuna herhangi bir işlem yapılmasını gerektirmeyen, simantasyon işlemlerini kolalaştırmak adına üretilmiş yeni sistemlerdir. Cam iyonomer simanlar ile benzer bir adezyon mekanizmasına sahip olan bu sistemler (7) asidik ve hidrofilik monomerleri birarada bulundurmaktadır. Böylelikle eş zamanlı olarak mine ve dentini demineralize edip monomer infiltrasyonunu gerçekleştirebilmektedirler. Bu özellikleri sayesinde diş sert dokusunda hiç bir önhazırlık gereksinimleri yoktur (142)(143)(144)(145).

Self adeziv rezin simanların fonksiyonel monomer bileşenlerinde bulunan fosfat grupları diş sert dokusundaki hidroksiapatit ile reaksiyona girmekte ve kimyasal bağlanma ile retansiyon sağlamaktadır. Gerth ve arkadaşları (146) yaptıkları çalışmada hidroksiapatit'in yapısındaki  $Ca^{+}$  ile rezin siman arasında kimyasal bir bağ oluştuğunu bildirmişlerdir. Bu asidik monomerlerin materyallerin içerisindeki temel inorganik doldurucular ile kimyasal reaksiyona girerek, materyalin serbest radikal polimerizasyonuna ilave bir asit-baz reaksiyonu sağladıkları belirtilmektedir (144).

Çoğu self-etching, self-adeziv siman literatürünün RelyX Unicem™ (3M ESPE AG) üzerinde olmasının sebebi bu ürünün türünün ilk olmasıdır. Çalışmaların çoğu RelyX™ Unicem'in bağlanma etkinliği üzerine odaklanmıştır.

Yüzeysel olarak dentin ile etkileşime girdiğinden dolayı, materyalin demineralizasyon kapasitesi düşük bulunmuş ve buna bağlı olarak hibrit tabakası veya rezin tag oluşumu gözlemlenmemiştir (147)(148)(149). Bütün bu olumsuzluklara rağmen dentine bağlanma dayanımı kullanılmakta olan bir çok rezin simanlar ile karşılaştırılabilir değerlerdedir [ $\mu$ TBS-15.9 MPa] (147)(150)(151)(152). Yalnız mineye (147)(151)(152)(153)(154)(155) ve kök dentinine (156)(157)(158)(159) bağlandığında RelyX™ Unicem'in daha az etkili olduğu belirtilmiştir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu *in vitro* çalışmada çekilmiş 45 adet sürmemiş üçüncü büyükazı dişi kullanılmıştır. Dişlerin kök yüzeyleri üzerinde bulunan yumuşak dokular periodontal küret yardımı ile uzaklaştırılmış ve dişler deney çalışmaları başlayıncaya kadar distile su içerisinde saklanmıştır.

#### 3.1 Örneklerin Hazırlanması

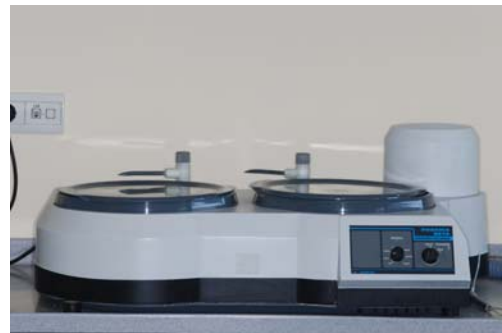
Laboratuar çalışmalarının tümü Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

45 adet sürmemiş üçüncü büyük azı dişin köklerinden mine sement ayırımından, kesit alma cihazı (IsoMet, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, ABD) ile kesilerek uzaklaştırılmış ve kuronlar iki eşit parça elde etmek üzere mesio-distal yönde tekrar kesilerek (vestibül ve lingual yüzeylerden oluşan) 90 adet örnek elde edilmiştir.

Örneklerin standardize edilmesi için tüm örnekler 20 mm çapında, 15 mm yükseklikte paslanmaz çelikten hazırlanmış halkalar eşliğinde akrilik rezin içerisine yerleştirilmiş, tüm örnekler 5-6 mm dentin açığa çıkartmak için sırası ile 100 ve 600 grit silikon karbid zımpara kağıtları kullanılarak su altında aşındırılmıştır.



**Resim 1: a)** Isomet – Kesit ama cihazı  
(Buehler , USA)



**b)** Phoenix Beta- Aşındırma Cihazı  
(Buehler , USA)



Bağlanma materyallerinin homojen olarak belirli bir alana uygulanabilmesi için 4 mm çapında, 70 µm kalınlıkta adeziv teypler dentin yüzeylerine yerleştirilmiştir.

Hazırlanan örnekler 30Hz/70mJ, 30Hz/160mJ temas olmaksızın (non-contact) 1 mm mesafeden lazer uygulamaları ve lazer uygulanmamış kontrol grupları oluşturulmuş, sonra üç farklı resin simanın (Kuraray Clearfil Esthetic Cement, Ivoclar Multilink Automix ve Ivoclar Variolink II ) uygulanması amacı ile, her grupta 10 adet diş olmak üzere, rastgele 9 gruba ayrılmıştır.



**Resim 2: a)** Clearfil Esthetic Cement.  
Kuraray Medical Inc

**B)** Multilink Automix.  
Ivoclar Vivadent

**C)** Variolink II.  
Ivoclar Vivadent

**Tablo 1:** Gruplarda uygulanan lazer güçleri ve kullanılan resin simanlar.

	<b>Enerji</b>	<b>Materyal</b>
Grup 1	30 Hz/70 mJ	Clearfil Esthetic Cement
Grup 2	30 Hz/160 mJ	Clearfil Esthetic Cement
Grup 3	Kontrol	Clearfil Esthetic Cement
Grup 4	30 Hz/70 mJ	Multilink Automix
Grup 5	30 Hz/160 mJ	Multilink AutoMix
Grup 6	Kontrol	Multilink AutoMix
Grup 7	30 Hz/70 mJ	Variolink II
Grup 8	30 Hz/160 mJ	Variolink II
Grup 9	Kontrol	Variolink II

**Tablo 2:** Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Üretici Firmaları

Materyal	Ürün	Üretici Firma
Self-etch Rezin Siman	Clearfil Esthetic Cement	Kuraray Medical Inc.
Self-etch Rezin Siman	Multilink AutoMix	Ivoclar Vivadent
Total-etch Rezin Siman	Variolink II	Ivoclar Vivadent
Asit	K-Etchant Gel	Kuraray Medical Inc.
Asit	Total Etch	Ivoclar Vivadent
Hidroflorik asit	IPS Ceramic Etching Gel	Ivoclar Vivadent
Silan	Clearfil Ceramic Primer	Kuraray Medical Inc.
Silan	Monobond-S	Ivoclar Vivadent
Primer	ED Primer II	Kuraray Medical Inc.
Primer	Primer A & B	Ivoclar Vivadent
Primer	Syntac Primer	Ivoclar Vivadent
Adeziv	ED Primer II Liquid A & B	Kuraray Medical Inc.
Adeziv	Syntac Adhesive	Ivoclar Vivadent
Adeziv	Heliobond	Ivoclar Vivadent

**Tablo 3:** Yapıştırıcı Simanların içerikleri ve uygulama prosedürleri

Rezin Siman	Yapı / İçerik	Uygulama Prosedürü
	<b>ED PRIMER II</b> <u>Liquid A:</u> · MDP · 5-NMSA · HEMA · Su · Akseleratör <u>Liquid B:</u> · 5-NMSA · Su · İnisiyator · Akseleratör	
<b>Clearfil Esthetics Cement</b>	<b>Clearfil Esthetic Cement</b> <u>Paste A:</u> · Bis-GMA · TEGDMA · Hidrofobik aromatik dimethacrylate · Silanize barium cam doldurucu · Kolloidal silika · Akseleratör · Diğer <u>Paste B:</u> · Bis-GMA · TEGDMA · Hidrofobik aromatik dimethacrylate · Hidrofilik alifatik dimethacrylate · Silanize silika doldurucu · Silanize barium cam doldurucu · Kolloidal siliKa · Benzoyl peroksit · dl-kamforokinon · İnisiyatorler · Pigmentler · Diğer	Seramik restorasyona 5 sn K-Etchant Gel uygulandıktan sonra Clearfil Ceramic Primer uygulanıp kurutulur. ED Primer II Liquid A ve B 1:1 oranında karıştırılıp dentine uygulanıp hava ile kurutulur. Clearfil Esthetics Cement (Paste A+B) çift pistonlu şırıngadan tek bir hareketle eşit miktarda sıkılır ve 1:1 oranında karıştırılır.

<p><b>Multilink Automix</b></p>	<p>Monomer matriksin bileşimi etoksillenmiş Bis-EMA, UDMA, Bis-GMA, HEMA şeklindedir. Barium glass, ytterbium trifluoride, spheroid mixed oxide inorganik dolduruculardır. Partikül büyüklüğü 0.25-3µm. Ortalama partikül büyüklüğü 0.9µm dir. İnorganik doldurucuların toplam hacmi ise % 39.7 dir.</p> <p><i>Multilink primer A ve B</i> Multilink primer A reaksiyon başlatıcıların sudaki çözeltisidir. Multilink primer B nin içinde ise HEMA, fosforik asit ve akrilik asit monomerleri bulunur.</p>	<p>Restorasyona 60 sn. hidrofluorik asit uygulandıktan sonra su ile yıkanıp, hava ile kurutulur, bağlanılacak yüzeylere 60 sn. süre ile Monobond-S uygulanıp hava ile kurutulur. Dentin yüzeyinin yıkanıp kurulanmasını takiben Multilink Primer A+B 1:1 oranında (1 damla Primer A + 1 damla Primer B) veya bunun katları olacak şekilde karıştırılıp 15 sn süre boyunca uygulanır ve hava ile kurutulur. Kompozit pastalar Multilink çift pistonlu şırıngadan tek bir hareketle eşit miktarda sıkılır ve 1:1 oranında karıştırılır.</p>
<p><b>Variolink II</b></p>	<p>Monomer matrikin bileşimi Bis-GMA, Urethandimethacrylat ve Triethylenglycoldimethacrylat'tan oluşur. İnorganik doldurucu partikülleri ise Bariumglass, Ytterbiumtrifluorid, Ba- Al Fluorsilikat cam partikülleri ve küremsi karma oksitten oluşur.</p> <p>Bileşimde ayrıca, katalizörler, stabilizatörler ve pigmentler bulunur. Partikül büyüklüğü 0.04-3.0µm.'dur. Ortalama partikül büyüklüğü 0.7µm.'dur.</p>	<p>Restorasyona 60 sn. hidrofluorik asit uygulandıktan sonra su ile yıkanıp, hava ile kurutulur, bağlanılacak yüzeylere 60 sn. süre ile Monobond-S uygulanıp hava ile kurutulur. Dentin %37'lik fosforik asit ile 15 sn. süre ile Total-etch yapıp, yıkanır ve hava ile hafif kurutulur. 15 sn. Syntac Primer uygulamasını takiben hava ile kurulama, 10 sn. Syntac Adhesive uygulamasını takiben hava ile kurulama ve Heliobond uygulanır. Variolink II baz ve katalizörü 1:1 oranında karıştırma kağıdı üzerinde 10 sn süre ile karıştırılır.</p>

Birinci , dördüncü ve yedinci gruplar 30Hz/70mJ ayarında, 2.1 W güç kullanılarak, ikinci , beşinci ve sekizinci gruplar 30 Hz/160 mJ ayarında 4.8 W güç kullanılarak hazırlanmış ve üçüncü, altıncı ve dokuzuncu gruplar (**Tablo 1**) ise lazerin bağlanma dayanımına olan etkisini belirlemek için lazer uygulanmamış kontrol gruplarıdır.

Gruplardaki dişlere firmaların önerileri doğrultusunda 4 mm çapında, 2 mm kalınlığında hazırlanmış Empress seramik bloklar rezin simanlar ile aşağıda anlatıldığı gibi uygulanmıştır. Tüm seramik bloklar kumlama ve ultrasonik temizleme işlemlerinden geçirilmiştir.



**Resim 3: a)** Renfert marka Basic classic Kumlama cihazı



**b)** Sonic marka Ultrasonik temizleyici

ISO/TS 11405:2003 test standartları doğrultusunda tüm lazer, dentin ön hazırlıkları, simantasyon ve polimerizasyon işlemlerinin standardizasyonu için uygulamaların tamamı tek bir şahıs tarafından gerçekleştirilmiştir (160).

Homojen bir rezin siman kalınlığı elde etmek için porselen restorasyonların kaviteye yerleştirilmesi sırasında basınç uygulanmaktadır. Bu basınç hafif kuvvet uygulaması (light pressure) (147) veya bu çalışmada uygulandığı gibi parmak basıncı (finger pressure) (161) ile sağlanmaktadır. Kuron simantasyonunda 20-60 N aralığında bir kuvvet önerilmekteyken (162) yapılan bir çalışmada parmak basıncının kuvvet olarak değeri ortalama 40N olarak kaydedilmiştir (163).

**1. Grup:** Kullanılan seramik bloklar, 5 sn. %40 fosforik asit kolloidal silika içeren K-Etchant gel uygulandıktan sonra kuvvetli hava-su spreyi ile yıkanıp, kurutulmuştur. Bağlanılacak yüzeylere Clearfil Ceramic Primer (silan) 60 sn. uygulandıktan sonra tekrar hava ile kurutulmuştur. Bu gruptaki dişlerin dentin yüzeylerine 30Hz/70mJ Er:YAG lazer temas etmeksizin (non-contact) uygulanmış, dentin yüzeyine ED Primer II Liquid A ve B 1:1 oranında karıştırıldıktan sonra 30 sn. süre ile bonding fırçası ile uygulanmıştır. Fazlalık primer pelet ile uzaklaştırıldıktan sonra, porselen örnekler Clearfil Esthetic Cement (Paste A+B) ile simante edilmiş ve 40 sn. Elipar™ FreeLight™2 (3M ESPE) ile her yönden 45° açı ile polimerize edilmiştir.

**2. Grup:** Kullanılan seramik bloklar, 5 sn. %40 fosforik asit kolloidal silika içeren K-Etchant gel uygulandıktan sonra kuvvetli hava-su spreyi ile yıkanıp, kurutulmuştur. Bağlanılacak yüzeylere Clearfil Ceramic Primer 60 sn. uygulandıktan sonra tekrar hava ile kurutulmuştur. Bu gruptaki dişlerin dentin yüzeylerine 30Hz/160mJ Er:YAG lazer temas etmeksizin (non-contact) uygulanmış, dentin yüzeyine ED Primer II Liquid A ve B 1:1 oranında karıştırıldıktan sonra 30 sn. süre ile bonding fırçası ile uygulanmıştır. Fazlalık primer pelet ile uzaklaştırıldıktan sonra, porselen örnekler Clearfil Esthetic Cement (Paste A+B) ile simante edilmiş ve 40 sn. Elipar™ FreeLight™2 (3M ESPE) ile her yönden 45° açı ile polimerize edilmiştir.

**3. Grup (Clearfil Esthetic Cement Kontrol):** Kullanılan seramik bloklar, 5 sn. %40 fosforik asit kolloidal silika içeren K-Etchant gel uygulandıktan sonra kuvvetli hava-su spreyi ile yıkanıp, kurutulmuştur. Bağlanılacak yüzeylere Clearfil Ceramic Primer 60 sn. uygulandıktan sonra tekrar hava ile kurutulmuştur. Bu gruptaki dişlerin dentin yüzeylerine lazer uygulaması yapılmamıştır. Dentin yüzeyine ED Primer II Liquid A ve B 1:1 oranında karıştırıldıktan sonra 30 sn. süre ile bonding fırçası ile uygulanmıştır. Fazlalık primer pelet ile uzaklaştırıldıktan sonra, porselen örnekler Clearfil Esthetic Cement (Paste A+B) ile simante edilmiş ve 40 sn. Elipar™ FreeLight™ 2 (3M ESPE) ile her yönden 45° açı ile polimerize edilmiştir.



**Resim 4: a)** Clearfil Ceramic Primer, K-Etchant Gel, ED Primer II Liq. A & B.

**b)** Clearfil Esthetic Cement full kit

**4. Grup:** Kullanılan seramik bloklar 60 sn. IPS Ceramic Etching Gel (hidrofluorik asit) uygulandıktan sonra su ile yıkanıp, hava ile kurutulmuş, bağlanılacak yüzeylere 60 sn. süre ile Monobond-S (silan) uygulanmış ve hava ile kurutulmuştur. Bu gruptaki dişlerin dentin yüzeylerine 30Hz/70mJ Er:YAG lazer temas etmeksizin (non-contact) uygulanmış, dentin yüzeyinin yıkanıp kurulanmasını takiben Multilink Primer A+B 1:1 oranında karıştırılıp, bonding fırçası yardımı ile 15 sn süre boyunca uygulanmış ve hava ile kurutulmuştur. Multilink Automix Paste, Monobond-S (silan) uygulanan yüzeye konduktan sonra dişe simante edilmiş, ve 40 sn. Elipar™ FreeLight™ 2 (3M ESPE) ile her yönden 45° açı ile polimerize edilmiştir.

**5. Grup:** Kullanılan seramik bloklar 60 sn. IPS Ceramic Etching Gel uygulandıktan sonra su ile yıkanıp, hava ile kurutulmuş, bağlanılacak yüzeylere 60 sn. süre ile Monobond-S uygulanmış ve hava ile kurutulmuştur. Bu gruptaki dişlerin dentin yüzeylerine 30Hz/160mJ Er:YAG lazer temas etmeksizin (non-contact) uygulanmış, dentin yüzeyinin yıkanıp kurulanmasını takiben Multilink Primer A+B 1:1 oranında karıştırılıp, bonding fırçası yardımı ile 15 sn süre boyunca uygulanmış ve hava ile kurutulmuştur. Multilink Automix Paste, Monobond-S (silan) uygulanan yüzeye konduktan sonra dişe simante edilmiş, ve 40 sn. Elipar™ FreeLight™ 2 (3M ESPE) ile her yönden 45° açı ile polimerize edilmiştir.

**6. Grup (Multilink Automix Kontrol):** Kullanılan seramik bloklar 60 sn. IPS Ceramic Etching Gel uygulandıktan sonra su ile yıkanıp, hava ile kurutulmuş, bağlanılacak yüzeylere 60 sn. süre ile Monobond–S uygulanmış ve hava ile kurutulmuştur. Bu gruptaki dişlerin dentin yüzeylerine lazer uygulaması yapılmadı. Dentin yüzeyinin yıkanıp kurulanmasını takiben Multilink Primer A+B 1:1 oranında karıştırılıp, bonding fırçası yardımı ile 15 sn. süre boyunca uygulanmış ve hava ile kurutulmuştur. Multilink Automix Paste, Monobond–S (silan) uygulanan yüzeye konduktan sonra dişe simante edilmiş, ve 40 sn. Elipar™ FreeLight™ 2 (3M ESPE) ile her yönden 45° açı ile polimerize edilmiştir.



**Resim 5: a)** Monobond-S, Multilink Primer A,  
Multilink Primer B

**b)** Multilink Automix Paste

**7. Grup :** Kullanılan seramik bloklar 60 sn. IPS Ceramic Etching Gel uygulandıktan sonra su ile yıkanıp, hava ile kurutulmuş, bağlanılacak yüzeylere 60 sn. süre ile Monobond–S uygulanmış ve hava ile kurutulmuştur. Bu gruptaki dişlerin dentin yüzeylerine 30Hz/70mJ Er:YAG lazer temas etmeksizin (non-contact) uygulanmış, dentin yüzeyinin yıkanıp kurulanmasını takiben %37'lik fosforik asit ile 15 sn. süre ile total-etch yapılmış, yıkanmış ve hava ile hafif kurutulmuştur. 15 sn. Syntac Primer uygulama sonrası hava ile kurulama, 10 sn. Syntac Adhesive uygulama sonrası hava ile kurulama ve Heliobond uygulaması sonrasında Variolink II Catalyst ve Base 1:1 oranında karıştırılarak uygulanan yüzeye konduktan sonra dişe simante edilmiş, ve 40 sn. Elipar™ FreeLight™ 2 (3M ESPE) ile her yönden 45° açı ile polimerize edilmiştir.

**8. Grup :** Kullanılan seramik bloklar 60 sn. IPS Ceramic Etching Gel uygulandıktan sonra su ile yıkanıp, hava ile kurutulmuş, bağlanılacak yüzeylere 60 sn. süre ile Monobond–S uygulanmış ve hava ile kurutulmuştur. Bu gruptaki dişlerin dentin yüzeylerine 30Hz/160mJ Er:YAG lazer temas etmeksizin (non-contact) uygulanmış, dentin yüzeyinin yıkanıp kurulanmasını takiben %37'lik fosforik asit ile 15 sn. süre ile Total-etch yapılmış, yıkanmış ve hava ile hafif kurutulmuştur. 15 sn. Syntac Primer uygulama sonrası hava ile kurulama, 10 sn. Syntac Adhesive uygulama sonrası hava ile kurulama ve Heliobond uygulaması sonrasında Variolink II Catalyst ve Base 1:1 oranında karıştırılarak uygulanan yüzeye konduktan sonra dişe simante edilmiş, ve 40 sn. Elipar™ FreeLight™ 2 (3M ESPE) ile her yönden 45° açı ile polimerize edilmiştir.

**9. Grup (Variolink II Kontrol):** Kullanılan seramik bloklar 60 sn. IPS Ceramic Etching Gel uygulandıktan sonra su ile yıkanıp, hava ile kurutulmuş, bağlanılacak yüzeylere 60 sn. süre ile Monobond–S uygulanmış ve hava ile kurutulmuştur. Bu gruptaki dişlerin dentin yüzeylerine lazer uygulaması yapılmadı. Dentin yüzeyinin yıkanıp kurulanmasını takiben %37'lik fosforik asit ile 15 sn. süre ile Total-etch yapılmış, yıkanmış ve hava ile hafif kurutulmuştur. 15 sn. Syntac Primer uygulama sonrası hava ile kurulama, 10 sn. Syntac Adhesive uygulama sonrası hava ile kurulama ve Heliobond uygulaması sonrasında Variolink II Catalyst ve Base 1:1 oranında karıştırılarak uygulanan yüzeye konduktan sonra dişe simante edilmiş, ve 40 sn. Elipar™ FreeLight™ 2 (3M ESPE) ile her yönden 45° açı ile polimerize edilmiştir.



**Resim 6: a)** Monobond-S, Syntac Primer, Syntac Adhesive, Heliobond



**b)** Variolink II Base ve Catalyst



### 3.2. Termosiklus/Hızlı Yaşlandırma Prosedürü

Tüm örneklere 5°-55°C arasında 1000 kez termosiklus döngüsü uygulanmıştır. Örnekler 5°C de su bulunan haznenin içinde 30 sn. bekletilip, 55°C de su bulunan haznelerin içerisinde 30 sn. bekletilerek bir döngü tanımlanmıştır.



**Resim 7:** Çalışmada kullanılan Termosiklus Cihazı – Salubris Technica

### 3.3 Makaslama Testleri (Shear Bond Strength)

Universal test cihazına (Instron; USA) bağlanan örneklere, 1 mm / dak hız ISO-TR 11405 standartlarında (160) uygulanarak kopma meydana gelene kadar makaslama kuvveti uygulanmış ve kırılan örneklerin kopma değerleri MPa olarak kayıt edilmiştir.



**Resim 8:** Universal test cihazı (Instron; USA)



**Resim 9:** Makaslama testi için bağlanan örnek.

### 3.4 İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada istatistiksel analizler NCSS 2007 paket programı ile yapılmıştır.

Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel yöntemlerin (ortalama, standart sapma) yanı sıra gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal Wallis testi, alt grup karşılaştırmalarında Dunn's çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık  $p < 0,05$  düzeyinde değerlendirilmiştir

## 4. BULGULAR

Bu çalışmada lazer uygulanan dentin yüzeylerine 3 farklı resin siman ile porselen blokların simante edilmesinden sonra makaslama kuvvetlerine dayanımının incelenmesi amaçlanmıştır.

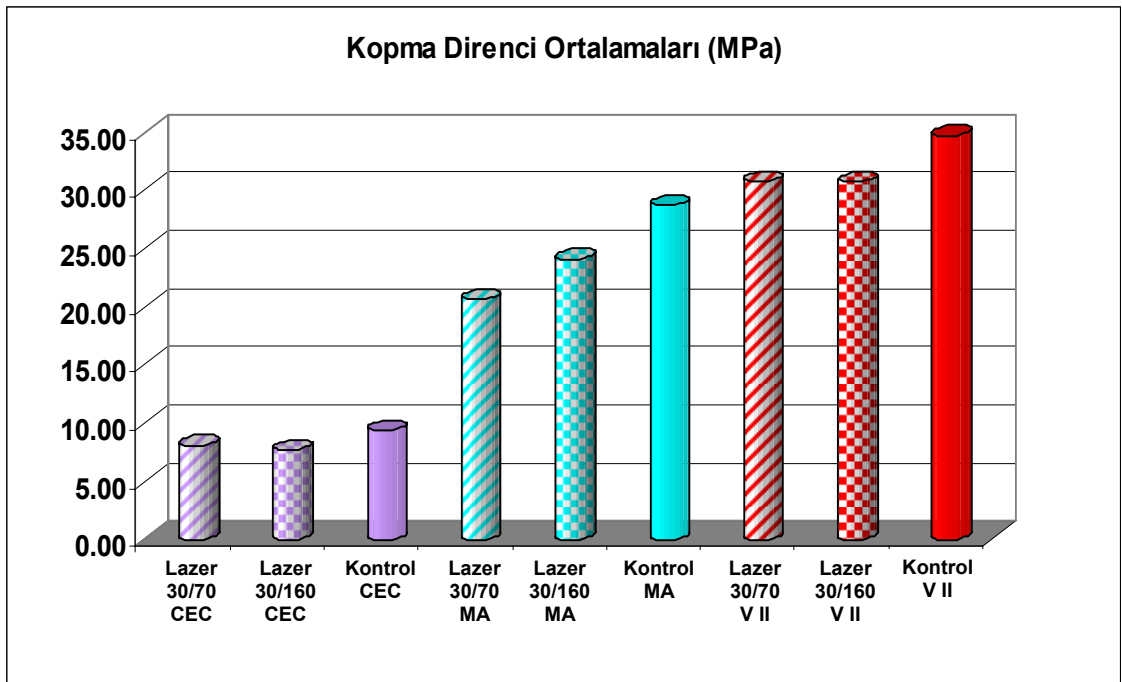
### 4.1 Makaslama Dayanımı ile İlgili Bulgular

Bütün grupların makaslama kuvvetlerine dayanımının aritmetik ortalamaları ve standart sapma değerleri Tablo 4'te ve Grafik 1'de gösterilmiştir.

**Tablo 4:** Lazer uygulanan ve uygulanmayan örneklerin makaslama kuvvetlerine bağlanma dayanım değerlerinin (MPa) aritmetik ve standart sapma değerleri.

	<b>Enerji</b>	<b>Materyal</b>	<b>Kuvvet (MPa)</b>
Grup 1	Lazer 30Hz/70mJ	Clearfil Esthetic Cement	8,05±2,05
Grup 2	Lazer 30Hz/160mJ	Clearfil Esthetic Cement	7,67±2,08
Grup 3	Kontrol	Clearfil Esthetic Cement	9,35±0,9
Grup 4	Lazer 30Hz/70mJ	Multilink Automix	20,58±3,27
Grup 5	Lazer 30Hz/160mJ	Multilink Automix	24,09±3,96
Grup 6	Kontrol	Multilink Automix	28,7±4,64
Grup 7	Lazer 30Hz/70mJ	Variolink II	30,76±6,07
Grup 8	Lazer 30Hz/160mJ	Variolink II	29,21±4,75
Grup 9	Kontrol	Variolink II	34,66±6,12
	KW (Kruskal Wallis)		72,14
	<b>p</b>		<b>0,0001</b>

**Grafik 1:** Uygulama gruplarının makaslama kuvvetlerine bağlanma dayanım değerlerinin (MPa) dağılımı.



(CEC – Clearfil Esthetic Cement, MA – Multilink Automix, V II – Variolink II) En düşük nümerik değer (7.67MPa) Grup 2’de, en yüksek nümerik değer ise (34.66 MPa) Grup 9’da elde edilmiştir.

**Tablo 5:** Materyallerin lazer ve kontrol gruplarına göre Kruskal Wallis testi ile değerlendirmesi.

	<b>Clearfil E. C.</b>	<b>Multilink Automix</b>	<b>Variolink II</b>	<b>KW</b>	<b>p</b>
Lazer 30Hz/70mJ	8,05±2,05	20,58±3,27	30,76±6,07	24,35	<b>0,0001</b>
Lazer 30Hz/160mJ	7,67±2,08	24,09±3,96	29,21±4,75	21,53	<b>0,0001</b>
Kontrol	9,35±0,9	28,7±4,64	34,66±6,12	20,97	<b>0,0001</b>
<b>KW</b>	3,41	12,47	3,80		
<b>p</b>	0,182	<b>0,002</b>	0,150		

**Tablo 6:** Materyallerin lazer uygulama ve kontrol gruplarının Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi

<b>Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi</b>	<b>Lazer 30Hz/70mJ</b>	<b>Lazer 30Hz/160mJ</b>	<b>Kontrol</b>
Clearfil E.C. / Multilink Automix	<b>0,0001</b>	<b>0,0001</b>	<b>0,0001</b>
Clearfil E.C. / Variolink II	<b>0,0001</b>	<b>0,0001</b>	<b>0,0001</b>
Multilink Automix / Variolink II	<b>0,0001</b>	<b>0,014</b>	<b>0,016</b>

**Tablo 7:** Zemin materyallerinin kendi lazer ve kontrol grupları arasındaki Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi

<b>Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi</b>	<b>Clearfil E.C.</b>	<b>Multilink Automix</b>	<b>VarioLink II</b>
Lazer 30Hz/70mJ / Lazer 30Hz/160mJ		0,14	
Lazer 30Hz/70mJ / Kontrol		<b>0,0001</b>	
Lazer 30/160 / Kontrol		<b>0,04</b>	

Clearfil Esthetic Cement materyalinin lazer 30Hz/70mJ, lazer 30Hz/160mJ ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,182).

Multilink Automix materyalinin lazer 30Hz/70mJ, lazer 30Hz/160mJ ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ( $p=0,002$ ). Kontrol grubunun kopma direnci ortalamaları lazer 30Hz/70mJ ve lazer 30Hz/160mJ gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ( $p=0,0001$ ,  $p=0,04$ ), 30Hz/70mJ ve 30Hz/160mJ lazer gruplarının kopma direnci ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ( $p=0,14$ ).

Variolink II materyalinin 30Hz/70mJ, 30Hz/160mJ lazer grupları ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ( $p=0,150$ ).

Lazer 30Hz/70mJ gruplarında Clearfil Esthetic Cement, Multilink Automix ve Variolink II materyallerinin kopma direnci ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ( $p=0,0001$ ). Clearfil Esthetic Cement materyalinin kopma direnci ortalamaları Multilink Automix ve Variolink II materyallerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ( $p=0,0001$ ), Multilink Automix materyalinin kopma direnci ortalamaları Variolink II materyalinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ( $p=0,0001$ ).

30Hz/160mJ lazer uygulama gruplarında Clearfil Esthetic Cement, Multilink Automix ve Variolink II materyallerinin kopma direnci ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ( $p=0,0001$ ). Clearfil Esthetic Cement materyalinin kopma direnci ortalamaları Multilink Automix ve Variolink II materyallerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ( $p=0,0001$ ), Multilink Automix materyalinin kopma direnci ortalamaları Variolink II materyalinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. ( $p=0,014$ ).

Kontrol gruplarında Clearfil Esthetic Cement, Multilink Automix ve Variolink II materyallerinin kopma direnci ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ( $p=0,0001$ ). Clearfil Esthetic Cement materyalinin kopma direnci ortalamaları Multilink Automix ve Variolink II materyallerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ( $p=0,0001$ ), Multilink Automix materyalinin kopma direnci ortalamaları Variolink II materyalinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ( $p=0,016$ ).

## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmada farklı güçte lazer uygulanmış dentin yüzeylerine porselen blokların 3 farklı rezin siman ile simante edilmesinden sonra makaslama kuvvetlerine bağlanma dayanımı araştırılmıştır.

Çalışmamızın tartışma bölümünde “Dentin Yapısının Adezyon Üzerine Etkileri”, “Hidroflorik Asit Uygulamalarının Önemi ve Adezyon Üzerine Etkileri”, “Fosforik Asit veya Primerlerin Dentine Bağlanma Değerleri Üzerine Etkisi”, “Silan Uygulamasının Bağlanma Dayanımı Üzerine Etkileri”, “Rezin Tag Oluşumunun Adezyona Etkisi”, “Hibrit Tabakasının Önemi”, “Er:YAG Lazer-Rezin Siman Etkileşimleri”, “Bağlanma Verilerinin Değerlendirmesi”, “Lazer Enerjisinin Önemi ve Etkileri” ve “Klinik Açıdan Değerlendirme” başlıkları ile irdelenecektir.

### *Dentin Yapısının Adezyon Üzerine Etkileri;*

Bağlanmayı etkileyen faktörler arasında dentin dokusunun yapısı da yer almaktadır. Dentin dokusu sürekli olarak, hem fizyolojik ve hem de patolojik sebeplerden dolayı kompozisyon ve yapısal değişikliklere uğrayan dinamik bir yapıdır (164)(165).

Dentinde adezyonu etkileyen başlıca faktörler dentin içeriği, kalınlığı ve yapısı, smear tabakası ve yaşıdır. Bu etkenler dentin geçirgenliğinde bölgesel farklılıklar oluşturur. Derin ve yüzeysel hazırlanmış kavitelere dentin tübüllerin çap ve miktarında ki farklılıklar adezivin bağlanma dayanıklılığını etkilemektedir (166). Lazer uygulamaları, smear tabakası oluşturmamaları nedeni ile, adezyona etkisi merak edilen bir konudur.



Bu sebeplerden ötürü bu çalışmada dişlerin vestibül yüzeylerindeki mine kaldırıldıktan sonra en az 5-6 mm çapında bir dentin yüzeyi elde edildiğinde test yüzeyi hazırlanmış kabul edilmiştir. Böylece standart derinlikte bir dentin yüzeyinde çalışılması sağlanmıştır. Klinikte porselen lamina kesimi ve kompozit venter olgularında benzer bir alanda dentin yüzeyi açığa çıkabilmektedir. Bu nedenle bu çalışma klinik vakalara yakın bir nitelik taşımaktadır. Bu çalışmada yirmi yaş dişlerinin kullanılmış olması, inley olguları sırasında kavite içerisinde geniş bir restorasyon ile ulaşılan dentin dokusuna çok yakın bir bölgeyi temsil etmektedir.

Pulpaya yakın, derin dentin yüzeylerindeki adeziv bağlanma dayanıklılığı; tübül çaplarındaki ve miktarındaki artış ile, dentin dokusunun daha ince oluşuna ve geçirgenliğin artmasına bağlı olarak düşer. Adezivin bağlanması istenilen intertübüler dentin bu bölgelerde daha az olduğu için bağlanma daha zayıftır. Kavite derinleştikçe ve pulpa odasına yaklaşıldıkça, ortamın daha nemli olduğu görülür. Bu nemlilik adezyonu olumsuz yönde etkiler (167).

Dentinin bu özellikleri göz önünde bulundurularak, bu çalışmada kullanılan örnekler dikkatle hazırlanmıştır. Her çekilmiş yirmi yaş azı dişi, kuronunu iki eşit parçaya ayırıp pulpa odası akrilik rezinin içerisinde kalacak şekilde hazırlanmıştır. Mine dokusu, 100 grit ve 600 grit silikon karbid (SiC) zımpara kağıtlar kullanılarak, su altında 5-6 mm'lik bir dentin dokusu ortaya çıkacak şekilde kaldırılmıştır.

Ağız ortamındaki nem, fiziksel stresler, pH ve ısı değişiklikleri, beslenme ve çiğneme alışkanlıkları da adeziv materyallerle diş sert dokusunun bağlanmasını etkilemektedir (168). Çalışmamızda ağız ortamında meydana ısasal değişiklikler 1000 termosiklus döngüsü ile simüle edilmiştir.

## *Hidroflorik Asit Uygulamalarının Önemi ve Adezyon Üzerine Etkileri*

Porselen yüzeylere ön hazırlık olarak hidroflorik veya fosforik asit uygulanmış, yüzey gerilimini düşürmek amacıyla silan uygulamaları yapılmıştır.

Peumans ve arkadaşları (169) yaptıkları çalışmada hidroflorik asit uygulanmış restorasyonlarda bağlanma dayanımının [37.6 MPa], fosforik asit uygulanmış restorasyonlardan (19.1 MPa) daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir.

Ayad ve arkadaşları (170) yaptıkları çalışmada, hidroflorik asit uygulamasının porselen-dentin-mine arasındaki en yüksek bağlanma dayanımı sağlayan por oluşumu ve yüzey özelliklerini sağladığı, ortofosforik asit uygulamasının ise en az etkinlik gösteren yüzey işlemi olduğu görülmüştür.

Bu çalışmada Multilink Automix ve Variolink II gruplarında kullanılan tüm seramik blokların bağlanma yüzeylerine 60 sn. süre ile hidroflorik asit uygulaması yapılmıştır. Clearfil Esthetic Cement gruplarının kullanma talimatları doğrultusunda, hidroflorik asit yerine 5 sn. süre ile K-Etchant Gel (%40 fosforik asit ve kolloidal silika) uygulaması yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre hidroflorik asit kullanılan Variolink II ve Multilink Automix grupları, 5 sn. %40 fosforik asit kullanılan Clearfil Esthetic Cement gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı fark göstererek daha yüksek bağlanma göstermiştir. Böylelikle yukarıda belirtilen literatürlerin sonuçlarını destekleyici veriler elde edilmiştir. Clearfil Esthetic Cement materyali ile simante edilecek porselenin 60 sn. hidroflorik asit ve 60 sn. silan uygulaması sonrasında bağlanma dayanımı test edilmesi gerektiğini düşünmekteyiz. Bu çalışmada Clearfil Esthetic Cement ile elde edilen olumsuz sonuçların materyale bağlı olmadığı, porselene yapılan hazırlığın yetersizliği nedeni ile oluştuğunu düşünmekteyiz.

### *Fosforik Asit veya Primerlerin Dentine Bağlanma Değerleri Üzerine Etkisi;*

Rezin simanların bağlanma dayanımı, dentin ön hazırlığının (asit veya primer) uygulandığı olgularda meydana gelen hibrit tabakasının kalitesine bağlıdır (19).

Dentinde ön hazırlık olarak asit uygulaması, primer uygulaması veya lazer ile yüzey pürüzlendirmesi yapılabilmektedir. Bu çalışmada, dentinin kritik yüzey gerilim (KYG) değerini azaltabilmek için, rezin materyallerin uygulanmasından önce, dentin yüzeylerine üretici firmaların önerileri doğrultusunda asit veya primer uygulaması yapılmıştır (kontrol grupları). Test gruplarında ise lazer uygulaması yapılarak bağlanmaya olan etkisi araştırılmıştır.

Holderegger ve arkadaşları (171) bağlanma dayanımı üzerine yaptıkları çalışmada RelyX Unicem gibi ön hazırlığı olmayan self adeziv bir rezin simanı, dentin ön hazırlığı bulunan 3 konvansiyonel rezin siman (RelyX ARC-3M ESPE, Multilink - Ivoclar Vivadent ve Panavia 21 –Kuraray) ile karşılaştırmışlardır. Çalışma, dentin ön hazırlığı (asit veya primer) olan sistemlerin elde ettikleri bağlanma dayanımı değerlerinin daha yüksek olduğunu göstermiştir.

Aynı çalışmada Multilink test gruplarında uygulama/kullanıcı farklılığının istatistiksel olarak farklı sonuçların elde edilmesi Salz ve arkadaşlarının (172) yaptıkları çalışma ile doğrulanmıştır. Primerin ajite edilerek uygulanması yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde etmesinde önemli rol oynamıştır.

Çalışmamızda Multilink Automix materyalinde Primer A + B uygulaması lazer uygulama gruplarında  $20,58 \pm 3,27$  MPa ve  $24,09 \pm 3,96$  MPa arasında bağlanma değerleri gösterirken, kontrol gruplarında  $28,7 \pm 4,64$  MPa gibi değerler elde edilmiştir. Multilink Automix materyalinde Primer A'nın pH değeri nötral iken, Primer B'nin pH değeri 1'dir. Bu pH değeri fosforik uygulaması ile

benzer bir etki yarattığını düşünmekteyiz. Multilink Automix materyali ile elde edilen sonuçlar Variolink II materyali kullanılan gruplara yakındır.

Clearfil Esthetic Cement ED Primer II uygulaması, Clearfil Esthetic Cement gruplarında bağlanma değerlerini arttırmamıştır. ED Primer II kullanılan test gruplarında bağlanma değerlerinin düşük olmasının primerin pH'ına (pH=2.4) bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Clearfil Esthetic Cement'in ED Primer II'sinin yapısında fosforik asit türevi bulunmamakta, buna karşın Multilink Primer B içerisinde fosfonik asit, HEMA ve asidik akrilik monomerler bulunmaktadır. Variolink II sisteminde fosforik asit uygulaması 15 sn. yapılmaktadır. Clearfil Esthetic Cement'in uygulama talimatında dentine fosforik asit uygulamasının önerilmemiş, veya primerin içeriğine ilave edilmemiş olması bağlanma değerini olumsuz etkilediğini düşünmekteyiz.

Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar; lazer uygulanmış yüzeylerin rezin uygulaması öncesinde primer veya asit uygulamasının önemli olduğunu göstermektedir. Çalışmamızda total-etch sistemi (Variolink II) ile uygulanan resin siman sistemlerinin bağlanma değerleri, Multilink Automix sistemine göre nümerik, Clearfil Esthetic Cement'e göre istatistiksel olarak daha yüksek olduğu görülmüştür.

#### *Silan Uygulamasının Bağlanma Dayanımı Üzerine Etkileri;*

Pisani-Proenca ve arkadaşları (173) yaptıkları çalışmada, hidroforik asit ve silan uygulamasının lithium disilikat bazlı porselenlerin rezin simanlar ile bağlanmasında kritik önem taşıdığını vurgulanmıştır.

Debnath ve arkadaşları (174) fiber-matriks ara yüzünde yaptıkları makaslama bağlanma dayanımı çalışmasında da, silan uygulaması yapılan örneklerde, uygulama yapılmayan gruplara göre daha yüksek değerler elde edilmiştir. Bir çok *in vitro* çalışma silan bağlayıcı ajanların rezin simanlar ile

porselen restorasyonlar arasındaki bağ üzerinde etkili olduğunu göstermiştir (175)(176)(177).

Bu nedenle çalışmamızda Clearfil Esthetic Cement gruplarında, üretici firmanın önerileri doğrultusunda silan olarak Clearfil Ceramics Primer kullanılmıştır. Ivoclar Multilink ve Variolink II gruplarında ise bağlanılacak yüzeye 60 sn. süre ile Monobond-S uygulanmıştır.

#### *Rezin Tag Oluşumunun Adezyona Etkisi;*

Diş sert dokuları ile restoratif materyaller arasındaki adezyonun temel prensibi, dişin inorganik kısımlarının sentetik rezin ile yer değiştirmesidir (178).

Bağlanma dayanım değeri, dentin tübüllerinin sayısının ve genişliğinin fazla olduğu derin dentinde azalmaktadır. İntertübüler dentin bağlanma alanında daha az yer kaplamaktadır. Bu durum adezyonda intertübüler dentin varlığının rezin tag'ların oluşumundan daha değerli olduğunu göstermiştir (176)(177) (181).

Rezin tag'ların bağlanma dayanımına katkıları değerlendirilirken bağlanmanın gerçekleştiği alan (yüzeyel veya derin dentin) ve dentin tübüllerin kavite duvarlarına göre konumu (paralel veya dik yönde seyretmesi) göz önünde bulundurulmalıdır (166).

Rezin tag oluşumunun bağlanma değerlerine etkisinden ziyade, mikrosızıntı ve restorasyonun ömrü üzerine etkisi olabileceğini düşünmekteyiz. Çalışmamız 1000 döngüde gerçekleştirilmesi nedeniyle kısa süreli bir değerlendirmedir. 10000 döngünün 1 yıllık fonksiyona eşdeğer olduğunu Gale ve Darwell (182) çalışmalarında belirtmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda yapılan 1000 döngülük termosiklusun, 5000 ve 10000 döngü ile karşılaştırılarak genişletilmiş bir araştırma yapılmasını, bu çalışmanın devamı olarak önermekteyiz.

### *Hibrit Tabakasının Önemi;*

Bertrand ve arkadaşları (183) yaptıkları, Er:YAG lazer preparasyonu sonrasında rezin-dentin arayüzünün SEM ile incelemesi çalışmasında, geleneksel asit uygulamasını sonrasında hibrit tabakasının ve rezin tag'ların oluştuğunu bildirmişlerdir. Er:YAG lazer tek başına, asitsiz olarak kullanıldığında [10Hz/500mJ], hibrit tabakasının meydana gelmediğini ve rezin tag'ların çok ince seyrettiğini saptamıştır.

Hibrit tabakasının devamlılığı, çürük veya asit siklus ortamında incelenmesi önerilebilir.

### *Er:YAG Lazer-Rezin Siman Etkileşimleri*

Farklı güç parametreleri ile lazer uygulanmış dentine rezin kompozit ve simanların bağlanma dayanımı/kuvvetini araştıran çalışmalar yapılmıştır (184). 1-2 W'lık güç kullanıldığında bağlanma dayanımının azalttığı (185), ancak 3.5 W'lık enerjili lazer uygulamalarının bağlanma değerlerini azaltmadığı rapor edilmiştir (186).

Çalışmamızda total-etch sistemi ile uygulanan Variolink II materyali, lazer uygulanmış grupların değerleri ve lazer uygulanmamış kontrol grubu değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmamıştır.

Multilink Automix materyali kullanılan lazer uygulama grupları (30Hz/70mJ ve 30Hz/160mJ) kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı fark gösterirerek, daha düşük bağlanma değerlerine neden olmuştur.

Clearfil Esthetic Cement materyalinin kullanıldığı gruplarda lazer uygulaması (Variolink II materyalinde olduğu gibi) kontrol grubuna göre, istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmamıştır.

#### *Bağlanma Verilerinin Değerlendirmesi;*

Multilink Automix materyali kullanılan gruplarda, bağlanma değerleri lazer uygulama gruplarında  $20,58 \pm 3,27$  MPa (30Hz/70mJ),  $24,09 \pm 3,96$  MPa (30Hz/160mJ) ve kontrol grubunda  $28,7 \pm 4,64$  MPa arasındadır. Lazer uygulama gruplarında bağlanma değerlerinin kontrol grubuna göre düşük olmasının nedeninin lazerden etkilenmiş dentin tabakası olduğunu düşünmekteyiz. Ancak 30Hz/70mJ grubunun bağlanma değerlerinin 30Hz/160mJ gruplarından düşük olmasının nedeninin adeziv infiltrasyonunun daha az olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Variolink II materyali kullanılan gruplarda, bağlanma değerleri lazer uygulama gruplarında  $30,76 \pm 6,07$  MPa (30Hz/70mJ),  $29,21 \pm 4,75$  MPa (30Hz/160mJ) ve kontrol grubunda  $34,66 \pm 6,12$  MPa arasındadır. Variolink II materyalinde asit uygulamasının varlığının uygulama grupları ile kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmamasına neden olduğunu düşünmekteyiz.

Clearfil Esthetic Cement materyali kullanılan gruplarda, bağlanma değerleri lazer uygulama gruplarında  $8,05 \pm 2,05$  MPa (30Hz/70mJ),  $7,67 \pm 2,08$  MPa (30Hz/160mJ) ve kontrol grubunda  $9,35 \pm 0,9$  MPa arasındadır.

Clearfil Esthetic Cement materyali kullanılan gruplarda bağlanma kuvvetlerinin düşüklüğü ise, hem materyalin primerine (ED Primer II), hem de porselenin asitlenmesinde hidroflorik asit yerine %40'lık fosforik asitin kullanımının önerilmesine (K-Etchant Gel) bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Hidroflorik asitin fosforik asitten daha etkili olduğunu gösteren bir çok çalışma

göstermektedir. Simonsen ve Calamia (187)(188), Calamia ile arkadaşları(189) ve Lacy ile arkadaşları (190) yaptıkları çalışmalarda feldspatik porselenlerde farklı asitlerin kullanılabilceğini kabul etmekle birlikte en iyi sonuçların hidroflorik asitle kısa sürede elde edilebildiğini tespit etmişlerdir.

Dentinin primer uygulaması ile hazırlandığı Multilink Automix grubu ve asit ile hazırlanan Variolink II grupları Clearfil Esthetic Cement'e göre, aynı lazer uygulama derecelerinden daha yüksek değerlere erişmiştir.

#### *Lazer Enerjisinin Önemi ve Etkileri;*

Bu çalışmada uygulanan lazer dereceleri (Multilink 30Hz/70mJ grubu hariç) kontrol gruplarına göre olumsuz bir etki göstermemiştir. Bağlanma değerleri kullanılan materyallere bağlı olarak değişkenlik göstermiştir. Ancak asitli uygulama (Variolink II), diğer self-etch rezin materyallere göre daha iyi nümerik sonuçlar göstermiştir. İstatistiksel değerler **Tablo 5,6 ve 7**'de sunulmaktadır.

Schein ve arkadaşları (109) yaptıkları çalışmada, Er:YAG lazerleri ile hazırlanmış kavitelerde dentin ile rezin arasındaki etkileşim tanımlanmıştır. Lazer [4Hz/250mJ = 1W] ve asit uygulaması sonrasında dentin-rezin arayüzünde ince tag'ler ve seyrek hibridizasyon alanları görülmüştür. Lazer ve asit uygulanmış dentinin morfolojik özelliklerinin kollajen ağına monomer diffüzyonu için uygun olmadığı tespit edilmiştir. Bu çalışmaya göre 1 W'lık uygulamanın dentini aside dirençli (asid resistant) hale getirdiği düşünülebilir. Çalışmamızda Multilink Automix materyali ile 30Hz/70mJ ( 2.1 W gücünde) uygulandığında, kendi kontrol grubuna oranla istatistiksel olarak anlamlı fark göstererek bağlanma değerini düşürmüştür. Diğer iki materyalde (Variolink II ve Clearfil Esthetic Cement) aynı lazer uygulama derecesinde bağlanmada herhangi bir etki görülmemiştir.



30Hz/160mJ (4.8 W gücünde) uygulandığında yine Multilink Automix materyalinin kontrol grubu ile istatistiksel olarak anlamlı fark göstererek bağlanma değeri düşmüştür. Diğer iki rezin simanlarda ise nümerik fark görülürken, istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir.

Çalışmamızda 2.1 W ve 4.8 W'lık uygulamanın genel olarak bağlanma değerlerini düşürdüğü söylenemez. Bağlanma değerindeki düşüşün, materyale bağlı olarak geliştiğini düşünülebilir.

Er:YAG lazerleri ile hazırlanmış kaviteler üzerine yapılan çalışmalarda çok farklı sonuçlar elde edilmektedir. Visuri ve arkadaşları (191) Er:YAG lazerleri ile [6Hz/350 mJ] oldukça yüksek makaslama kuvvetlerine dayanım (SBS) elde etmişlerdir. Buna karşılık olarak Sakakibara ve arkadaşları (192) ile Ceballos ve arkadaşları(107) yaptıkları çalışmada lazer uygulanmış [2Hz/180mJ] dentinde bağlanma dayanımının azaldığını kaydetmişlerdir. Çalışmamızda 30Hz/70mJ ve 30Hz/160mJ lazer uygulamalarında sadece Multilink Automix kullanılan gruplarda bağlanma değerleri düşmüştür.

Armengol ve arkadaşları (102) ile Kataumi ve arkadaşları (98) yaptıkları çalışmalarda lazer uygulanmış ile uygulanmamış örnekler arasında hiç bir farklılık bulunmadığını bildirmişlerdir.

Bu çalışmada da uygulama grupları ile kontrol grupları arasında istatistiksel anlamlı farkların görülmemesi (Multilink Automix hariç) lazerin uygulama gücünün önemine işaret etmektedir. 2.1-4.8 W arasında çalışıldığı taktirde farklılıklar görülmeyeceği düşünülmektedir. 1.0-2.0 W arasındaki çalışmalarda lazer uygulama gruplarının sonuçları olumsuz etkilenmiştir (189)(107).

Dunn ve arkadaşlarının (193) çalışmasında, döner alet veya lazer ile (25Hz/140mJ) kavite preparasyonunda, %37'lik fosforik asit (20 sn.), lazer-etch (10Hz/35mJ) veya asit uygulamalarından hangisi tercih edilirse edilsin,

kompozit ve diş sert dokusu arasındaki makaslama bağlanma dayanımında farklılık olmayacağı tespit edilmiştir. Elde ettikleri sonuçlara göre, lazer ile ablyasyon ya da lazer-etch uygulamaları ile dentinde adezyon, geleneksel yöntemlere göre daha zayıftır. Bu çalışmanın sonuçların olumsuz olmasının nedeninin lazer uygulamasının düşük watt değerleri ile uygulanmış olması olduğunu düşünmekteyiz.

#### *Klinik Açıdan Değerlendirme;*

Dentine bağlanma değeri 17-20 MPa üzerinde olan rezin simanların klinik olarak kabul edilebilir olması nedeniyle (194), çalışmamızda Multilink Automix ve Variolink II sistemlerinin lazer ile (30Hz/70mJ ve 30Hz/160mJ) veya lazer uygulaması olmaksızın (kontrol grupları) uygulanabileceği görülmüştür. Klinik olarak bağlanma değerleri arttırılmak istendiğinde, yüzey alanının arttırılmasını tavsiye etmekteyiz.

Çalışmamızda bağlanma sağlıklı dişlerin dentin yapılarına uygulanmıştır. Ancak klinik uygulamalarında, çürük veya aşınma nedeni ile madde kaybına uğramış dişlere indirekt porselen bir restorasyona karar verilmesi halinde, elde edilebilecek bağlanma değerleri değişkenlik gösterebilir.

Bunun dışında normal ve normal dışı dentin yapıları (tersiyer dentin - fizyolojik veya reaktif, sekonder dentin, sklerotik dentin gibi) mekanik ve yapısal özellikleri farklılık göstermektedir (195). Dentin dokusunda meydana gelen bu yapı farklılıkları bonding mekanizması ile de etkileşimdedir. Yaşlanmaya bağlı olarak dentinde fizyolojik bir skleroz meydana gelebilir. Abrazyon veya kimyasal erozyon olgularına bir cevap olarak tepkisel (reaktif) skleroz oluşmaktadır.

Bu nedenle çürükten, aşınma veya yaşlanmadan etkilenmiş dentin yapılarıyla, farklı enerji düzeylerinde çalışmalar planlanmalıdır. Ayrıca, lazer çalışmaları klinik takip çalışmaları ile desteklenmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

## 6. SONUÇLAR

1) Clearfil Esthetic Cement materyalinin bağlanma değerleri diğer rezin simanların bağlanma değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı fark göstererek düşük bulunmuştur. Clearfil Esthetic Cement'in bağlanma değerleri klinik olarak kabul edilen değerlerin altındadır.

2) Multilink Automix materyali, nümerik olarak Variolink II materyalin göre daha düşük bağlanma değerleri göstermiştir. 30Hz/70mJ lazer uygulama grubu ile kontrol grubu arasında ve 30Hz/160mJ lazer uygulama grubu ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark göstermiştir. Elde edilen sonuçlar klinik olarak kabul edilen değerlerin üzerinde olduğu saptanmıştır.

3) Variolink II materyali diğer materyallere göre bazı gruplarda nümerik, bazı gruplarda istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma değerleri göstermiştir.

4) 30Hz/70mJ lazer uygulama gruplarında, bağlanma değerleri arasında (Clearfil Esthetic Cement, Multilink Automix, Variolink II) materyale bağlı olarak istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlenmiştir (Clearfil Esthetic Cement < Multilink Automix < Variolink II).

5) 30Hz/160mJ lazer uygulama gruplarında, bağlanma değerleri arasında (Clearfil Esthetic Cement, Multilink Automix, Variolink II) materyale bağlı olarak istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlenmiştir (Clearfil Esthetic Cement < Multilink Automix < Variolink II).

6) Kontrol gruplarında, bağlanma değerleri arasında (Clearfil Esthetic Cement, Multilink Automix, Variolink II) materyale bağlı olarak istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlenmiştir (Clearfil Esthetic Cement < Multilink Automix < Variolink II).

7) Total-etch sistemi olarak Variolink II grubunun Self-etching primer kullanılan diğer sistemlere (Clearfil Esthetic Cement, Multilink Automix) göre nümerik veya istatistiksel olarak anlamlı fark göstermesi nedeni ile lazerle ön hazırlık yapılan işlemlerde total-etch sistemleri tercih edilebilir.

8) Multilink Automix ve Variolink II materyalleri klinik olarak kabul edilebilir bağlanma değerlerine erişmiştir. Bu materyaller lazer uygulanmış yüzeylerde kullanılabilir. Clearfil Esthetic Cement materyali klinik olarak kabul edilebilir bağlanma değerlerinin altında bir performans göstermiştir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 1955;34:849-853.
2. Kinloch AJ. Adhesion and Adhesives. Science and Technolohy, ed 1. London: Chapman and Hall, 1987
3. Packham DE. Adhesion. In: Packham DE (ed). Handbook of Adhesion, ed 1. Essex, England: Longman, 1992:18.) (Kinloch AJ. Adhesion and Adhesives. Science and Technolohy, ed 1. London: Chapman and Hall, 1987
4. Allen KW. Adsorption theory of adhesion. Theories of adhesion. In: Packham DE (ed). Handbook of Adhesion, ed 1. Essex, England: Longman, 1992:39, 473
5. Eliades G. Clinical revelance of the formulation and testing of dentine bonding systems. J Dent 1994;22:73-81.)
6. Erickson RL. Surface interactions of dentine adhesive materials. Oper Dent 1992;suppl 5:81-94.
7. Van Meerbek B, Munck JD, Yoshida Y, Inoue S, Vargas MA, Vijay P, Landuyt KV, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Oper Dent 28:215-35,2003
8. Nanci A. Dentin-pulp complex. In: Nanci A (ed). Ten Cate's Oral Histology: Development, Structure, and Function, ed 6. St Louis: Mosby, 2003:192-239

9. Swift EJ, Perdiago J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and State of the art. *Quintessence Int.* 26:95-110,1995
10. Gwinnett AJ. Dentin bond strength after drying and rewetting. *Am J Dent* 1994;7:144-148
11. Brannström M, Aström A. The hydrodynamics of the dentine: The possible relationship to dental pain. *Int Dent J* 1972;22:219-227
12. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;16:265-273
13. Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Güneş Kitabevi Ltd. Şti. Ankara, 2000
14. Jendresen MD, Glantz P-O. Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface. An in vivo study. *Acta Odontol Scand* 1981;39:47-53.
15. Baier RE. Principles of adhesion. *Oper Dent* 1992;suppl 5:1-9
16. Douglas WH. Clinical status of dentin bonding agents. *J Dent* 1989;17:209-215
17. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent* 1992;suppl 5:81-94
18. Benediktsson S, Retief DH, Russel CM, Mondras RS. Critical surface tension of wetting of dentin [abstract777] *J Dent Res* 1991;70:362

19. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Carvalho RM, Russell CM. Bond strength versus dentine structure: a modelling approach. *Archives of Oral Biology* 1995;40:1109–18.
20. Gwinnett AJ. Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. *Am J Dent* 1993;6:7-9.
21. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, et al. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent* 2001;suppl 6:119-144.
22. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevinn A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability on adhesion to tooth tissue: Methods and Results. *J Dent Res* 2005;84(2):118-132.
23. Perdigão J, Geraldeli S, Hodges JS. Total-etch versus self-etch adhesive: Effect on postoperative sensitivity *Journal of the American Dental Association* 2003;134(12):1621-1629.
24. Van Meerbeek B, Conn LJ Jr, Duke ES, Eick JD, Robinson SJ, Guerrero D. Correlative transmission electron microscopy examination of nondemineralized and demineralized resin-dentin interfaces formed by two dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1996;75:879-888.
25. Bouillagued S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, Meyer JM. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step and self-etching adhesive systems. *J Dent* 2001;29:55-61
26. Van Meerbeek B, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, Biomat L. Technique sensitivity of contemporary adhesive systems. *Dent Mater* 2005;24:1-13.

27. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SH. Resin permeation into acid-conditioned, moist and dry dentin: A paradigm using water-free adhesive primers. *J Dent Res* 1996;75:1034-1044.
28. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, et al. A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *J Dent Res* 1996;77:50-59
29. Van Meerbeek B, Perdiago J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent Res* 1998;26(1):99-105.
30. Eliades G, Palaghias G, Vougiouklakis G. Effect of acidic conditioners on dentin morphology, molecular composition and collagen conformation in situ. *Dental Materials* 1997;13:24-33.
31. Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ. Current concepts on adhesion to dentin. *Critical Reviews in Oral Biological Medicine* 1997;8(3):306-335.
32. Leinfelder KF, Kurdziolek SM. Self-etching bonding agents *Compendium* 2003;24(6):447-456.
33. Perdigão J, Anauate-Netto C, Lewgoy HR, Dutra-Correa M, Castilhos N, Amore R. Influence of acid etching and enamel beveling on the 6-month clinical performance of a selfetch dentin adhesive *Compendium* 2004;25(1):33-44.
34. Swift EJ. Dentin/enamel adhesives: Review of the literature. *Pediatr Dent* 2002;24:456-61.



35. Christensen GJ. Preventing postoperative tooth sensitivity in Class I, II and V restorations. *Journal of the American Dental Association* 2002;133(2): 229-231
36. Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH & Balooch M. The dentin substrate: Structure and properties related to bonding *J Dent* 1997;25(6):441-458.
37. Walshaw PR & McComb D. Clinical considerations for optimal dentinal bonding *Quintessence International* 1996;27(9):619-625.
38. Heymann HO, Bayne SC. Current concepts in dentin bonding: Focusing on dentinal adhesion factors *Journal of the American Dental Association* 1993;124(5):27-35.
39. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism *Journal of Esthetic Dentistry* 1991;3(4):133-138.
40. Gordan VV, Vargas MA, Cobb DS, Denehy GE. Evaluation of acidic primers in microleakage of Class V composite resin restorations *Operative Dentistry* 1998;23:244-249
41. Santini A, Ivanovic V, Ibbetson R, Milia E. Influence of cavity configuration on microleakage around Class V restorations bonded with seven self-etching adhesives *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2004;16(2):128-136.
42. Stern RH, Sognnaes R F: Laser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res* 43 :873, 1964
43. Noiri Y. Effects of Er:YAG Laser Irradiation on Biofilm-forming Bacteria Associated with Endodontic Pathogens In Vitro. *J Endod* 2008;34(7):826–829

44. Corona SA. Microleakage of class V resin composite restoration after bur, air-abrasion or Er:YAG laser preparation. *Oper Dent* 2001;26:491-7.
45. Kubinek R. Sealing of open dentinal tubules by laser irradiation: AFM and SEM observations. *J. Mol. Recognit.* 2007; 20: 476–482) (Schwartz F. Desensitizing effect of an Er:YAG laser on hypersensitive dentine. *J Clin Periodontology* 2002;29:211-5.
46. Souza AE. Influence of Er:YAG laser on tensile bond strength of a self-etching system and a flowable resin in different dentin depths. *J Dent* 2004;32:269–275
47. Mehl A, Kremers L, Salzmann K, Hickel R. 3D volume ablation rate and thermal side effects with the Er:Yag and Nd:Yag laser. *Dent Mater* 1997;13:246-251
48. Kawaguchi FA, Eduardo CP, Matos AB. Nd:Yag laser influence on microleakage of Class V composite restoration. *J Clin Laser Med Surg* 2003;21:227-229
49. Van Mellaert CE, Missotten L: On the safety of 193-nm excimer laser refractive corneal surgery. *Refract Corneal Surg* 8: 235–239, 1992
50. Pearson GJ, McDonald AV. Use of infrared and ultra-violet lasers in the removal of dental hard-tissue. *Lasers Med Sci* 1994;9(4):227–37.
51. Eugénio S. Characterisation of dentin surfaces processed with KrF excimer laser radiation. *Biomaterials* 26 (2005) 6780–6787

52. Pradhan RD. The effect of irradiation wavelength bandwidth and spot size on the scraping depth and temperature rise in composite exposed to an argon laser or a conventional quartz-tungsten-halogen source. *Dent Mat* 18 (2002) 221-226
53. Powell GL, and Blankenau RJ. Laser curing of dental materials. *J Oral Laser Applications* 2001;1:7-11.
54. Gutknecht N, Zimmermann, Lampert F. Lasers in periodontology: state of the art. *J Oral Laser Applications* 2001;1:169-79.
55. Gutknecht N. A clinical comparison of the bactericidal effect of the diode laser and 5% sodium hypochlorite in necrotic root canals. *J Oral Laser Applications* 2002;2:151-7.
56. Alfredo E. Temperature variation at the external root surface during 980-nm diode laser irradiation in the root canal. *J Dent* 36(2008)529–534.
57. Kantola S. Laser-induced effects on tooth structure: V. Electron probe microanalysis and polarized light microscopy of dental enamel. *Acta Odontol Scand* 1972;30:475-84
58. Rossmann JA. Current research using the CO<sub>2</sub> laser in guided tissue regeneration: Animal studies. *Proceedings Second Annual Advanced Application Seminar, Luxar Corp, 1993.*
59. Israel M. Current research using the CO<sub>2</sub> laser in guided tissue regeneration: Clinical studies. *Proceedings Second Annual Advanced Application Seminar, Luxar Corp, 1993*

60. Carvalho CAT. Efeito dos lases de Nd:YAG e de Er:YAG na adaptação das obturações de canais radiculares: análise do selamento marginal apical. Master Thesis, Scholl of Dentistry, Universidade Estadual Paulista, São Paulo, Brazil, 1999.
61. Colojoara C, Miron M. Comparison between CO<sub>2</sub> and Nd:YAG laser therapy in pulpo-periapical pathology. *Balkan Journal of Stomatology* 2001; 5:165-73
62. Lenz P, Gilde H, Walz R. Untersuch zur Schmelz-versiegelung mit dem CO<sub>2</sub> laser. *Dtsch Zahnartzl Z* 1982;37:469-78
63. Harris DM, White JM, Goodis H, Arcoria CJ, Simon J, Carpenter WM, et al. Selective ablation of surface enamel caries with a pulsed Nd:YAG dental laser. *Lasers Surg Med* 2002;30(5):342-50
64. Cernavin I. A comparison of the effects of Nd:YAG and Ho:YAG laser irradiation on dentin and enamel. *Aust Dent J*. 1995;40(2):79-84
65. Ott B, Züger BJ, Erni D, et al. Comparative in vitro study of tissue weldind using a 808 nm diode laser and a Ho:YAG laser. *Laser Med Sci* 2001;16:260-6
66. Hibst R. Lasers for caries removal and cavity preparation: state of the art and future directions. *J Oral Laser Applic* 2002;2:203-12
67. Paghdiwala A. Application af the erbium:YAG laser on hard dental tissues: measurement of the temperature changes and depth of cut. *Lasers in Medicine, Surgery, and Dentistry Proc ICALEO* 1988;64:192-201

68. Hoke JA, Burkes EJ Jr, Gomes ED, Wolbarsht ML. Erbium:YAG(2.94 $\mu$ m) laser effects on dental tissue. *J Laser Appl* 1990;2:61-5
69. Vickers VA, Jacques SL, Schwartz J, Motamedi M, Rastegar S, Martin JW. Ablation of hard dental tissues with the Er:YAG Laser. *Laser-tissue interaction III. Proc SPIE* 1992;1649:46-66
70. Wigdor HA, Walsch JT, Visuri SR. Effect of water on dental material ablation of the Er:YAG laser. *Lasers in surgery: advanced characterization, therapeutics, and systems IV. Proc SPIE* 1994;2128
71. Dibdin GH. The water in human dental enamel and its diffusional exchange measured by clearance of tritiated water from enamel slabs of varying thickness. *Caries Res* 1993;27:81-6
72. Holcomb DW, Young RA. Thermal decomposition of human tooth enamel. *Calif Tissue Int* 1980;31:189-201
73. Rizoiu IM, DeShazer LG. New laser – matter interaction concept to enhance hard tissue cutting efficiency. *Laser Tissue Interaction V* 1994;2134A:309-17
74. Rizoiu IM, Kimmel AI, Eversole LR. The effects of an Er,Cr:YSGG laser on canine oral tissues. *Laser applications in medicine and dentistry. Proc SPIE* 1996;2922:74-83
75. Fried D, Ashouri N, Breunig T, Shori R. Mechanism of water augmentation during IR laser ablation of dental enamel. *Laser Surg Med* 2002;31:186-93
76. Freiberg RJ, Cozean C. Pulsed erbium laser ablation of dental hard tissue: the effects of atomized waterspray versus water surface film. *Lasers in dentistry VIII. Proc SPIE* 2002;4610:74-84

77. Walsch LJ. The current status of laser application in dentistry. *Austral Dent J* 2003;48:146-55.
78. Clark J, Symons AL, Diklic S, Walsch LJ. Effectiveness of diagnosing residual carries with various methods during cavity preparation using conventional methods, chemo-mechanical caries removal, and Er:YAG laser. *Aust Dent J* 2001;35(Suppl):S20
79. Gimbel JB. Hard tissue laser procedures. *Dent Clin N Am* 2000;4:931-53.
80. Bornstein ES, Lomke MA. The safety and effectiveness of dental Er:YAG lasers: a literature review with specific reference to bone. *Dentistry Today* 2003;129-33.
81. G. van As / *Dent Clin N Am* 48 (2004) 1017-1059
82. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances. I. Measurement of the ablation rate. *Lasers in Medicine, Surgery, and Dentistry Proc ICALEO* 1988;64:192-201
83. Keller U, Hibst R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations, *Lasers Surg. Med.* 9 (1989) 345–351.
84. Hibst R, Wieshammer S, Steiner R. Er:YAG and excimer laser induced ablation of biologic tissue. A quantitative study, *Lasers Surg. Med.* 8 (1988) 144.
85. Keller U, Hibst R. Effect of Er:YAG laser on enamel bonding of composite materials, *SPIE Proc.* 1880 (1993) 163–168.

86. Eduardo CP, Myaki SI, Oliveira Junior WT, Arana-Chavez VE, Tanji EY. Micromorphological evaluation of enamel surface and the shear bond strength of a composite resin after Er:YAG laser irradiation. An in vitro study, in: Proceedings of the Congress of the International Society for Laser in Dentistry, vol. 5, 1996, pp. 41–44.
87. Martinez-Insua A, Dominguez LS, Rivera FG, Santana-Penin FG, Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J. Prosthet. Dent.* 84 (2000) 280–288.
88. Eguro T, Maeda T, Tanabe M, Otsuki M, Tanaka H. Adhesion of composite resins to enamel irradiated by the Er:YAG laser: application of the ultrasonic scaler on irradiated surface. *Lasers Surg. Med.* 26 (2001) 365–370.
89. Barreto J, Bezerril DDL, Menezes M, Sassi JF, Corona SAM, Palma-Dibb RG, Borsato MC, Analise morfológica da interface dentina/adesiva após tratamento com laser Er:YAG variando as energias. *Braz. Oral Res.* 16 (2002) 245.
90. Corona SAM, Palma-Dibb RG, Sassi JF, Chinelatti MA, Pecora JD. Analise morfológica da superfície e interface esmalte/adesivo após tratamento com laser Er:YAG em diferentes energias. *Braz. Oral Res.* 16 (2002) 150.
91. Eguro T, Maeda T, Ogawa M, Tanaka H. Laser-Raman spectroscopic analysis on the Er:YAG laser irradiated human enamel. *J. Dent. Res.* 77 (1998) 1735
92. Niemz MH, Eisenmann L, Pioch TA. A comparison of 3 laser systems for dental enamel ablation, *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.* 103 (1993) 1252–1256 [In German]

93. Hossain M, Nakamura Y, Kimura Y, Nakamura G, Matsumoto K. Caries-preventive effect of Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J. Clin. Laser Med. Surg.* 18 (2000) 61–65.
94. Delfino CS, Souza-Zaroni WC, Corona SAM, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Effect of Er:YAG laser energy on the morphology of enamel/adhesive system interface. *Applied Surface Science* 252 (2006) 8476–8481
95. Rechmann P, Goldin DS, Hennig T. Er—YAG lasers in dentistry: an overview. In: *Laser in dentistry IV*, vol. 3248. SPIE; 1998. p. 2—10.
96. Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *The Dental Clinics of North America* 2000;44:753—66.
97. Tanji EY. Alterações morfológicas do esmalte e dentina de cavidades classe I preparadas com laser de Er:YAG-estudo in vitro. M.D.S. dissertation, University of São Paulo, São Paulo, SP; 1998.
98. Kataumi M, Nakajima M, Yamada T. Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. *Dental Materials Journal* 1998;17:125—38
99. Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, Watanabe H, Tagami J, Ando Y, Yamamoto H. Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. *Journal of Dental Research* 1998;77:1404—14.
100. Burnnet LH, Conceição EN, Pelino JE, Eduardo CP. Comparative study of influence on tensile bond strength of a composite to dentin using Er:YAG laser, air abrasion, or air turbine for preparation of cavities. *Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery* 2001;19:199—202.



101. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Nakamura G, Matsumoto K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery* 1999;17:105—9.
102. Armengol V, Jean A, Rohanizadeh R, Hamel H. Scanning electron microscopic analysis of diseased and healthy dental hard tissue after Er:YAG laser irradiation: in vitro study. *Journal of Endodontics* 1999;25:543—6.
103. Niu W, Eto JN, Kimura Y, Takeda FH, Matsumoto K. A study on microleakage after resin filling of class V cavities prepared by Er:YAG laser. *Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery* 1998;16:227—31.
104. Khan MFR, Yonaga K, Kimura Y, Funato A, Matsumoto K. Study of microleakage at class I cavities prepared by Er:YAG laser using three types of restorative materials. *Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery* 1998;16:305—8.
105. Blankenau RJ, Moses KD, Cherubini ML, Latta MA. Effects of Er:YAG laser on enamel and dentin microleakage. *Journal of Dental Research* 1999;78:393. Abstract 2299.
106. Roebuck EM, Whitters CJ, Saunders WP. The influence of three Erbium:YAG laser energies on the in vitro microleakage of Class V compomer resin restorations. *International Journal of Paediatric Dentistry* 2001;11:49—56.
107. Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Marshall GW. Microleakage of composite restorations after acid or Er:YAG laser cavity treatments. *Dental Materials* 2001;17:340—5

108. Latta MA, Blankenau RJ, Ellis RW. Hibrid zone microstructure of Er:YAG treated dentin. *Journal of Dental Research* 1999;78:110. Abstract 36.
109. Schein MT, Bocangel JS, Nogueira GEC, Schein PAL. SEM evaluation of the interaction pattern between dentin and resin after cavity preparation using Er:YAG laser. *J Dent* 2003;31:127–135.
110. White SN, Yu Z. Compressive and diametral tensile strengths of current adhesive luting agents. *J Prosthet Dent* 1993;69:568-572
111. Shinkai K, Suzuki S, Leinfelder KF, Katch Y. Effect of gap dimensions on wear resistance of luting agents. *Am J Dent* 1995;75:68
112. Blair KF, Koeppen RG, Schwartz RS, David RD. Microleakage associated with resin composite-cemented, cast glass ceramic restoration. *Int J Prosthodont* 1993;6:579-584
113. Jacobson PH, Rees JS. Luting agents for ceramic and polymeric inlays and onlays. *Int Dent J* 1992;42:145-149.
114. Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Piotrowski TJ. Tensile fatigue limits of prosthodontic adhesives. *J Dent Res* 1991;70:208-210
115. Ferrari M. Cement thickness and microleakage under Dicor crowns; an in vivo investigation. *Int J Prosthodont* 1991;4:126-131
116. Friedlander LD. The effect of tooth preparation design on breaking strength of Dicor crowns: Part I. *Int J Prosthodont* 1990;3:59-168
117. Stewart GP. Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin. *J Prosthet Dent* 2002;88:277-284

118. Mak YF. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. *Dent Mater* 2002;18(8):609-621
119. Chen TM, Brauer GM. Solvent effects on bonding organo-silane to silica surfaces. *J Dent Res* 1982;61:1439-43.
120. Mohsen NM, Craig RG. Effect of silanation of fillers on their dispersability by monomer systems. *J Oral Rehab* 1995;22:183-9
121. Summit JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwarz RS. *Fundamentals of operative dentistry: A contemporary approach*. Third Edition. Quintessence Publishing Co Inc, UK, 2006.
122. Atai M, Watts DC. A new kinetic model for photopolymerization shrinkage-strain of dental composites and resin monomers. *Dent Mater* 2006;22(8):785-91
123. Hahn P, Schaller HG, Hafner P, Hellwig E. Effect of different luting procedures on the seating of ceramic inlays. *J Oral Rehabil* 2000;27:1-8.
124. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent* 2000 Nov;13(Spec No):60D-76D
125. Walmsley AD, Lumley PJ. Seating of composite inlays with ultrasonic vibration. *Dent Update* 1999;26(1):27-30.
126. Daronch M, Rueggeberg FA, Moss L, de Goes MF. Clinically relevant issues related to preheating composites. *J Esthet Restor Dent* 2006;18(6):340-50

127. Blalock JS, Holmes RG, Rueggeberg FA. Effect of temperature on unpolymerized composite resin film thickness. *J Prosthet Dent.* 2006;96(6):424-32.
128. Knight JS, Fraughn R, Norrington D. Effect of temperature on the flow properties of resin composite. *Gen Dent.* 2006;54(1):14-6.
129. Freedman G, Krejci I. Warming up to composites. *Compend Contin Educ Dent.* 2004;25(5):371-4
130. Daronch M, Rueggeberg FA, Hall G, De Goes MF. Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. *Dent Mater.* 2007;23(10):1283-8.
131. Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF, Giudici R. Polymerization kinetics of pre-heated composite. *J Dent Res.* 2006;85(1):38-43.
132. Trujillo M, Newman SM, Stansbury JW. Use of near-IR to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization. *Dent Mater.* 2004;20(8):766-77.
133. Lovell LG, Newman SM, Bowman CN. The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res.* 1999;78(8):1469-76
134. Platt JA. Resin cements: into the 21st century. *Compend Contin Educ Dent.* 1999;20(12):1173-6
135. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dent Mater.* 1993;9(1):2-5.

136. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites. *J Dent.* 1999;27(5):383-9.
137. Ogawa T, Tanaka M, Matsuya S, Aizawa S, Koyano K. Setting characteristics of five autopolymerizing resins measured by an oscillating rheometer. *J Prosthet Dent.* 2001;85(2):170-6.
138. Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent.* 2001;85(5):479-84.
139. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am.* 2007;51(2):453-71
140. Braga RR, Ballester RY, Carrilho MR. Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. *J Prosthet Dent.* 1999;81(3):285-9.
141. Shimura R, Nikaido T, Yamauti M, Ikeda M, Tagami J. Influence of curing method and storage condition on microhardness of dual-cure resin cements. *Dent Mater J.* 2005;24(1):70-5
142. Maxcem Technical Bulletin: Kerr Corporation; 2006.
143. Multilink Sprint Scientific Documentation: Ivoclar Vivadent AG; 2006.
144. RelyX Unicem Technical Data Sheet: 3M ESPE AG, Seefeld Germany; 2002.
145. Biscem Product Profile. Bisco, Inc.; 2003.

146. Gerth HUV, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites—a comparative study. *Dent Mater* 2006;22(10):934–41.
147. De Munck J, Vargas M, van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 2004;20(10):963–71.
148. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mater* 2006;22(1):45–56.
149. Al-Assaf K, Chakmakchi M, Palaghias G, Karanika-Kouma A, Eliades G. Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentin. *Dent Mater* 2007;23(7):829–39.
150. Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dent Mater* 2004;20(2):191–7.
151. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig* 2005;9(3):161–7.
152. Hikita K, van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, van Landuyt K, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater* 2007;23(1):71–80.
153. Vicente A, Bravo LA, Romero M, Jose Ortiz A, Canteras M. A comparison of the shear bond strength of a resin cement and two orthodontic resin adhesive systems. *Angle Orthod* 2005;75(1):109–13.

154. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. *Angle Orthod* 2006;76(1):123–6.
155. Faltermeier A, Behr M, Müssig D. A comparative evaluation of bracket bonding with 1-, 2-, and 3-component adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132(2),144e1–144e5.
156. Walter R, Miguez PA, Pereira PNR. Microtensile bond strength of luting materials to coronal and root dentin. *J Esthet Restor Dent* 2005;17(3):165–71.
157. Goracci C, Sadek FT, Fabianelli A, Tay FR, Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts to intraradicular dentin. *Oper Dent* 2005;30(5):627–35.
158. Wang VJJ, Chen YM, Yip KHK, Smales RJ, Meng QF, Chen L. Effect of two fiber post types and two luting cement systems on regional post retention using the push-out test. *Dent Mater* 2008;24(3):372–7.
159. Kececi AD, Kaya BU, Adanir N. Micro-push-out bond strengths of four fiber-reinforced composite post systems and 2 luting materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105(1):121–8.
160. International Organization for Standardization. ISO TR 11405, Dental materials-Guidance on testing of adhesion to tooth structure, 1994.
161. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005;93:551-558.

162. Black S, Amoore JN. Measurement of forces applied during the clinical cementation of dental crowns. *Physio Meas* 1993;14:387-392.
163. Kompozit Onleylerin Simantasyonunda Kullanılan Adezivin Polimerizasyon Şeklinin ve Yerleştirme Basıncı Tekniklerinin Dual-cure Rezin Simanların Dentine Mikrotensil Bağlanma Dayanımları Üzerine Olan Etkisinin İn vitro İncelemesi. Serin BD. Master Tezi – İstanbul 2008
164. Pashley DH. Dentin: A dynamic substrate – a review. *Scanning Microsc* 1989;62:798-802
165. Stanley Hr, Pereira JC, Spiegel E, Broom C, Schultz M. The detection and prevalence of reactive and physiologic sclerotic dentin, reparative dentin and dead tracts beneath various types of lesions according to tooth surface and age. *J Oral Pathol* 1983;12:257-289
166. Pashley DH. Clinical correlations of dentin structure and function. *J Prosthet Dent* 1991;66:777-81.
167. Kinney JH, Balooch Marshall SJ, Marshall GW, Weihs TP. Atomic force microscope measurements of the hardness and elasticity of peritubular and intertubular human dentin. *J Biomech Eng* 1996;118:133–5.
168. Gwinnett AJ. Interactions of dental materials with enamel. *Trans Acad Dent Mater* 1990;3:30
169. Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD-CAM ceramic. *J Dent*. 2007;35(4):282-8.



170. Ayad MF, Fahmy NZ, Rosenstiel SF. Effect of surface treatment on roughness and bond strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent.* 2008;99(2):123-30.
171. Holderegger C, Sailer I, Schuhmacherb C, Schlapfer R, Hammerlea C, Fischera J. Shear bond strength of resin cements to human dentin. *Dental Materials.* 2008;24:944–950.
172. Salz U, Zimmermann J, Salzer T. Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *J Adhes Dent* 2005;7:7–17.
173. Pisani-Proenca J, Erhardt MC, Valandro LF, Gutierrez-Aceves G, Bolanos-Carmona MV, Del Castillo-Salmeron R, Bottino MA. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent* 2006;96:412-7
174. Debnath S, Wunder SL, McCool JI, Baran GR. Silane treatment effects on glass/resin interfacial shear strengths. *Dental Materials* 19 (2003) 441–448
175. Stangel I, Nathanson D, Hsu CS. Shear strength of the composite bond to etched porcelain, *J. Dent. Res.* 66 (1987) 1460–1465.
176. Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions, *J. Prosthet. Dent.* 73 (1995) 464–470.
177. Roulet JF, Söderholm KJM, Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength, *J. Dent. Res.* 74 (1995) 381–387
178. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents of fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1999;81(2):135-41.

179. Tao L, Pashley DH. Shear bond strengths to dentin: Effects of surface treatments, depth and position. *Dent Mater* 1988;4:371-378
180. Pereira PNR, Okuda M, Sano H, Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dent Mater* 1991;7:2-19
181. Tagami J, Tao L, Pashley DH. Correlation among dentin depth, permeability and bond strength of adhesive resin. *Dent Mater* 1990;6:45-50
182. Gale MS, Dawell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 27:89-99,1999
183. Bertrand MF, Hessleyer D, Bolla MM, Nammour S, Rocca JP. Scanning Electron Microscopic Evaluation of Resin–Dentin Interface After Er:YAG Laser Preparation. *Lasers in Surgery and Medicine* 2004;35:51–57
184. Brulat N, Leforestier E, Rocca JP, Darquet-Cerretti E, Bertrand MF. Shear bond strength of self-etching adhesive systems to Er:YAG laser-prepared dentine with and without pulpal pressure simulation. *Photomed. Laser. Surg.* (2008) 26, 579-583
185. Uşümez S, Orhan M, Uşümez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop.* (2002)122, 649-656.
186. Gurgan S, Kiremitci A, Cakir FY, Yazici E, Gorucu J, Gutknecht N. Shear bond strength of composite bonded to erbium:yttrium-aluminum-garnet laser-prepared dentin. *Lasers. Med. Sci.* (2009)24;117-122.

187. Simonsen RJ and Calamia JR. Tensile bond strength of etched porcelain. *Journal of Dental Research*, 1983, 62 (Abstr. 1154), 297.
188. Calamia, JR, Simonsen RJ. Effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain. *Journal of Dental Research*, 1984, 63 (Abstr. 79), 179
189. Calamia JR, Vaidyanathan J, Vaidyanathan T K, Hirsch SM. Shear bond strength of etched porcelains. *Journal of Dental Research*, 1985, 64 (Abstr. 1096) 296.
190. Lacy AM, LaLuz J, Watanabe LG and Dellinges M. Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1988, 60, 288-291.
191. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh Jr JT. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser prepared dentin. *J Dent Res* 1996;75:599–605.
192. Sakakibara Y, Ishimaru K, Takamizu M. A study on bond strength to dentin irradiated by Erbium:YAG laser. *Jpn J Conservative Dent* 1998;41:207–19.
193. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater* 2005;21:616–624
194. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer AJ. The competition between the composite-dentin bond strength and polymerization contraction stress. *J Dent Res* 1984; 63(12): 1396-1399.
195. Tay FR, Pashley DH. Resin bonding to cervical sclerotic dentin: A review. *J Dent* 2004;32:173-196

## 8.EKLER

Clearfil Esthetic Cement 30Hz/70mJ Lazer Grubu		
Diş	MPa	N
1	10.32	129.6
2	5.48	68.9
3	7.82	98.2
4	5.63	78.8
5	5.16	64.9
6	9.75	122.5
7	8.08	101.5
8	7.94	99.8
9	10.32	129.7
10	9.98	125.4

Clearfil Esthetic Cement 30Hz/160mJ Lazer Grubu		
Diş	MPa	N
1	6.84	85.9
2	4.98	62.6
3	4.87	61.1
4	10.51	132.0
5	7.15	89.8
6	9.28	116.6
7	7.38	92.7
8	9.36	117.7
9	6.06	76.1
10	10.24	128.7

Clearfil Esthetic Cement Kontrol Grubu		
Diş	MPa	N
1	9.18	115.4
2	10.19	128.0
3	8.53	107.3
4	9.52	119.6
5	9.97	125.2
6	9.32	117.1
7	8.35	104.9
8	9.38	117.9
9	8.08	101.6
10	11.03	138.7

Multilink Automix 30Hz/70mJ Lazer Grubu		
Diş	MPa	N
1	19.13	250.3
2	19.68	121.0
3	15.96	200.6
4	19.09	239.9
5	18.62	234.0
6	24.68	310.1
7	25.30	318.0
8	19.74	248.1
9	25.17	316.3
10	18.38	231.0

Multilink Automix 30Hz/160mJ Lazer Grubu		
Diş	MPa	N
1	26.59	334.1
2	28.65	360.0
3	19.14	240.5
4	18.61	233.9
5	21.03	264.3
6	28.64	359.9
7	20.82	261.6
8	25.12	315.6
9	28.30	355.6
10	23.97	301.2

Multilink Automix Kontrol Grubu		
Diş	MPa	N
1	31.28	393.1
2	38.85	488.3
3	24.49	307.7
4	31.14	391.3
5	25.68	322.7
6	27.70	348.1
7	31.84	400.1
8	26.06	327.4
9	26.63	334.7
10	23.28	292.5

Variolink II 30Hz/70mJ Lazer Grubu		
Diş	MPa	N
1	35.60	251.7
2	39.94	282.3
3	32.08	226.7
4	33.64	237.8
5	23.91	169.0
6	33.16	234.4
7	28.50	201.4
8	34.98	247.2
9	20.17	142.6
10	25.66	181.4

Variolink II 30Hz/160mJ Lazer Grubu		
Diş	MPa	N
1	22.74	160.8
2	27.65	195.4
3	30.96	218.9
4	30.97	218.9
5	23.40	165.4
6	32.86	232.3
7	30.30	214.2
8	35.06	247.8
9	34.97	247.2
10	23.16	163.7

Variolink II Kontrol Grubu		
Diş	MPa	N
1	41.89	296.1
2	40.98	289.7
3	34.45	243.5
4	29.89	211.3
5	37.04	261.8
6	37.59	265.7
7	23.19	163.9
8	29.72	210.1
9	40.87	288.9
10	30.94	281.7

## 9. ÖZGEÇMİŞ

1981 yılında Alexandria, Virginia, Amerika Birleşik Devletleri' nde doğmuştur. İlk ğretimine Texas Cimmaron Elementary School'da başlayıp, Kanada Montreal'da bulunan Windermere Elementary School'da tamamlamıştır. 1993 yılında Türkiye'ye kesin dönüş yapmış, orta okul öğretimine İstek Özel Acıbadem Lisesi'nde başlamış ve lise öğretimini İstek Özel Semiha Şakir Lisesi'nde tamamlamıştır. 2006 yılında Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun olmuş, aynı yıl Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda master eğitimine başlamıştır. 2008 yılında vatani görevini tamamlamıştır. 12 aylık askerlik süresi sonrasında aynı yıl master tezi çalışmalarına başlamıştır.