



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**ER,CR:YSGG LAZERİN FARKLI
PARAMETRELERİNİN
REZİN-MİNE/DENTİN BAĞLANMA
DAYANIMINA ETKİLERİ**

Muhammet Kerim AYAR

DOKTORA TEZİ

Prof. Dr. Tahsin YILDIRIM

TRABZON - 2015

ONAY

Bu tez Doktora Tezi Standartlarına Uygun Bulunmuştur.

Prof. Dr. Cemal YEŞİLYURT

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

(imza)

Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora öğrencisi Muhammet Kerim Ayar'ın hazırladığı “Er,Cr:YSGG lazerin farklı parametrelerinin rezin-mine/dentin bağlanma dayanımına etkileri” başlıklı tez KTÜ Lisansüstü Eğitim – Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Prof. Dr. Tahsin YILDIRIM

Doktora Sınavı Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Tahsin YILDIRIM

Prof. Dr. Cemal YEŞİLYURT

Prof. Dr. Tamer TAŞDEMİR

Prof. Dr. Ertuğrul ERCAN

Doç. Dr. Muhammet YALÇIN

Tarih: ____ / ____ / 2015

Bu tez KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetin Kurulunun ____/____/____ tarih ve ____ sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof. Dr. Ali Osman KILIÇ

Sağlık bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

Doktora tezi olarak sunduğum “Er,Cr:YSGG lazerin farklı parametrelerinin rezin-mine/dentin bağlanma dayanımına etkileri” başlıklı bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım Prof. Dr. Tahsin YILDIRIM’ın sorumluluğunda tamamladığımı, verileri/örnekleri kendim topladığımı, deneyleri/analizleri ilgili laboratuvarlarda yaptığımı/yaptırdığımı, başka kaynaklardan aldığım bilgileri metinde ve kaynakçada eksiksiz olarak gösterdiğimi, çalışma sürecinde bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim.

16/11/2015

Muhammet Kerim AYAR

TEŐEKKÖR

Bu çalıřmanın planlanması ve yűrűtűlmesi ařamasında deęerli deneyim ve bilgileri ile beni aydınlatan, űneri ve katkılarını benden esirgemeyen, tezimde bűyűk emeęi olan hocalarım Sayın Prof. Dr. Tahsin YILDIRIM'a ve Sayın Prof. Dr. Cemal YEŐİLYURT'a,

Bana olan desteęini kelimelerle ifade edemeyeceęim, bugűnlere gelmemde bűyűk emeęi olan sevgili aileme ve her an yanımda olup bana destek olan sevgili eřim Hilal AYAR ve canım kızım Ayřenur AYAR'a sonsuz minnet ve teőekkűrlerimi sunarım.

Muhammet Kerim AYAR

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İç Kapak Sayfası	
ONAY	
BEYAN	
TEŞEKKÜR	
KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ	viii
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ ve AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	5
4.1. Lazerler	5
4.1.1. Lazerin Tarihsel Gelişimi	6
4.1.2. Temel Lazer Fiziği	8
4.1.3. Dental lazerlerin temel emisyon modları	14
4.1.3. Lazer Kullanım Parametreleri	14
4.1.4. Lazer-Doku Etkileşimi	16
4.1.5. Sert Dokunun Uzaklaştırılması – Ablasyon	19
4.1.6. Diş Sert Dokularında Kullanılan Lazerler	20
4.2. Adheziv Diş Hekimliği	28
4.2.1. Adezyon	28
4.2.2. Diş Sert Dokularının Yapıları	30
4.2.3. Dental Adeziv Sistemlerinin Sınıflandırılması	34
4.3. Er,Cr:YSGG Lazerin Rezin Bağlanmasına Etkileri	36
4.3.1. Er,Cr:YSGG Lazerin Mine Bağlanmasına Etkileri	37
4.3.2. Er,Cr:YSGG Lazerin Dentin Bağlanmasına Etkileri	40
5. GEREÇ ve YÖNTEM	44
5.1. Mine ve Dentin Örneklerinin Hazırlanması	45
5.2. Mine ve Dentin Örneklerinin Yüzeylerinin Hazırlanması	45
5.3. Adeziv Uygulaması ve Kompozit Blokların Hazırlanması	47
5.4. Rezin-Mine ve Rezin-Dentin Çubuklarının Elde Edilmesi	47

5.5. Mikrogerilim Bağlanma Dayanıklılık Testinin Gerçekleştirilmesi	48
5.6. Kopma Tipinin Belirlenmesi	48
5.7. Rezin-dentin/mine Arayüzlerinin İncelenmesi	48
5.8. Verilerin İstatiksel Değerlendirmesi	49
6. BULGULAR	50
6.1. Mine Gruplarında Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Bulguları	50
6.2. Dentin Gruplarında Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Bulguları	52
6.3. Tarama Elektron Mikroskobu Bulguları	54
6.3.1. Rezin-Mine Arayüzü Bulguları	54
6.3.2. Rezin-Dentin Arayüzü Bulguları	62
7. TARTIŞMA	78
8. SONUÇLAR	90
9. KAYNAKLAR	91
10. ÖZGEÇMİŞ	105

KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

°C	Santigrat Derece
CW	Continuous Wave
cm²	Santimatrekare
ED	Energy Density
EDMAB	Etil dimetil aminobenzoat
ER,CR:YSGG	Erbium, Chromium:Yttrium Scandium Gallium Garnet
Er:YAG	Erbium: Yttrium Aluminum Garnet
FDA	Food & Drug Administration
H₃PO₄	Fosforik asit
HEMA	Hidroksietil metakrilat
HKS	Hydro Kinetic System
Ho:YAG	Holmium Yttrium Aluminum Garnet
Hz	Hertz
J	Joule (Jul)
J/cm²	Enerji yoğunluğu
LED	Light Emitting Diode
MBD	Makaslama bağlanma dayanımı
μ	Micron
mJ	Milijoule
mJ/cm²	Milijul/Santimetrekar
ND:YAG	Neodymium Yttrium Aluminum Garnet
SEM	Scanning Electron Microscope (Tarama Elektron Mikroskop)
UDMA	Diüraten dimetakrilat
TEDGMA	Trietilen glikol dimetakrilat

Simgeler

λ	Dalgaboyu
W	Watt
W/cm²	Güç yoğunluğu
μm	Mikrometre

μs	Mikrosaniye
ms	Milisaniye
nm	Nanometre
μGBD	Mikgrogerilim Bağlanma Dayanımı
Formüller	
Bis-GMA	Bisfenol diglisidil eter dimetakrilat
CO₂	Carbon Dioxide
SiC	Silikon karbit

ÖZET

Er,Cr:YSGG Lazerin Farklı Parametrelerinin Rezin-Mine/Dentin Bağlanma Dayanımına Etkileri

Bu in-vitro çalışmanın amacı Er,Cr:YSGG lazerin, farklı atım frekansları ve çıkış güçleri ile uygulanmasının ardından, asitle-ve-yıka adeziv sistem ile birlikte kullanılan bir mikro-hibrit kompozitin mine ve dentine mikrogerilim bağlanma dayanımlarının (μ GBD) değerlendirilmesidir. Ayrıca rezin-mine/dentin arayüzleri SEM ile incelendi. Sığır keser dişlerinden hazırlanan, mine örnekleri (M) ve dentin örnekleri (D), yüzey uygulamalarına göre 8 farklı alt gruba ayrılmıştır ($n=5$): M-Kontrol (aşındırıcı kağıt uygulaması), M-Frez (yüzeyde yüksek hızlı döner alet ile mekanik pürüzlendirme), M-Lazer 6W-20Hz; M-Lazer 6W-35Hz; M-lazer 6W-50Hz, M-Lazer 3W-20Hz, M-Lazer 3W-35Hz, M-lazer 3W-50Hz; D-Kontrol (aşındırıcı kağıt uygulaması), D-Frez (yüzeyde yüksek hızlı döner alet ile mekanik pürüzlendirme), D-Lazer 3W-20Hz, D-Lazer 3W-35Hz, D-Lazer 3-lazer 3W-50Hz, D-Lazer 1.5W-20Hz, D-Lazer 1.5W-35Hz, D-lazer 1.5W-50Hz. Tüm yüzeylere asitle-ve-yıka adeziv üretici talimatlarına göre uygulandı ve kompozit bloklar hazırlandı. Örneklerden μ GBD test çubukları elde edildi ve μ GBD testi uygulandı. μ GBD verileri tek-yönlü varyans analizi ve LSD testi ile $p=0.05$ güven aralığında analiz edildi. Mine grupları arasında en yüksek bağlanma dayanıklılığını 3W-50Hz grubu (36.22 ± 6.0 MPa) göstermiştir ($p<0.05$), bu sonuç M-Kontrol grubu (32.85 ± 9.8 MPa) ile aralarında benzeriken, M-Frez grubu (26.60 ± 8.5 MPa) ile aralarında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p>0.05$). Tüm dentin grupları arasında en yüksek bağlanma dayanımı ortalamasını D-Kontrol grubu göstermiştir (27.70 ± 7.0), diğer taraftan bu ortalama frez grubunun ortalamasına (24.98 ± 8.8) benzerdir ($p>0.05$), diğer lazer gruplarından anlamlı olarak yüksektir ($p<0.05$). Özetlenirse, lazer uygulamasının μ GBD üzerindeki etkilerinin diş dokusuna ve kullanılan lazer parametrelerine bağlıdır. Test edilen bazı lazer parametreleri, minede rezin bağlanmasını artırırken, dentinde rezin bağlanmasını anlamlı olarak düşürmüştür.

Anahtar Sözcükler: Er,Cr:YSGG lazer, Lazer parametreleri, mikrogerilim Bağlanma Dayanımı

SUMMARY

Effects of Different Er,Cr:YSGG Laser Parameters on Resin-Enamel/Dentin Bond Strength

The purpose of the present study was to evaluate microtensile bond strength of a microhybrid resin composite restorative materials, which is used with an etch-and-rinse adhesive to enamel and dentin after treatment with Er,Cr:YSGG laser with different output power and pulse frequency combination. Resin-dentin/enamel interfaces also evaluated under SEM. Enamel (E) and dentin (D) samples were prepared from bovine incisors. Following immersion of teeth in the acrylic blocks and flattening surfaces, samples were divided into 8 subgroups as following (n=5): E-Control (no treatments), E-Bur (mechanical roughening was performed using high-speed diamond bur), E-Laser 6W-20Hz, E-Laser 6W-35Hz, E-Laser 6W-50Hz, E-Laser 3W-20Hz, E-Laser 3W-35Hz, E-Laser 3W-50Hz; D-Control (no treatments), D-Bur (mechanical roughening was performed using high-speed diamond bur), D-Laser 3W-20Hz, D-Laser 3W-35Hz, D-Laser 6W-50Hz, D-Laser 1.5W-20Hz, D-Laser 1.5W-35Hz, D-laser 1.5W-50Hz. Following acid-etching all surfaces, composite build-ups were done. Samples were cut into resin-enamel/dentin sticks with dimensions of 0.8 mm² and microtensile bond strength test was performed. E-Laser 3W-50Hz (36.22±6.0 MPa) showed significantly highest bond strength with exception of E-Control (32.85±9.8 MPa). For dentin, D-Control (27.70 ± 7.0) and D-Bur (24.98 ± 8.8) showed significantly different bond strengths from all laser groups. As a conclusion, laser irradiation could enhance or impair the microtensile bond strength to depending to the tooth structure and laser parameters used. Tested laser parameters, which did not impair resin bond strength with enamel, reduced resin bond strength with dentin.

Key Words: Er,Cr:YSGG laser, Laser parameters, microtensile bond strength

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Diş çürüğü biliminde, dental materyallerde ve çürük teşhis araçlarında elde edilen bilimsel gelişmeler, diş çürüklerinin tedavisini, GV Black'in invazif tekniklerinden uzaklaştırıp, "minimal invazif" tekniklere yaklaşmasını sağlamıştır (1). Çürük doku dişten uzaklaştırılırken, amaç mümkün olduğunca sağlıklı diş dokusunun da uzaklaştırılmasını engellemek, sağlam diş dokusuna zarar vermemek olmalıdır. Restoratif diş hekimliğinde ilk başlarda, sağlıklı diş dokusunun uzaklaştırılmasının, hastalıklı dokunun tamamen uzaklaştırıldığından emin olmak ve yapılacak olan restorasyona retansiyon sağlamak için gerekli olduğu düşünülmüştür. Bu yaklaşımlar adeziv diş hekimliğinin olmadığı zaman diliminde, Dr. Black'in "koruma için genişletme" prensibini temel alarak geliştirilmişti. Adeziv diş hekimliği sayesinde, restorasyona retansiyon sağlamak için kavitenin geometrik şekillerde hazırlanmasına artık gerek olmadığı bildirilmektedir. Ayrıca mekanik kavite preparasyonu araçlarına alternatif olarak lazer ablasyonu artık mevcuttur.

Günümüzde, diş sert dokularında lazer kullanımı çok ilgi görmektedir ve bu amaç için farklı lazer cihazları geliştirilmiştir (2). Bununla birlikte, erbiyum lazer cihazları, diş sert doku işlemleri için en etkili ve güvenli lazer cihazları olarak kabul edilirler. Bu lazerler diş sert doku uzaklaştırma özellikleri diğer sistemlere kıyasla çok iyi ve pulpa dokusu ve komşu dokular üzerindeki olumsuz etkileri minimum düzeydedir (2-4). Restoratif diş hekimliği prosedürlerinde erbiyum lazerlerin kullanımının diğer avantajları arasında, vibrasyonun engellenmesi, hastanın işlemler sırasında daha az rahatsız olması, daha düşük çapraz enfeksiyon riski, selektif çürük uzaklaştırma ve lokal anestezi ihtiyacının azaltılması sayılabilir (5). Diğer taraftan, kullanılan lazer parametrelerine bağlı olarak, erbiyum lazer kullanımının bazı dezavantajları olabilir. Bunlar, ısı artışı riski ve dental sert dokuların mekanik olarak zayıflamasıdır (5-7). Minimal diş hekimliği nedeniyle, lazer teknolojisi, konvansiyonel elmas frezlere alternatif olarak oldukça yaygınlaşmıştır (6). Lazer kullanımının gerçekleştirdiği hassas doku ablasyonu, daha konservatif kavitelerin hazırlanabilmesini sağlar (5).

Diğer taraftan, lazer teknolojisinin restoratif diş hekimliğinde kullanımı sadece minimal invazif diş hekimliğinin bir gereksinimlerini gerçekleştirecek bir araç olarak

görülmemelidir. Lazer enerjisi uygulanmış dental sert dokuların, lazer uygulanmasından sonra uygulanacak olan adeziv materyaller için uygun bir substrat olması gerekir (8).

Lazer enerjisinin diş dokusu yüzeyine uygulanması, üzerinde smear tabakası olmayan ancak sonra derece poroziteli bir yüzey meydana getirir (9). Bu morfolojik değişikliklerin, adezyona etkisikonusunda literatürdeki çalışmaların sonuçları arasında uyumsuzluklar vardır. Bu durum, mevcut adeziv sistemler ile lazer kullanımının uygun olup olmadığı noktasında da ucu açık tartışmalara yol açmaktadır (5, 6, 9-11). Literatürde bu çelişkili durum, büyük ihtimal ile farklı çalışmalarda kullanılan farklı lazer parametrelerine ve erbiyum lazer cihazlarında (Er:YAG ve Er,Cr:YSGG) arasındaki farktan kaynaklanmaktadır (12). Her iki erbiyum lazerin suyun ve hidroksiapatinin absorpsiyon bandı ile çakışan benzer dalgaboyunda ışık yaymasına karşın, farklı lazer sistemleri sadece tek bir spesifik bir parametreye dayanarak birbirleri ile karşılaştırılması sonuçlar arasındaki farklılıkların oluşmasında önemli bir etkidir. Frekans, enerji yoğunluğu, hava/su soğutması, atım süresi gibi diğer parametreler de dikkate alınmalıdır. Çünkü bu parametreler, lazer irradiasyonunun hedef dokuda meydana getirdiği termal etkiler üzerinde önemli etkiye sahiptir (11, 12). Bu parametreler göz önüne alındığında Er:YAG lazerin, Er,Cr:YSGG lazere göre dental sert dokuları termal olarak daha fazla etkilediği bulunmuştur (12). Bundan dolayı, lazer irradiasyonu uygulanmış dokulardaki kimyasal ve fiziksel değişikliklerin, genel olarak lazerin meydana getirdiği ısı artışına bağlı olduğu göz önüne alındığında, Er,Cr:YSGG lazerin dental sert doku işlemlerinde kullanılmasının daha uygun olduğu düşünülebilir. Bununla birlikte, çok az sayıda çalışmada, Er,Cr:YSGG lazerin farklı lazer parametrelerinin adeziv rezinlerin mine ve dentine bağlanma dayanımları üzerindeki etkileri incelenmiştir. Önceki çalışmalarda yoğun bir şekilde Er:YAG lazer cihazı kullanılmıştır. Bundan dolayı bu tez çalışmasında Er,Cr:YSGG lazerin iki parametresinin (Çıkış gücü ve atım frekansının) farklı kombinasyonlarının bir asitle-veya tipi adezivin mine ve dentin bağlanma dayanımları üzerindeki etkisinin mikrogerilim bağlanma dayanımı (μ GBD) testi ile belirlenmesi hedeflendi. Test edilen sıfır hipotezi, test edilen lazer parametrelerinin asitle-veya adezivin mine ve dentin bağlanma dayanımına etkisi yoktur şeklindedir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Lazerler

İlk lazerin 1964 Dr. Maiman tarafından yılında geliştirilmesinden hemen sonra, lazerler tıbbi uygulamalarda kullanılmak istenmiştir. Son 50 yıl içinde Oftalmolojide, dermatolojide ve genel cerrahide, lazerlerin kullanımı yaygınlaştı ve farklılaştı (13-16). Hastalar ve doktorlar birçok tıp alanında, yumuşak doku lazerlerinin etkinliğini genel olarak kabul etmişlerdir. Tıpta geleneksel cerrahi yöntemlere alternatif olarak, lazer kullanımı çalışılan alanında kısmen veya tamamen kansız operasyon yapma imkânı tanımıştır.

Tıp alanında lazerlerin geleneksel metotlara karşı geçerli bir alternatif olarak bu şekilde kabul edilmesi, son yirmi yılda diş hekimliğinde lazerlerin kullanımı için artan ilgiye yol açan olaylardan biridir. Örneğin, yumuşak doku lazerleri, son 20 yıl içinde, olası bir tercihten öteye geçmiş artık kullanılmakta olan bir metot olarak kabul edilmiştir. Yumuşak doku lazerlerinin tıpta ve diş hekimliğinde yer bulmasına karşın, birçok hastanın ve diş hekiminin lazer teknolojisinden bir başka beklentisi, güvenli ve konservatif olarak diş sert dokularını uzaklaştırabilen bir lazerin geliştirilmesi olmuştur.

Sert doku lazerleri ilk olarak 1990'larda geliştirilmiş ve diş hekimliği alanına 1997 yılında girmiştir. Bu sert doku erbiyum lazerleri mineyi, dentini, çürükleri, sementi ve kemiği prepare etme yeteneğine sahip olmalarının yanında yumuşak dokuları da kesebilirler. Genelde yüksek hızlı döner aletler, çalışırken birçok hastanın korkmasına yol açtığı ses ve titreşimlere neden olurlar. Sert doku lazerleri, hastanın bu korkusunu azaltır veya tamamen elimine edebilir. Ek olarak, bu lazerler, birçok prosedür için lokal anestezi miktarını azaltırlar. Bu özellikleri de iğne korkusu olan hastalar için çok önemlidir.

Günümüzde, sert doku lazerleri, tüm kavite tiplerinde kavite preparasyonunda, yumuşak dokuların uzaklaştırılmasında, kök kanallarındaki bakterileri ve patojenlerin dezenfeksiyonunda ve en son olarak çene cerrahisinde kemik uzaklaştırılmasından yüksek hızlı döner alete bir alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır. Ek olarak, erbiyum lazerler ile diş taşının uzaklaştırılması dâhil diğer periodontik işlemlerde önemli yer kazanmıştır. Lazerlerin zaman içerisindeki değişimiyle birlikte –maliyeti hariç- diş hekimliği alanında daha sık kullanım ihtimali uzak görünmemektedir.

4.1.1. Lazerin Tarihsel Gelişimi

Gold ve ark.nın (17), ve Stern ve Sognanes'in (18) ruby lazeri ile olarak geliştirmelerinden bu yana, birçok dalga boyu önce tıp alanındaki klinik uygulamaları için, hemen sonrasında da diş hekimliği alanındaki klinik uygulamaları için araştırılmıştır. Ancak araştırmacılar ruby lazerin diş çürüğünü uzaklaştırabildiğini bulmalarına karşın, bu lazerin kullanımının pulpa dokusunda önemli nekrotik değişimlere neden olduğu tespit edilmiştir. Ağız içi yumuşak doku işlemlerinde lazer kullanımı ile alakalı ilk araştırmalar da ruby lazer ile yapılmıştır (19, 20). CO₂ lazerin geliştirilmesi ve bu lazerin minimal hemoraji ile yumuşak dokuları uzaklaştırabilme yeteneği, bu lazerin ağız cerrahisinde kullanımının araştırılmasını sağlamıştır (21). Bunun yanında yumuşak doku işlemlerinde Nd:YAG lazer kullanılan çalışmalarda yapılmıştır(22).

Kulak-burun-boğaz uzmanları, çene cerrahları ve diş eti hastalıkları uzmanları, medikal lazerleri, ağız içi yumuşak doku işlemlerinde kullanan ilk doktorlardır. Myers'in geliştirdiği atımlı Neodim:ytirium alüminyum garnet (Nd:YAG) lazer, 1989 yılında ağız içi yumuşak doku cerrahisinde kullanımı için Amerikan Gıda ve İlaç İdaresi (US Food and Drug Administration, FDA) tarafından onaylanmıştır. Bu lazer, özel olarak sadece dişhekimliği için üretilen ilk lazer sistemidir (23). Bu cihaz sadece tıbbi bir lazerin dental kullanımı için değil, bir diş hekiminin ihtiyaç duyduğu spesifik özellikleri de barındıracak şekilde tasarlanmıştır. Örneğin, çok sayıda klinik prosedüre göre farklı lazer parametrelerinin seçilebildiği bir kullanımı kolay bir kontrol paneli bulunmaktaydı. Lazer cihazı yer değiştirilebilirdi. Parçaları otoklavda steril edilebilirdi veya tek-kullanımlık bileşenleri vardı. Ve esnek fiber optik iletim sistemi ile ağız içine kolay erişim ve diş hekiminin gerek duyduğu taktik hissini sağlıyordu. Bunu diş hekimliği için üretilen diğer lazer sistemleri takip edecekti. Ancak bu lazerlerin sert doku ile etkileşimi çok düşüktü.

Yıllar boyunca, birçok dalga boyunun diş sert dokularının prepare edilmesinde etkinlikleri araştırılmıştır. Çürük alanların uzaklaştırılmasında ruby lazer kullanımının dentinde krater (crater) formasyonuna ve erimeye (melting) neden olduğunu bildirmiştir. Karbondioksit (CO₂) lazerin ise mine ve dentinde benzer zararlı etkileri neden olduğu bildirilmiştir (23). Ayrıca diğer çalışmalarda, CO₂ ve Nd:YAG lazerler

dahil farklı dalga boylarının enerjilerinin, mine ve dentin erime ve rekristalizasyon ile birlikte, gölcükler şeklinde kraterler meydana getirdiğini gösterilmiştir (24-28). Wigdor ve ark. CO₂ lazer kullanımının odontoblastların hücre matrisini yok ettiğini bildirmiştir(13). Lenz ve ark. Nd:YAG lazerin başlangıç çürük benzeri lezyonlarda kullanımının, diş mine yüzeyinin sızdırmazlığını arttırdığını ve lezyonları inhibe ettiğini bulmuştur. Ayrıca, doğru enerji parametreleri kullanılmazsa, pulpa sıcaklığının, pulpaya hasar verecek seviyeye ulaşabileceğini tespit etmişlerdir (23). Harris ve ark., Nd:YAG lazerin, çürük doku tarafından, sağlıklı dokuya göre daha çok absorbe edildiğini, pulpanın canlılığını etkilendiğini gösteren herhangi bir histolojik veya klinik belirti olmadan yüzeysel çürük mine lezyonlarının uzaklaştırılabileceğini bulmuşlardı(29). Nd:YAG lazerin, pigmentli dokuya afinitesi olduğundan, sağlam dentinin ablasyonu için topikal pigmentli başlatıcı gerekli idi. Frentzen ve Koort, Nd:YAG lazer kullanımının, nekroz ve mikro çatlaklar ile birlikte karbonizasyona yol açtığı sonucuna ulaşmışlardı(23). Birçok çalışmada, fazla ısının mine ve dentinde yol açtığı yapısal hasar ve pulpa sıcaklığındaki istenmeyen artış azaltılmadıkça, diş preparasyonunda lazerlerin yüksek-hızlı döner alet yerine geçemeyeceği anlaşılmıştır.

Yüksek güçlü fototermal lazerlerin yumuşak dokuyu etkili bir biçimde kesebilmesine ve kuagüle edebilmesine karşın, bu lazerlerin diş sert doku prosedürlerindeki kullanımı, 1980'lerin sonlarında, lazer teknolojisinde meydana gelen gelişmelere kadar mümkün olmamıştır. Bu yumuşak doku lazerler ya çok düşük termal ablasyonu etkisine veya termal yan etkileri veya her ikisine birden sahipti. 1988 yılında, Paghdwala, erbiyum;yttrium-aliminyum-garnet (Er:YAG) dalga boyunu, dental sert dokularının ablasyonunda test etmiştir (30). İlk kez, bir lazer, düşük enerjide mine ve dentinde preparasyon yuvası açmak için kullanılmıştır. Herhangi bir su soğutması olmadan, hazırlanan yuvalardan hiç birinde ısıya bağlı tipik mikro çatlaklar görülmedi, ve çok az veya hiç kömürleşme (Charring) görüldü. Pulpa boşluğunda sıcaklık artışının, pulpa için güvenli sınırdan yer alan bir değer olan 4.3°C olduğu gösterilmiştir.

Hibst ve ark. tarafından 1988 ve 1991 yılları arasında yapılan çalışmalar (31) ve Keller ve ark. Er:YAG dalga boyu ile tespit edilebilir seviyede termal hasar olmadan, diş dokusunun uzaklaştırılabildiğini gösterdi(23). Dahası, bu çalışmalar, doğru ayarlar ve yeterli su soğutması kullanıldığında, mine ve dentinde meydana gelen termal hasarın minimal olduğunu göstermiştir. Bu işlem, hasta açısından oldukça rahattır (hasta

nispeten daha az ağrı hisseder) ve güvenli ve etkilidir. Lazer ile preparasyon süresi, yüksek hızlı döner alete kıyasla iki kat daha düşük olmasına karşın, pulpanın canlılığı korunmuştur.

1990'ların ortaları boyunca, diş sert dokularının preparasyonunda Er:YAG lazer kullanılmasının yeri ve güvenliği üzerine araştırmalar yapıldı (32-34). Bu çalışmalarda, su soğutması ile kullanıldığında bu dalga boyunun, termal hasar meydana getirmeden sağlam dokuyu uzaklaştırabildiği görüldü. Eğer bu lazer su soğutması olmadan kullanılırsa, önceki lazerler ile görülen tipik mikro çatlaklar ve diğer termal hasarlar görülebilir.

İlk Er:YAG lazer sisteminin (Kavo Key Laser) 1992 yılında Almanya'da tıbbi ürünler pazarında satışa çıkmasına karşın, Amerika Birleşik Devletlerinde FDA onayını 1997 yılında almıştır. FDA Er:YAG lazer sistemini, diş yüzeylerinin modifikasyonu, kavite preparasyonu ve çürük uzaklaştırma prosedürleri için onaylamıştır (35). Er:YAG lazer, sıg termal penetrasyonu derinliği ile dentin ve minede sağlam veya çürük dokunun ablasyonunu gerçekleştirebilir.

Yaklaşık son 15 sene içinde, klinikte diş sert dokularında kullanım için iki tane dalga boyu geliştirilmiştir. Bunlar Er:YAG (2.94 μm) ve erbiyum, kromium: yttrium-skandiyum-galyum-garnet (Er,Cr:YSGG, 2.78 μm) dalga boylarıdır. Bu iki dalgaboyu erbiyum lazerleri olarak bilinirler. Er,Cr:YSGG lazer ile ilgili yapılan ilk çalışmalar, bu lazerin kemik ve diş sert dokuları için olumlu bir araç olduğunu bulmuştur (36-38).

4.1.2. Temel Lazer Fiziği

Lazer kelimesi, İngilizce "*light amplification by stimulated emission of radiation*" kelimelerinin ilk harflerinin birleştirilmesi ile elde edilen bir kısaltmadır. Türkçe anlamı, ışının uyarılmış salınımı ile ışığın güçlendirilmesidir. Bu üç kavramın kısaca açıklanması ile lazer cihazının özelliklerinin anlaşılmasına yardımcı olur. Ayrıca bu şekilde, lazerlerin restoratif diş hekimliğinde kullanımının açıklanması için bir temel oluşturulacaktır.

Işık

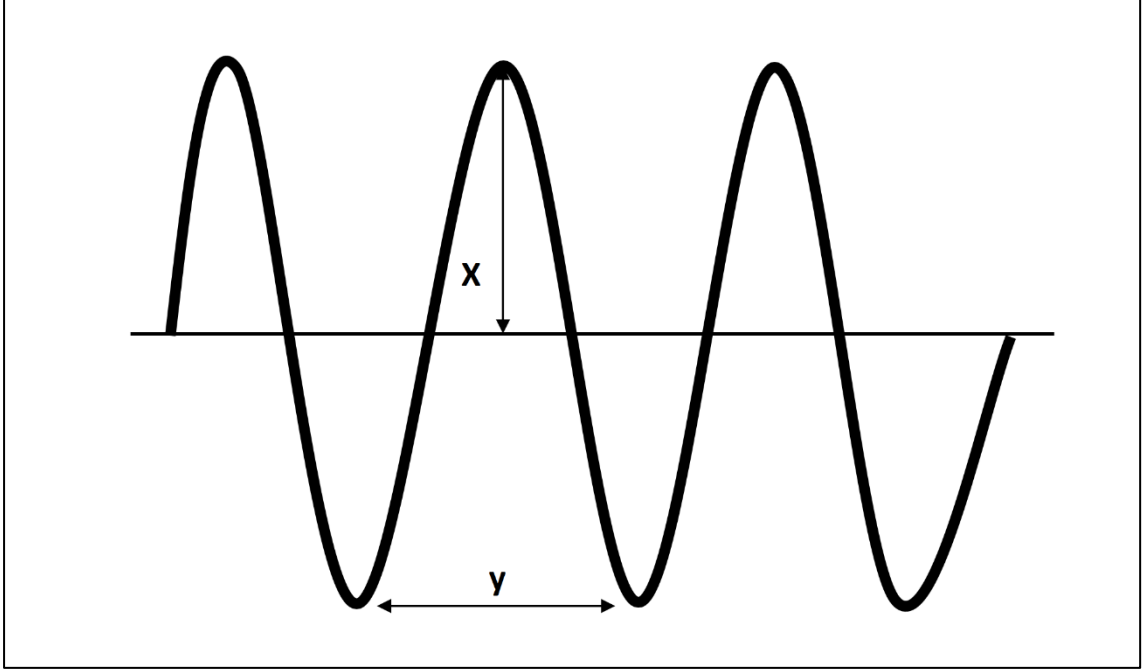
Işık, sabit bir hızda dalgalar halinde hareket eden partiküller şeklinde var olan bir tür elektromanyetik enerjidir. Bu radyant enerjinin temel yapı birimi *foton* olarak

adlandırılır. Foton dalgaları ışık hızında hareket ederler ve iki temel özellikleri ile tanımlanırlar: *genlik (amplitude)* ve *dalgaboyu (wavelength)* (Şekil 1).

Genlik, dalganın x ekseninden dikey yüksekliği olarak tanımlanır. Bu özellik, dalganın gücü ile bağlantılıdır; büyük genlik, daha fazla enerji demektir. Ses dalgaları için, daha fazla genlik, daha fazla gürültü ile ilişkilidir. Işık dalgası için, genliğin artması parlaklığın artmasına yol açar. Joule (J) enerjinin birimidir. Dişhekimliğinde en çok kullanılan birimi ise bir jolue'in binde biri olan millijoule (mJ)'dür.

Dalğanın ikinci özelliği dalgaboyudur (λ). *Dalgaboyu*, dalganın x eksenini üzerindeki çakışan iki eş noktasının arasındaki mesafedir (y). Bu özellik, hem lazer ışığının operasyon alanına iletilmesi konusunda hem de lazer ışığının hedef doku ile nasıl etkileşime gireceği konusunda önemlidir. Dalgaboyu metre olarak ölçülür. Dental lazerlerin dalgaboyları nanometre (nm) veya mikrometre (μm) olarak ölçülür.

Dalgalar ilerledikçe, dalgalar x eksenini etrafında saniyede belli bir sayıda dönerler; buna osilasyon (oscillation) denir. Birim zamandaki osilasyona *frekans* denir. Frekans hertz (Hz) olarak ölçülür; 1 Hz, saniyede bir osilasyona denktir. Frekans, dalgaboyu ile ters orantılıdır. Hertz, salınan lazer enerjisinin saniyedeki atım sayısının tanımlanmasında kullanılır.



Şekil 1. Bir foton dalgasının dalgaboyu ve genliği. (x) genlik, (y) dalgaboyu.

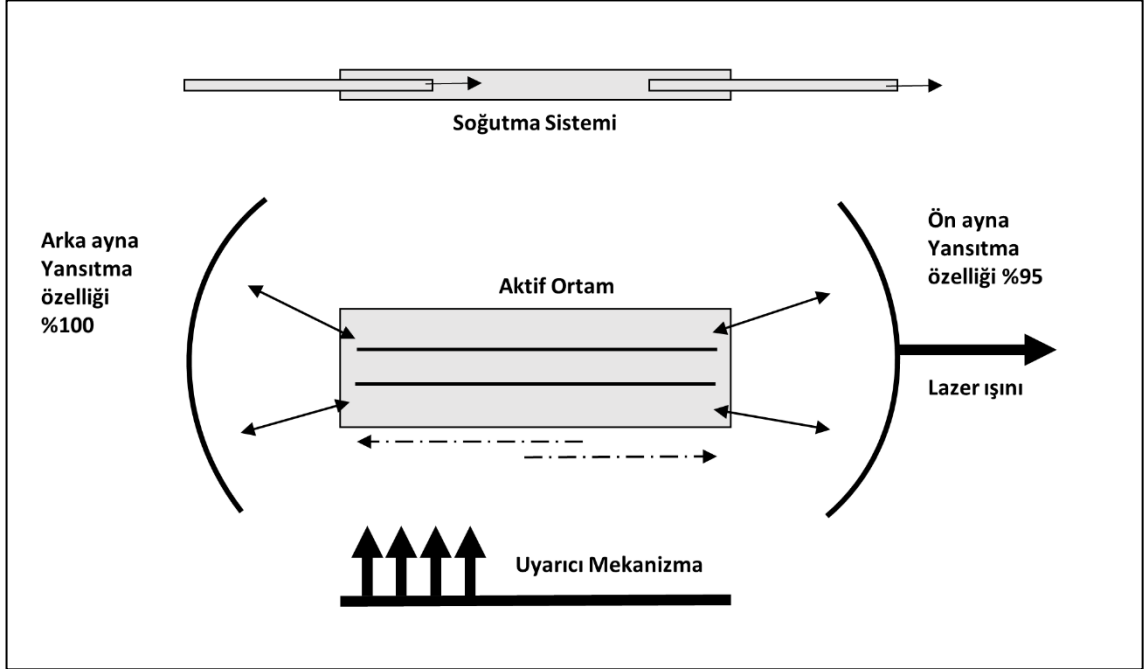
Oda ampulü gibi bir ışık kaynağından çıkan olağan ışık, genelde sıcak ve beyaz renklidir. İnsan gözü tarafından görülen beyaz renk, aslında kırmızı, sarı, mavi ve morun karışımıdır. Işık odaklanmış değildir. Lazer ışığının, olağan ışıktan iki farklı özelliği vardır. Lazer ışığı, tek renkli bir ışıktan üretildiği gibi *monokromatiktir*. İkinci özelliği ise, lazer ışığının her dalgası *koherenttir*, yani şekil ve boyut olarak birbirleri ile aynıdır. Bu foton dalgalarının genliğinin ve frekansının aynı olduğu anlamına gelir.

Bazı lazer cihazlarının ürettikleri lazer ışınları kolime edilmiştir. Bu nedenle uzun bir mesafe boyunca tüm dalgalar birbirlerine paraleldir, ancak fiber optik sistemlerden elde edilen ışınlar (örneğin Nd:YAG) genelde fiberin ucunda diverjandır. Ancak tüm lazer ışınları, odaklandırılabilir ve bu monokromatik ve koherent ışık enerjisi ışınımı, tedavi amacı ile kullanılabilir hale getirilebilir.

Amplifikasyon (Güçlendirme)

Lazer ışığının elde edilmesi, elektromanyetik radyasyonun, uyarılmış emisyonu ile ışığın amplifikasyonu ile gerçekleşir. Amplifikasyon ışığın güçlendirilmesi işlemidir ve lazer cihazının içinde meydana gelir. Bu nedenle lazer ışığının nasıl meydana geldiğinin anlaşılabilmesi için cihazının iç komponentlerinin iyi bilinmesi gerekmektedir. Lazer cihazının merkezi, lazer kavitesi olarak adlandırılır. Lazer

kavitesini, aktif ortam (active medium), uyarıcı mekanizma (pumping mechanism) ve optik rezonatör (optical resonator) komponentlerinden (ön ve arka yansıtıcı aynalar) meydana gelir (Şekil 2).



Şekil 2. Lazer kavitesinin şeması.

Aktif ortam, kimyasal elementlerden, moleküllerden ve bileşenlerden meydana gelir. Lazerler genelde aktif ortamın maddesine göre isimlendirilirler. Aktif ortam gaz olabilir, örneğin CO₂ lazerinde olduğu gibi karbon dioksit gazı, veya Er:YAG veya Nd:YAG lazerlerinde olduğu gibi yttrium, alüminyum ve garnet kristal olabilir.

Bu aktif ortamı çevreleyen yapı, flaş lambası cihazı, elektrik devresi, elektrik bobini veya aktif ortama enerji pompalayan benzer bir enerji kaynağı olan eksitasyon kaynağıdır. Pompalama mekanizması, enerjiyi aktif ortama pompaladığında, enerji, aktif ortam atomlarının en dış kabuğunda absorbe edilir. Bu elektronlar, sonraki daha yüksek enerji seviyesinde bulunan kabuğa ulaşmak için gerekli olan enerjiyi absorbe ederler. “*popülasyon inversiyonu*” (population inversion), yüksek enerjili seviyedeki aktif ortam atomlarının sayısı tüm atomların yarısından fazla olmasıdır.

Lazer kavitesini iki tane ayna tamamlar. Bunlardan her biri optik kavitenin birer ucundadır. Bu aynalar optik rezonatör olarak işlev görürler. Işını birleri bir geri yansıtırlar ve meydana gelmekte olan ışının kolime olmasına ve artmasına yardımcı

olurlar. Soğurma sistemi, odaklama lensleri ve diğer kontrol mekanizmaları, lazer cihazının diğer mekanik komponentleridir.

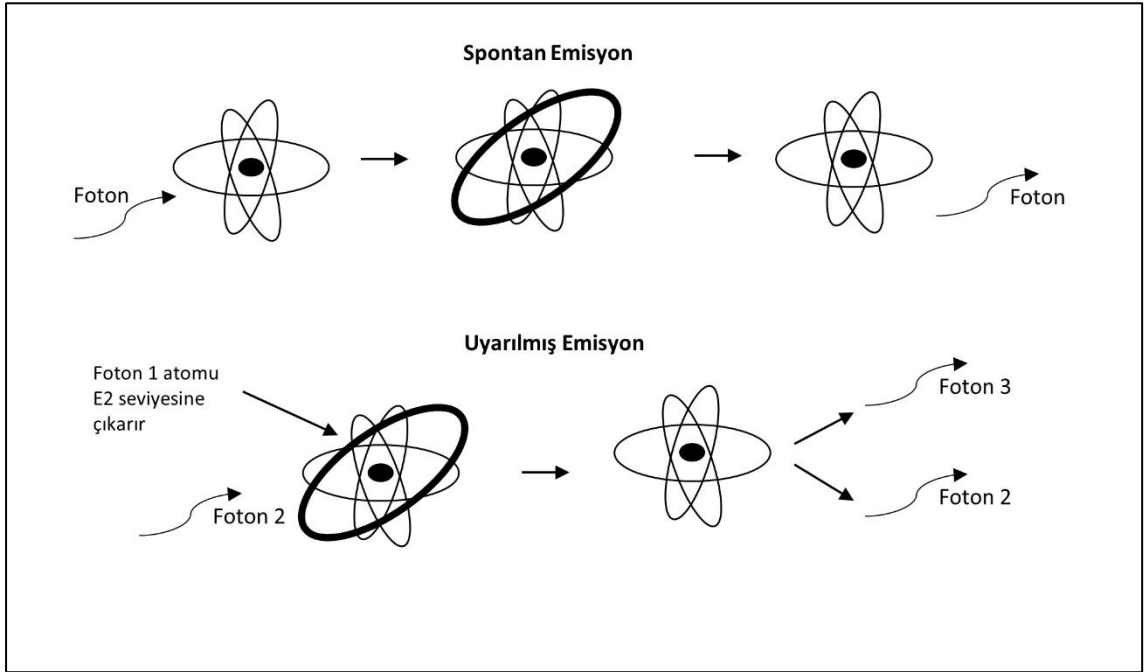
Uyarılmış Emisyon

Niels Hendrik Bohr, 1913 yılında yeni bir atom modeli öne sürmüştür. Buna göre, atom herhangi bir maddenin en küçük birimidir. Her atomun pozitif yüklü protonlardan oluşan bir çekirdeği ve çekirdekten uzak, yörüngelerinde hareket halinde olan negatif yüklü elektronları vardır. Her proton çekirdekten belli uzaklıkta bulunan bir elektronla dengelenmiştir.

Doğada, fiziğin temel ilkelerinden biri de, “kararlı dengelerin minimum enerjide oluşma ilkesi” dir. Bu ilkeye göre her cisim en küçük enerji düzeyinde kalma eğilimi gösterir. Aynı atomlardan oluşan bir elementin atomlarının enerji dağılımına bakıldığında, en düşük enerji düzeyindeki atomların sayısının, üst enerji düzeyindeki atomların sayısından daha büyük olduğu görülür. Elektronların çekirdeğe en yakın oldukları durum, atomun en küçük enerjili olduğu durumdur ve bazal durum (ground state) olarak adlandırılır.

Bazal enerji düzeyindeki bir atoma dışarıdan enerji verildiğinde, bu enerji elektronlar tarafından soğurulur (absorption) ve elektronlar daha yüksek enerjili bir yörüngeye taşınır. Böylece atom uyarılmış ve kararsız bir hale geçer. Uyarılarak E2 seviyesine çıkan elektron burada bir süre kaldıktan sonra, tekrar denge hali olan E1 seviyesine inmek isteyecektir. Elektron bu seviye değişimi sırasında enerji farkı kadar bir foton salar ve bu olaya anlık salınım (spontaneous emission) adı verilir (39) (Şekil 3).

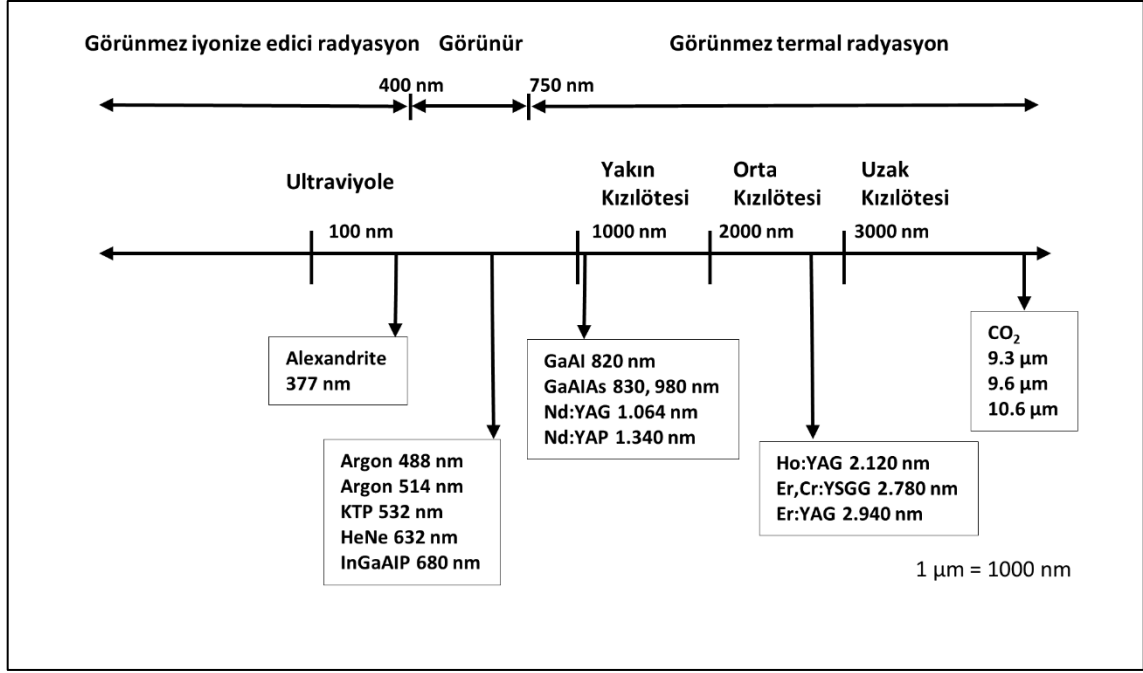
Uyarılmış emisyon, lazer kavitesinin içinde üretilen lazer ışınları tarafından meydana getirilen bir işlemdir. Uyarılmış emisyon teorisi, in 1916 yılında Albert Einstein tarafından ileri sürülmüştür. Uyarılmış emisyon ise; uyarılarak enerji seviyesi E_1 'den E_2 'ye yükseltilen atom enerjisini geriye foton olarak yaymaya başlarken, atoma bir foton daha çarptırılırsa birbiri ile aynı özellikte iki foton salınır. Uyarılmış salınımın en önemli özelliği, gelen foton ve uyarılmış elektrondan gelen fotonun aynı frekansta aynı fazda ve aynı polarizasyon doğrultusunda yani koharent olmasıdır (Şekil 3).



Şekil 3. Spontan ve uyarılmış emisyon.

Işınım

Lazer cihazı tarafından üretilen ışık dalgaları, ışıınının veya elektromanyetik enerjinin spesifik bir türüdür. Elektromanyetik spektrum, dalga boyları 10^{-12} m olan gamma ışınlarından, dalga boyları binlerce metre olan radyo dalgalarına kadar değişen tüm dalga enerjilerinin koleksiyonudur. Günümüzde mevcut olan tüm dental lazer cihazlarının emisyon dalga boyları yaklaşık olarak 500 nm'den 10.600 nm aralığındadır. Şekil 4'te gösterildiği gibi bu aralık, elektromanyetik spektrumun görünür ve görünmeyen kısımlarını kapsar. Dental lazerler ya görünür ışık yayarlar yada, görünmeyen kızılötesi ışık yayarlar. Bu kızılötesi ışık, termal ışıınının olarak adlandırılan iyonize edici olmayan spektrum bölgesine aittir (23).



Şekil 4. Elektromanyetik spektrum ve dental lazer dalgaboyları.

4.1.3. Dental lazerlerin temel emisyon modları

Lazer emisyonunun iki temel mod vardır:

1. Devamlı dalga (Continuos wave): Bu mod emisyonunda, cihaz çalıştırıldığı sürece, lazer sürekli ve sabit lazer enerjisinde emisyon yapar.

2. Serbest devinimli atım veya atım modu (Free-running pulse): Lazer kaynağı atım süresi bir saniyenin on binde biri kadar süren kısa lazer foton atışların emisyonunu yapar. Nd:YAG, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler bu modu kullanan lazer cihazlarıdır (39).

4.1.3. Lazer Kullanım Parametreleri

Lazer sistemlerinde uygulama sonuçlarını etkileyebilecek önemli lazer parametreleri mevcuttur. Bu parametreler güç yoğunluğu, enerji yoğunluğu, atım frekansı, atım süresi, uygulama süresi, spot alanı olarak sayılabilmektedir. Bu faktörlerden herhangi birinin değişmesi, lazer uygulamasının hedef doku üzerindeki etkilerini de değiştirmektedir. Lazer kullanım parametreleri uygulanacak bölge ve kullanım amacına göre değişmektedir. Mine, dentin, sement ve dişeti için farklı enerji seviyeleri etkili olmaktadır. Her hücrenin ve hücreler arası maddenin kendine özgü ışık kırma indeksi olması ışığın dokularda farklı yayılımını sağlamaktadır (39, 40).

Güç (W) ve Güç Yoğunluğu (W/cm²)

1 Watt lazer gücü 1 saniyede verilen 1 Joule lazer enerjisini ifade etmektedir. Güç yoğunluğu birim alanda bulunan foton yoğunluğu olarak tanımlanmaktadır. Foton yoğunluğu watt ve cm² cinsinden alan kullanılarak ölçülmektedir. Güç yoğunluğunu hesaplayabilmek için ışığın uygulandığı dokunun yüzey alanının bilinmesi gerekir. Lazer eğer 6.0 W çıkış gücünde 0.9 cm²'lik bir alana uygulandığında, güç yoğunluğu $6/0,9=6.7 \text{ W/cm}^2$ olur.

Enerji (J) ve Enerji Yoğunluğu (J/cm²)

Enerji gerçekleştirilen iş ya da belli bir zaman süresinde uygulanan güçtür. Enerji birimi juldür (J) ve güç ile zamanın çarpımına eşittir. Birçok atımlı lazer, atım başına 1 J. den çok daha az enerji verir. Bu nedenle milijul (mJ) birimi kullanılır. Güç yoğunluğuna benzeyen enerji yoğunluğu (fluens), birim alandaki enerji miktarı ile ifade edilmektedir. Bir diğer ifade ile enerji yoğunluğu belirli bir zaman sürecinde uygulanan güç yoğunluğudur. Birçok lazerde enerji yoğunluğu mJ/cm² olarak ifade edilir

Frekans (Hz)

Bir olayın birim zamandaki tekrar sayısı frekans olarak tanımlanmaktadır. Tüm dalgalar belli bir frekansa sahiptir. Birimi Hertz (Hz)'dir. Frekans, bir saniyede belli bir noktadan geçen dalgaların sayısıdır. Lazer cihazlarında ise frekans dalgayı oluşturan titreşimin saniyede kaç defa olduğunu belirtmektedir. Bir başka ifade ile lazer ışınının saniyedeki atım sayısıdır. Örneğin bir saniyede 10 atım, 10 Hz olarak birimlendirilir. Bir dalganın frekansı ve dalga boyu arasında bir ilişki bulunmaktadır. Dalga boyu arttıkça frekans azalır. Uzun dalgalar düşük bir frekansa, kısa dalgalar ise yüksek bir frekansa sahiptir.

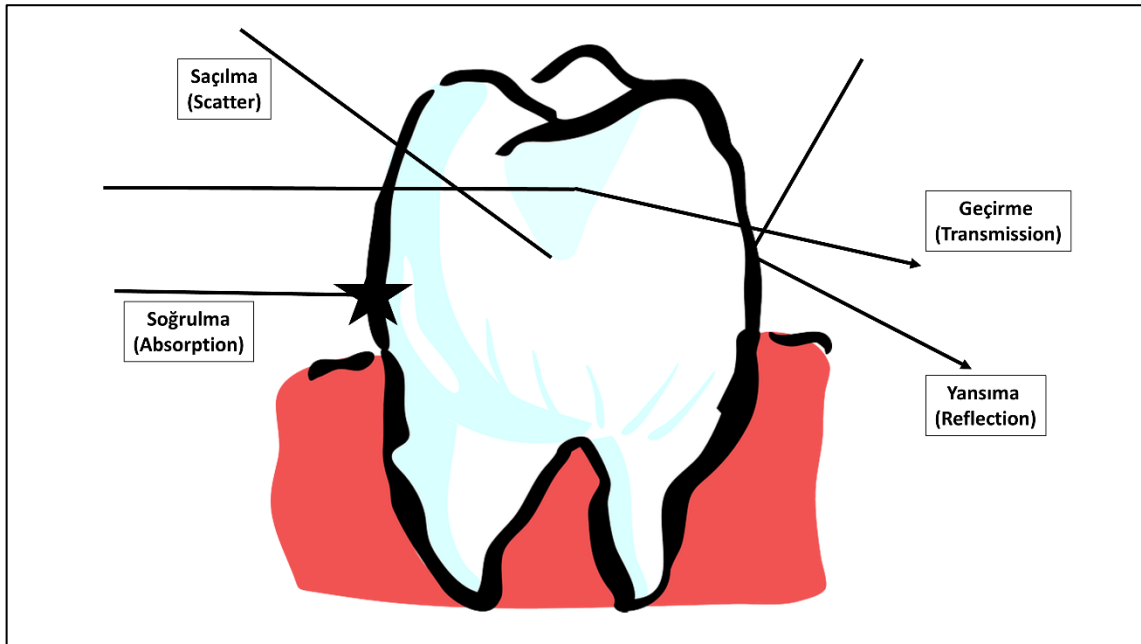
Atım süresi (µs veya ms)

Atım süresi, lazer atımının zamansal uzunluğunu (lazerin enerji yayma süresini) belirtmede kullanılan bir terimdir. Kısaca lazer enerjisinin dokuya ne kadar zaman boyunca iletildiğini belirtmektedirler

Spot Çapı

Lazer sistemlerde lazer ışınının keskin bir şekilde odaklandığı ve enerjinin en yüksek olduğu spesifik bir daire (spot) çapı vardır. Bu dairesel alana “odak noktası” adı

verilmektedir. Odak noktasının büyüklüğünü ve odak uzaklığını sistemde kullanılan merceğin boyutu ve şekli belirlemektedir. Odak noktasından uzaklaştıkça ışın dağılmaya ve güç yoğunluğu azalmaya başlar. Fokus ve defokus terimleri lazer ile çalışma sırasında odak noktasının hedef dokudaki konumunu ifade etmektedirler. Odak noktası doku yüzeyinde kalıyor ise fokus mod, doku yüzeyine ulaşmadan üst kısımlarda kalıyor ise defokus mod ve odak noktası dokunun derinliklerine düşüyor ise prefokus mod olarak isimlendirilmektedir. Lazer ile çalışılırken fokus bölgesi dokuya iletilen enerjinin en yüksek olduğu uzaklığı simgeler. Defokus bölgesi ise dokudan daha uzak bir mesafede çalışıldığında oluşur ve daha az soğurulma meydana gelir. Dokuda her zaman fokus ya da defokus modda çalışmak gerekmektedir. Prefokus modda çalışma dokuda istenmeyen ısısal etkilere neden olabilmektedir. Her lazerde fokus defokus mod mesafesi farklıdır (39).



Şekil 5. Lazer-doku etkileşimi sonucunda meydana gelebilecek olan durumlar.

4.1.4. Lazer-Doku Etkileşimi

Değişik tipteki lazerler aynı doku üzerinde farklı etkiler gösterebilirler. Benzer şekilde bir lazer, uygulandığı dokuya göre de farklı etkiler oluşturabilir. Bu nedenle her tip lazerin her uygulamada aynı etkiyi yaratmayacağı unutulmamalıdır (39). Lazer ışığı hedef dokunun optik özelliklerine bağlı olarak dokuda dört farklı etki göstermektedir. Bunlar soğurulma (absorption), geçirme (transmission), yansıma (reflection) ve saçılma (scattering). Dişsel yapılar karmaşık bir yapıya sahip olduğundan bu dört etkinin tümünü farklı oranlarda görmek mümkün olmaktadır. Doku üzerine düşen bir lazer ışını hem yüzeyde hem de dokunun derinliklerinde yayılmaktadır.

Bu ışının ne kadarının doku tarafından soğurulacağı (absorption) veya geçirileceği (transmission), ne kadarının yüzeyden yansıtacağı (reflection), ne oranda ortamda dağıtılacağı (scattering) ışının dalga boyuna ve dokunun fiziksel ve optik özelliklerine bağlı olarak değişmektedir (39) (Şekil 5).

Soğurulma (Absorbsiyon)

Lazer ışığının esas etkisi hedef dokunun lazer ışığını soğurması ile ortaya çıkmaktadır. Doku tarafından soğurulan enerjinin miktarı pigmentasyon derecesi, su içeriği, doku kalınlığı, yüzey ıslaklığı gibi doku özelliklerinin yanısıra lazerin dalga boyu ve salınım moduna, kontakt ya da non-kontakt çalışılmasına, lazer ışığının doku ile yaptığı açığa da bağlıdır (41). Belirli bir dalga boyuna sahip lazer ışığını soğurma özelliğine sahip doku bileşenleri kromofor olarak isimlendirilmektedir. Ağız dokuları hemoglobin, melanin ya da diğer renk verici proteinler ile hidroksiapatit ve su gibi kromoforlardan bir ya da birkaçını içermektedirler (39, 41).

Dişsel yapılar ağırlık olarak farklı miktarlarda su içermektedirler. En az su içerenden en çok su içeren yapıya göre bir sınıflandırma yapılacak olursa mine (%2-3), dentin, kemik, diştaşı, çürük ve yumuşak doku (%70) şeklinde bir sıralama ortaya çıkar. Hidroksiapatit diş sert dokularının ana yapısı olup dalga boyuna bağlı olarak geniş bir soğurulma aralığına sahiptir (39).

Genellikle kısa dalga boyları (500 nm-1000 nm) pigmente dokular ve kan elemanları tarafından soğurulmaktadır. Argon (488-514 nm) hemoglobin tarafından soğurulur. Diyod (800-980 nm) ve Nd:YAG (1064 nm) lazerler melanine karşı yüksek bir afinite gösterirken hemoglobin ile daha az etkileşime girerler. Daha uzun dalga

boyları su ve hidroksiapatit ile daha çok etkileşim içindedirler. Suyun en yüksek absorpsiyon miktarı 3000 nm 'nin biraz altındadır ve bu da Er:YAG lazerin dalga boyuna denk düşmektedir. Erbiyum hidroksiapatit tarafından da iyi soğurulur. 10.600 nm'lik CO₂ lazer su tarafından iyi soğurulur ve diş dokularına en büyük afiniteye sahiptir (42). Özetle su ve hidroksiapatitin soğurma tepe noktalarının Er:YAG, Er,Cr:YSGG ve CO₂lazerlerin dalga boyları ile çakışmasından dolayı sert dokularda bu lazer tiplerinin kullanımı tercih edilmektedir (39, 41).

Geçirme (Transmission)

Hedef dokuya hiçbir etkide bulunmadan soğurulmanın tersine lazer enerjisinin direkt olarak dokudan iletilmesidir. Bu etki büyük oranda lazer ışığının dalga boyuna bağlıdır. Örneğin argon, diyod ve Nd:YAG lazer gibi kısa dalga boyuna sahip lazerler su molekülleri tarafından soğurulmazlar ve doğrudan geçerek daha derinlere penetre olurlar. Erbiyum ve CO₂ lazerler ise dokunun sıvı içeriği tarafından kolaylıkla soğurulduklarından komşu dokulara çok az enerji geçişi gerçekleşir. Lazer ışınının odaklanma derinliği, hareketin hızı ve gücün yoğunluğuna göre değişmektedir. Erbiyum lazerler yaklaşık 0,01 mm olan absorpsiyon derinlikleri ile genellikle dokunun üst yüzeylerinde etki göstermektedirler. 800-nm diyod lazerler dokuda 100 mm derinliğe kadar inebilmektedirler. Diyod ve Nd:YAG lazerler gözün lens, iris ve kornea bölgelerini doğrudan geçerek daha derinde yer alan retina tabakası tarafından soğurulmaktadır (39, 43).

Yansıma (Reflection)

Bir diğer etki şekli olan yansıma lazer ışınının hedef dokuda hiçbir etki yaratmadan yüzeyden geldiği yönde yansımısını ifade etmektedir. Çürük tanısında kullanılan lazer cihazları farklı derecelerde yıkım gösteren diş dokularından yansıyan ışığı ölçmektedirler. Yansıyan ışık dar bir ışın demeti içinde kollimasyonu sağlayabileceği gibi daha difüze de olabilir (39). Yansımanın meydana gelmesi, dokuya iletilmesi hedeflenen enerjinin istenilen miktara ulaşamayacağı anlamına gelmektedir. Önemli bir miktarda ışık lazer uygulaması sırasında dokudan yansır. Yansıma miktarı kontakt lazerlerde kontaksız lazerlere göre daha azdır. Mineden yansıma, dentin ve dişetine göre daha fazladır (43).

Saçılma (Scattering)

Lazer ışığının doku içinde molekülden moleküle sekerek dağılması ya da sıçraması “saçılma” olarak isimlendirilmektedir. Soğurulma ne kadar fazla olursa saçılma da o kadar az olmaktadır. Lazer ışığının saçılma etkisi oluşacak enerjinin etkisinin zayıflamasına ve buna bağlı olarak biyolojik olarak herhangi bir etki oluşturmamasına neden olmaktadır. Lazer ışığının saçılması cerrahi alana komşu dokulara ısı aktarımına neden olarak istenmeyen hasarlarla sonuçlanabilir. Ancak bu özellik ışığın daha geniş alanlara dağılımının istendiği durumlarda örneğin kompozit rezinlerin sertleştirilmesinde avantaj sağlamaktadır (39). Belirli bir işlem için en uygun olan lazerin seçiminde hedef dokuda en az yansıma, saçılma ve geçme yapan, en fazla soğurulan dalga boyunun belirlenmesi gerekmektedir. Su tarafından soğurulan lazer dalgaboyları (CO₂, Er:YAG lazerler) yumuşak doku cerrahisi için uygundurlar ve penetrasyon derinlikleri çok azdır. Benzer şekilde hemoglobin tarafından soğurulanlar vasküler doku ve lezyonlar için daha uygun olmaktadır. Argon lazer dalgaboyları, kompozit rezinler tarafından soğurulurken, hem su hem hidroksiapatit tarafından soğurulan Er:YAG ve Er:Cr:YSGG lazerler sert dokuda kullanım için uygundurlar (40). Birden çok ortam tarafından soğurulan dalga boyuna sahip lazerler her dokuda değişik bir etki meydana getirebilmektedir. Buna ek olarak vasküler lezyonlarda derin bir hemostaz istenildiğinde, lazerin bir miktar transmisyon yapması da arzulanan bir özelliktir. Çeşitli klinik uygulamaları mümkün kılmak için birden fazla dalga boyu üretebilen cihazlar da mevcuttur (Er:YAG ve Nd:YAG gibi). Bu cihazlar hekime dalga boyunu değiştirerek istenen doku etkisini değiştirme imkânı vermektedir.

4.1.5. Sert Dokunun Uzaklaştırılması – Ablasyon

Erbiyum lazerlerin karakteristik özelliği bu lazerlerin ışınlarının su tarafından çok iyi soğurulmasıdır. Er:YAG, suyun soğurma pikine tam dent gelirken, Er,Cr:YSGG’nin ise Er:YAG’inkine göre yarı yarıya soğurulur. Ancak, Er,Cr:YSGG dalgaboyunun hidroksiapatit tarafından soğurulması, Er:YAG’a göre daha iyidir. Diş dokuları tarafından çok iyi absorbe edilen bu dalga boyundaki ışık, diş dert dokularına odaklandırıldığında, hedef dokunun yüzey kısmı hızlı bir şekilde ısınır. Bu ısınma termal ekspansiyonun gerçekleşmesinden, yani ısının komşu dokulara yayılmasından daha kısa zamanda olur. Lazer ışığını alan doku kısmının içinde basınç artar, ta ki,

materyalin kendi iç direnci bunu karşılayabilinceye kadar. Ancak materyal dayanamadığında kırılır, ve ısınmış su çok kısa sürede buharlaşır. Buhar uzaklaşırken, parçalanmış doku artıklarını da uzaklaştırır. Bu debrisin uzaklaşması, lazer ışının verilmesinden hemen sonra başlar ve güç durana kadar devam eder. Buna ablasyon işlemi denir. Ablasyon sırasında çevre dokulara çok az ısı transferi gerçekleşir. Diş dokusunun ısınması, lazer kraterinin tabanındaki ısınmış rezidüel dokudan veya, ablasyon eşiğinin altında lazer enerjisi almış kısımlardan kaynaklanır. Gücün artması ablasyon eşiğini düşürür ve ablasyon işlemini hızlandırır, bu şekilde termal yan etkileri azaltır. Ancak, gücün artırılmasının da yan etkileri vardır. Gücün artması, doku içinde basıncın artmasına ve dolayısıyla ablasyon süreci sırasında oluşan debris parçacıklarının hızını artırır (Recoil rate). Bu nedenle hedef dokuda mekanik yan etkileri artar.

Erbium lazerlerin, diş sert doku uzaklaştırma/ablasyon mekanizması termo-mekanik ablasyon işlemidir. Bu Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerin her ikisi de geçerlidir. Er,Cr:YSGG lazer üretici termo-mekanik ablasyona ek olarak hidrokinetik etkinin de Er,Cr:YSGG lazer ablasyonunda etkili olduğunu ileri sürmüştür.

4.1.6. Diş Sert Dokularında Kullanılan Lazerler

Lazer diş hekimliğinde yaşanan gelişmeler sonucunda, günümüzde birçok farklı lazer dalgaboyu diş hekimlerinin kullanımı için mevcuttur. Dental lazerler yumuşak doku ve sert doku prosedürlerinde kullanılabilir. Farklı dalgaboylarını kullanan değişik lazer sistemleri geliştirilmiş ve hem yumuşak doku hem de sert doku prosedürlerinde kullanılmıştır. Klinisyenler ilk başlarda lazerleri daha çok periodontal amaçlı yumuşak doku işlemlerinde kullanmaktaydı (13). Sonraları, dental lazerler en çok yumuşak doku kesilerinde kullanılmaya başlandı.

Diş sert doku prosedürleri olarak, çürük temizleme, direk veya indirek restorasyonlar için diş preparasyonu ve dentin/mine yüzeylerinin pürüzlendirilmesi, endodontik işlemler sayılabilir. Lazerin diş sert dokularında ilk kullanım amacı çürüğün temizlenmesi ve kavite preparasyonudur. Bu nedenle CO₂, Nd:YAG ve Er:YAG lazerin bu prosedürlerdeki başarısı üzerine çok sayıda çalışma yapılmıştır (44).

Erbium lazerlerin çürük temizleme, kavite preparasyonu, kök kanalı temizliği için en uygun lazer sistemleri olduğu gösterilmiştir (23, 45).Erbium lazerler 3 µm alanında dalgaboylarında ışık emisyonu yaparlar. Bu Spektrum aralığı diş dokularında

bulunan suyun yüksek absorpsiyon bandı ile tam olarak çakışır. Diş sert doku prosedürleri için geliştirilmiş iki temel erbiyum lazer vardır. Bunlar Er:YAG (2.94 µm) ve Er,Cr:YSGG (2.78 µm) lazerlerdir (23). Bu lazerlerin dalgaboyları su tarafından çok iyi absorbe olduğundan bu lazerlerin kavite preparasyonu için kullanımı endikedir. Bununla birlikte, bu lazerlerin yumuşak doku işlemlerinde de bu özelliklerinden dolayı kullanım alanı vardır (46). Erbiyum lazerlerin yumuşak kullanımı hassas insizyon, hemoztaj sağlar. Nd:YAG ve CO2 lazerlerin yanı sıra, erbiyum lazerler de periodontal tedavi de kullanılmıştır (47).

Lazerlerin kavite preparasyonu için kullanımında, olası pulpa hasarı önemli hususlardan biridir. Ruby lazerin, kullanım sırasında sıcaklık artışına neden olarak pulpada kalıcı hasar meydana getirdiği bildirilmiştir (13). Buna karşın, Er,Cr:YSGG ve Er:YAG lazerlerin, pulpa odasında düşük sıcaklık artışına yol açtığı gösterilmiştir. Erbiyum lazerler, lazer ışığı ile birlikte hava su şırıngasını da soğutma amaçlı kullandığından, lazerin hedef dokuda meydana getirdiği sıcaklık minimal düzeyde olmaktadır(4, 48, 49). Bununla birlikte, dental lazerlerin sert dokularda kullanımının hastalar ve diş hekimleri tarafından kabul edilmesinden önce, dental lazerler için daha fazla çalışma yapmak gerekmektedir. Örneğin, dental lazer ile diş kesiminin yapılması, hala problemli bir prosedür olarak görülebilir.

Atımlı lazer irradiasyonunun neden olduğu ablasyon işlemi sırasında, diş sert dokularında bulunan su molekülleri, lazer ışınına absorbe eden asıl soğurgan bileşendir. Suyu, sırasıyla hidroksiapatit ve kolajen takip eder. Erbiyum lazerlerin bu açıdan en etkili lazerler olmasına karşın, Nd:YAG, CO₂ ve Ho:YAG lazerler ile alakalı halen çalışmalar yapılmaktadır. Bu nedenle tezin bu kısmında diş sert dokularında kullanılan lazerler hakkında literatür bilgisi verilecektir.

CO₂ Lazer

CO₂ lazer ilk geliştirilen gaz lazerlerdendir. 10.6 µm dalgaboyunda görünmez ışık yayan bu lazer 1964 yılında Patel tarafından geliştirilmiştir ve halen yumuşak doku cerrahisinde yoğun bir şekilde kullanılmaktadır. CO₂ lazerin ayırt edici özelliği ıslak dokulara karşı olan afinitesidir. Bu lazer ıslak alan tarafından absorbe edilir, ancak sınırlı penetrasyonu derinliği vardır (sadece 0.2-03 mm). Saçılma ve yansıma meydana gelmez. Dahası, dokunun pigmentasyonu, bu lazerin performansını etkilemez. Bunun

için, pigmentli bir doku olan ağız mukozasında kullanımı için son derece uygundur. CO₂ lazer, gingivektomi, frenektomi ve eksizyonel ve insizyonel biyopsiler dahil, iyi ve kötü huylu melinitelerdi uzaklaştırılması gibi yumuşak doku cerrahi işlemlerinde çok başarılıdır. Diğler lazerler ile ağız içi kullanımı karşılaştırıldığında, CO₂ lazerin yumuşak doku işlemlerinde en hızlı lazer olduğı bildirilmiştir (50).

CO₂ lazerin diş sert dokularındaki olası kullanımı daha önce araştırmacılar tarafından değerlendirilmiştir (51). Bu lazerin mineralize dokulardaki ilk kullanımı, endodontik amaçlı denenmiştir (50). Sonra, diğler araştırmacılar CO₂ lazeri diş dokusunda kullanmaya başlamıştır (52). Diş yüzeyine devamlı dalga CO₂ lazer enerjisi uygulandığında, yüzeyin yandığı ve ısının pulpa odasına iletildiği tespit edilmiştir (13).

Diğler çalışmalarda atımlı CO₂ lazerin diş yüzeyinde sıcaklığı mine kristallerini eritmesi ve füzyonu için yeterli bir sıcaklık olan 1000°C'ye kadar çıkardığını ortaya konmuştur (13, 53). Benzer bulgular, düşük enerji yoğunluğunda (5 J/Cm² atım başı) CO₂ lazerin mine yüzeyinde füzyona uğramış mine kristallerine yol açtığını göstermiştir (54). Başka araştırmacılar CO₂ lazerin sert doku cerrahisinde kullanımını denemiş ve sert dokular üzerindeki olası negatif etkilerinin ve pulpa odasındaki ısı artışını araştırmışlardır. SEM ve ışık mikroskobu görüntüleri, derin krater formasyonları göstermiştir (55).

Sonraki alışmalarda, CO₂ lazerin çürük lezyonlarını, günlük florit kullanımına göre %85'a kadar azalttığını göstermiştir (48). İlk CO₂ lazerlerin en önemli eksiliğı, lazer enerjisinin iletim sistemidir. Eski CO₂ lazerler, fiber optik değil, içinde ayna düzekleri bulunan artiküler kol kullanmaktaydı. Sonraki CO₂ lazerler de yeni esnek fiber optik iletim sistemleri ile ağız içi kullanımları kolaylaştırılmıştır (50).

CO₂ lazer FDA tarafından yumuşak doku prosedürleri için 1976 yılında onaylanmıştır (13). Bunun nedeni, sert dokulardan daha çok yumuşak dokularda kullanımının fayda sağlaması idi. Bu lazerin diş sert dokularında kullanımının aşırı sıcaklık artışına neden olacağı unutulmamalıdır.

CO₂ lazerin kullanımı, sert dokudan daha çok yumuşak doku prosedürlerinden kabul edilmektedir. Diş sert dokularında kullanımı, için daha fazla geliştirilmesi gerekir. Nitekim atımlı mod ile birlikte su soğutması kullanıldığında, diş sert dokuları üzerindeki olumsuz etkilerinin minimize edilebileceğini gösteren araştırmalar vardır.

Ancak bu özellikleri içinde barındıran henüz cihazı bir CO₂ lazer modeli mevcut değildir. Bununla birlikte, mevcut olanlar, koruyucu diş hekimliğinde, diş sert dokularının asit direncini arttırabileceği ileri sürülmüştür (56).

Nd:YAG Lazer

CO₂ lazerin geliştirildiği tarihlerde yani 1964 yılında Geusic ND:YAG lazeri geliştirmiştir. Meyer bu lazeri 1984 yılında diş hekimliğine uygulanmıştır. Bu lazerin aktif ortamı, neodim katkılanmış yttrium alüminyum garnet kristalidir (YAG) (39). CO₂ lazerin yaydığı ışık gibi, Nd:YAG lazerin de yaydığı ışık görülmez. Bunun nedeni bu lazerin yaydığı ışığın dalgaboyunun kızılötesi aralıkta olmasındandır (1.06 µm). Görünmez Nd:YAG ışınının kullanırken nereye odaklandırıldığının görülmesi için, kırmızı helyum neon lazer rehber olarak kullanılmıştır. Ayrıca, Nd:YAG ışını, ağız içine esnek fiber optik iletim sistemi ile ulaştırılır ve şekilde pratik bir kullanım sunar. Genel olarak, kullanım modu atımlıdır. CO₂ lazer ile kıyaslandığında, bu lazer ıslak dokulara daha derin penetre olur. Pigmentli dokulara karşı afinitesi daha fazladır. Bundan dolayı, rengi beyaz olan diş dokusunda Nd:YAG lazer kullanmadan önce, yüzeyin siyah boya ile işaretlenmesi gerekmektedir (57).

Nd:YAG lazerin mine mikrosertliğini arttırdığı bildirilmiş ve bu durum Nd:YAG lazerin mineralizasyonun arttığı şeklinde yorumlanmıştır(58). Nd:YAG lazerin dentin geçirgenliğini azalttığı gösterilmiştir. Bu endodontik ve koruyucu diş hekimliği için faydalıdır (59). Benzer bulgu, açık dentin tübüllerinden kaynaklı dentin hassasiyetinin tedavisinde Nd:YAG lazerin etkili olduğunu göstermektedir (60).

Nd:YAG lazer enerjisi uygulanmış dentine kompozit rezinlerin adezyonu, frez kullanımı ile kıyaslandığında kötüdür (61). Bunun nedeni dentin yüzey ve kompozisyonunun, lazer uygulanmasından sonra değişmesidir. Nd:YAG lazer uygulaması sonrası yüzeyin asit direnci artmaktadır, bundan dolayı, asit ile pürüzlendirme işleminin dentin tübüllerini açma ve kolajen ağı açığa çıkarmasının daha zor olduğu düşünülmektedir (62).

Dolayısıyla Nd:YAG lazerler ağırlıklı olarak, CO₂ lazerin olduğu gibi yumuşak doku cerrahisinde (62) ve ayrıca pulpal analjezi, dentin hassasiyetinin giderilmesi gibi sert doku işlemlerinde kullanılabilen lazerlerdir(13, 62).

Argon Lazer

Argon lazerin iki farklı görünür dalgaboyu vardır; biri 488 nm (mavi renk) ve diğeri ise 514 nm (mavi-yeşil) renktedir. 488 nm argon lazer ışık ile polimerize olan rezin kompozit materyallerin polimerizasyonunda faydalı olmaktadır. 514 nm argon lazer, bu dalga boyunun hemoglobinin ve melanin ile etkileşimi iyi olduğundan yumuşak doku cerrahisinde kan kuagülasyonunda da kullanılmaktadır (63). Bunlardan dolayı, argon lazer hem yumuşak doku cerrahisinde hem de rezin kompozitlerin polimerize edilmesinde kullanılmaktadır. 488 nm argon lazerin kompozitleri daha kısa sürede polimerize ettiği ve kompozit restorasyonun fiziksel özelliklerini arttırdığı yönünde yayınlar vardır. Bir araştırmacı, bu lazer ile daha derin polimerizasyon derinliği ve dönüşüm oranı elde edilebileceğini bildirmiştir (64). 514 nm argon lazer cerrahi sırasında çok iyi hemostatik etki gösterir (65).

Argon lazerin sert doku cerrahisinde kullanımı hakkında çok az çalışma yapılmıştır. Bir araştırmacı, argon lazerin mine dekalsifikasyonu üzerindeki etkisini araştırmış, çalışmanın sonucunda ortodontik tedavi sırasında argon lazerin mine dekalsifikasyonun azaltılmasında etkili olduğu bildirilmiştir(63). Ek olarak, düşük enerji yoğunluğunda argon lazer kullanımı, mine yüzeyinde floritin retansiyonunu arttırabilir (66). Özetlenirse, argon lazer rezin kompozitlerin polimerizasyonunda ve ayrıca çürüğün engellenmesinde kullanılabilir.

Ho:YAG Lazer

Ho:YAG lazerin enerjisi, Nd:YAG lazerin enerjisine göre su tarafından 100 kat daha iyi absorbe edilir. Yüksek güç kullanımı ile Ho:YAG lazer ile diş sert dokuları uzaklaştırılabilir. Bununla birlikte Ho:YAG lazerin ilk başlarda sert doku işlemlerinde kullanılabileceğinin düşünülmesine karşın, diş dokuları tarafından bu lazerin enerjisinin absorpsiyonu düşüktür. Ho:YAG lazerin mine yüzeyinde mine kırığına yol açtığı bildirilmiştir. Bu lazerin ciddi yan termal etki göstermesinden dolayı, diş sert dokularında kullanımı yoktur. Bu lazer cihazı üzerinde safir uç bulunan el-aleti ile birlikte mobil bir cihazdır(23).

Er:YAG Lazer

Erbiyum (Er) katkılı yttrium alüminyum garnet (YAG) kristali, 2.94µm dalgaboyunda lazer ışığı yayar. Bu dalgaboyu orta-kızılötesi spektrumundadır. Bu lazer Er:YAG lazer olarak adlandırılır ve katı hal ve atımlı lazer kategorisindedir (32). Er:YAG lazer Zharikov ve ark. tarafından 1975 yılında çürük uzaklaştırma amacı ile geliştirilmiştir. Bu lazerin, CO₂, ruby ve Nd:YAG lazerin sebep olduğu problemlere neden olmadığı, pulpa dokusunda daha az hasar ve daha az ısı meydana getirdiği bildirilmiştir(67).

Er:YAG lazerin yaydığı dalgaboyu, suyun absorpsiyon bandına çok yakındır. Bundan dolayı, bu lazer tarafından üretilen enerji hidroksiapatitte bulunan su tarafından çok iyi absorbe edilir. Bu, lazer uygulanmış hedef dokuda içinde mikro-patlamalara neden olur (32). Bunun, lazer ile sert doku uzaklaştırılmasının esas mekanizması olduğuna inanılmaktadır. Diğer lazer sistemleri ile kıyaslandığında, Er:YAG mine ve dentini daha etkili bir şekilde kesebilir (31, 68). Ek olarak, önemli termal yan etki göstermeden, Er:YAG lazer ile çürük temizlenebilir (50).

Erbiyum katkılı lazerler, özellikle Er:YAG lazer, sert doku kesme potansiyelleri açısından çok sayıda çalışmaya konu olmuştur (31). Bu lazer üstüne yapılan ilk çalışmalarda, ablasyon hızı ve lazer uygulanmış dokuların yüzey morfolojisi üzerine odaklanılmıştır. Er:YAG lazer enerjisinin SEM görüntülerinde görüldüğü kadarıyla mine de erime ve krater formasyonuna neden olduğu tespit edilmiştir (33). Bu lazer ile yapılan dentin ablasyonu, mine ablasyonundan daha iyidir. Mine ve dentin yüzeylerinde meydana getirdiği yüzey değişiklikleri, beyaz noktalar, karbonizasyon, erime, füzyon, baloncuk tarzı pitler, porlar, pulsu çatlama, çatlak oluşumu ve krater formasyonu olabilir (55, 69, 70).

Burkes ve ark., ıslak ve kuru ortamda, Er:YAG ablasyonunun mine üzerindeki etkisini araştırdılar (23, 32). Su soğutması altında yapılan lazer preparasyonunun termal yan etkilerini değerlendirmeyi amaçladılar. Minedeki suyun buharlaşırken, ufak miktarda da minenin ablasyona uğramasına sağladığını, ve lazer enerjisini absorbe edecek suyun olmadığı durumda, daha fazla minenin de uzaklaştırılmadığını buldular. Bu nedenle, mine ablasyonunun daha zor, dentinin kinin ise daha hızlı gerçekleştiği tespit edildi. Bu durum, dentinin su miktarının minedekine göre daha fazla

olması olabilir. Bu araştırmacılar, dişin Er:YAG lazer ile ablate edilmesi sırasında su soğutması yapılmasının sıcaklık artışını azalttığını da bulmuşlardır.

Er:YAG lazer ile elde edilen ablasyonu etkileyen faktörler bulunmaktadır. Er:YAG lazerin mine ve dentin ablasyonunu, atım başına düşen enerji miktarı, su soğutmasının miktarı ve frekans etkiler. Atım başına düşen enerji miktarının artması, ablasyon hızını artırır. Ek olarak, su soğutmasının kullanılması hem düşük hem yüksek enerji seviyelerinde ablasyon hızını artırır (71).

Er,Cr:YSGG Lazer

Er,Cr:YSGG lazerde kromium ve erbiyum (Cr, Er) katkılı yttrium galyum garnet kristali kullanılır. Bu lazer ışının yaydığı dalgaboyu, 2.78 μm 'dir (72). Er,Cr:YSGG cihazının esnek fiber optik bir iletim sistemi ve fiber optiğin ucun hava-su şırıngasının adeta içine yerleştirilmiş olan bir safir uç bulunur (Şekil 6) (48, 72).

Er,Cr:YSGG lazer, üreticisi tarafından hidrokinetik sistem olarak tanımlanır. Hidrokinetik sistemin anlamı, su mikrodamlacıklarının lazer enerjisini absorbe ettiğini ve bir kesici alet haline getirdiğini ifade eder. Bunun, Er,Cr:YSGG lazerin sert doku kesme etkisinden kısmen sorumlu olduğuna inanılır (73). Diğer bir deyişle, hidrokinetik, Er,Cr:YSGG lazer enerjisinin su partiküllerini püskürttüğü, ve bu şekilde enerji kazanmış su mikrodamlacıklarının dokuyu ablate ettiği bir işlemdir (74).

Lazer ile güçlendirilmiş hidrokinetik sistem, birçok amaç için hizmet eden yenilikçi bir lazer cihazı meydana getirir. Er,Cr:YSGG lazer ile ilgili yayınlanmış makalelerin çoğunda Biolase şirketinin cihazı kullanılır (48, 72-74).

Üretici firma, Er,Cr:YSGG lazerin, diğer dental lazerlere oranla daha düşük termal etkilerinin olduğunu bildirmektedir. Eversole ve ark., Er,Cr:YSGG lazer ile kavite preparasyonun pulpa dokusu üzerindeki etkisini değerlendirmek için yaptıkları bir çalışmada, bu lazer ile prepare edilmiş dişlerin pulpalarında kısa-dönem için herhangi bir enflamasyon belirtisi bulunmamıştır(72). Pulpa odasının bilinci olarak lazer ile ekspozu enflamasyon hücrelerinin infiltrasyonunu tetiklememiştir. Bunun nedeni olarak, lazer/doku arayüzünde meydana gelen hiyalin bariyeri olduğu düşünülmüştür. Bundan dolayı, lazerlerin direk pulpa kuafajında kullanılabileceği ileri sürülmüştür.

Özetlenirse

- CO₂ lazer, sert dokulardan daha çok yumuşak dokuların kesimi için uygundur.
- Nd:YAG lazer dentin tübüllerini kısmen veya tamamen kapatmaya yardımcı olduğu için dentin hassasiyetinde faydalıdır.
- Erbiyum lazerler, diş sert dokularını kesme kabiliyeti olan tek lazerlerdir. Bunun nedeni dalga boylarının su tarafından çok iyi absorbe edilmesidir. Su, doku ablasyonunda önemli role sahiptir.



Şekil 6. Kullanılan Er,Cr:YSGG cihazı ve kullanılan safir uç (Biolase.com sitesinden alıntı).

4.2. Adheziv Diş Hekimliği

Adeziv dişhekimliğinin gelişimi 1955 yılında Dr. Micheal Buonocore ‘un endüstriyel alanda boya ve reçine ile kaplanacak metal yüzeylere bağlanmanın gerçekleştirilebilmesi için metal yüzeye önceden fosforik asit uygulanması işleminden yola çıkarak akrilik reçine materyalinin dişe bağlanmasını artırmak için mine yüzeyine asit uyguladığı çalışması ile başlamıştır (75). Ancak asit ile pürüzlendirme işleminin klinik pratikte yerini alması Buonocore ‘nin çalışmasından 15 yıl sonra Chandler ve ark.nın reçine kompozit materyalleri geliştirmesi ile olmuştur (76). Adeziv dişhekimliğinde bu öncü çalışmalar önemli değişikliklere yol açmış ve 1917 ‘de Black tarafından başlatılan “koruma için genişletme” prensibi aşamalı olarak yerini daha konservatif tekniklere ve daha küçük restorasyonlara bırakmıştır.

Restoratif dişhekimliği amaçlarından biri diş-restorasyon ara yüzeyinde etkili bir kapama sağlayabilecek adeziv materyallerin gelişimi olmuştur. Adeziv dişhekimliğinde kullanılan yöntemler geleneksel (adeziv olmayan) yöntemlere göre birçok avantajlara sahiptir. Bunlar; retansiyon ve stabilizasyonun sağlanmasında sağlam diş dokularını kaldırmaya gerek duyulmadan daha konservatif kavite preparasyonlarıyla diş dokusuna güçlü bir şekilde bağlanmanın gerçekleştirilebilmesi, diş-restorasyon ara yüzeyinde ortaya çıkabilecek mikrosızıntının önemli ölçüde azaltılması ve mikrosızıntı nedeni ile oluşabilecek kenar renklemesi, sekonder çürük, postoperatif hassasiyet ve pulpal irritasyonların engellenmesi ile restorasyonun uzun ömürlülüğünün sağlanması olarak belirtilmektedir. Adeziv restorasyonlar ayrıca zayıflamış diş dokusunu kuvvetlendirme potansiyelleri ile fonksiyonel streslerin dişe daha iyi iletilmesini ve dağıtılmasını da sağlamaktadırlar (77).

Son yıllarda dental materyaller ile yapılan çalışmaların çoğu reçine materyalinin mine ve dentine etkili bir şekilde bağlanmasını sağlayacak adeziv sistemlerin gelişimi üzerine yoğunlaşmıştır.

4.2.1. Adezyon

Adezyon, iki farklı yüzeyin yüzeyler arası kuvvetler ile birbirine bağlanması olarak tanımlanmaktadır. Adezyonu sağlamak için kullanılan materyal, “adeziv”, adezivin uygulandığı yüzey ya da materyal ise “aderent” olarak isimlendirilmektedir.

Bu tanımlamalara göre bağlayıcı sistemler (bonding ajanları) adeziv iken diş yüzeyleri aderenttir.

Etkili bir bağlanma için adeziv ve aderent yüzey birbirleri ile sıkı değim halinde olmalıdır. Ara yüzeyler arasındaki bağlanmalar meydana gelen bağlanma tipine göre fiziksel, kimyasal ve mekanik olarak sınıflandırılmaktadır (77). Fiziksel bağlanma kimyasal olarak birbirinden farklı ve düzgün yüzeyler arasında gerçekleşen zayıf ve dayanıksız bir bağlanmadır. Kimyasal bağlanma birbirinden farklı materyaller arasında moleküler ve atomik bağlar ile kurulan ve bağlanma kuvveti çok düşük olan bir bağlanmadır. Mekanik bağlanma pürüzlü bir yapı ile materyalin mikroskobik seviyede birbirine kenetlenmesi ile oluşmaktadır ve kuvvetli bir bağlanmadır. Restoratif diş hekimliğinde adezyon öncelikle mekanik olup, kimyasal adezyon da gerçekleşebilir ancak etkisi oldukça azdır (78).

Adeziv-aderent ilişkisini etkileyen üç önemli kavram mevcuttur. Bunlar; adeziv materyalin yüzey gerilim değeri, aderent yüzeyin ıslanabilirlik miktarı ve adeziv materyalin aderent yüzeyle yaptığı değim açısıdır. Başarılı bir adezyon için bağlayıcı sistemin yüzey gerilimi aderentin serbest yüzey enerjisinden düşük olmalıdır. Serbest yüzey enerjisi, aderentin yüzeyindeki atomların sahip olduğu çekim kuvvetidir. Aderentin ıslanabilirliği iyi olmalı yani bağlayıcı sistemin değim açısı olabildiğince küçük olmalıdır. Ayrıca adezivin viskozitesi, katı yüzeyi yeterince ıslatabilmesi ve mikroporozitelere penetre olabilmesi için yeterli derecede düşük olmalıdır (77).

Adeziv-aderent ilişkisini belirleyen bu etkenler değerlendirildiğinde mineye bağlanmanın dentine bağlanmaya göre daha kolay olduğu belirtilmektedir. Mine esas olarak serbest yüzey enerjisi yüksek olan hidroksiapatit içermektedir. Dentin ise hidroksiapatit ve kollajenden oluşmaktadır ve serbest yüzey enerjisi mineye göre daha düşüktür. Diş yüzeyi tükürük pelikülü ile kaplı olması nedeni ile düşük serbest yüzey enerjisine sahiptir. Kavite hazırlığı sırasında oluşan smear tabakası da serbest yüzey enerjisinin düşmesine neden olmaktadır. Doğal diş yüzeyinin serbest yüzey enerjisinin düşmesine ve bağlanmanın olumsuz etkilenmesine neden olan tüm bu etkenler, bonding uygulanımı öncesi diş yüzeyinin temizlenmesi ve pürüzlendirilmesi işlemlerini gerekli kılmaktadır (79).

Adezivlerin bağlanma dayanımını ve ömrünü etkileyen birçok etken bulunmaktadır. Bunların başlıcaları aderent ve adezivin fizikokimyasal özellikleri, aderentin yapısal özellikleri, kavite hazırlığı sırasında yüzeyin kontamine olması, eksternal streslerin gelişimi ve bunların kompensasyon mekanizmaları, bağlanma bölgesine gelen kuvvetlerin iletimi ve dağıtılması olarak belirtilmektedir. Diğer faktörler ise ağız içi ortamdaki nem, fiziksel stres, ısı ve pH değişimleri, beslenme şekli ve çiğneme alışkanlıkları olarak sıralanmaktadır.

Mine ve dentin yapı ve içerik bakımından farklılık gösterdiğinden bu iki diş yapısına bağlanma özellikleri de farklılık göstermektedir.

4.2.2. Diş Sert Dokularının Yapıları

Minenin Yapısı ve Mineye Bağlanma

Olgun bir mine kimyasal olarak ağırlıkça %95-98 inorganik kısımdan, %4 sudan ve %1-2 ise organik kısımdan oluşurken; hacimce %86 inorganik kısımdan, %12 sudan ve %2 organik kısımdan oluşmaktadır. İnorganik yapının büyük bir kısmı hidroksiapatit kristallerinden, organik kısım ise kollajenden oluşmuştur. İnorganik yapının fazla olması nedeni ile yüzey enerjisi daha yüksektir (77).

Yapısal olarak mine, milyonlarca mine prizması ve prizma kını ile aralarındaki interprizmatik matriksten meydana gelmektedir. Mine prizmaları sıkıca paketlenmiş ve dalgalı bir şekilde örülmüştür; her biri mine-dentin birleşiminden dışın dış yüzeyine doğru uzanmaktadır. Mine prizmaları hafif apikal yönde dışa doğru dizildiği sürekli dişlerin servikal bölgeleri hariç, süt ve sürekli dişlerde genelde mine-dentin birleşimine ve dişlerin dış yüzeyine dik olarak uzanmaktadır. Mine prizmalarının dentin sınırındaki çapları yaklaşık 4 µm, yüzeyde ise 8 µm'dir. Minenin yapısı derinliğe ve lokalizasyona bakmaksızın, daha dış yüzeydeki aprizmatik mine hariç hemen hemen homojendir (80). Bu nedenle mineye bağlanma tüm mine yüzeylerinde aynı şekilde gerçekleşir.

Günümüz modern restoratif dişhekimliğinde rezin esaslı materyallerin mineye bağlanması rutin ve güvenilir bir işlem haline gelmiştir. Mine dokusu sahip olduğu yüksek yüzey enerjisi nedeni ile bağlayıcı sistemlerin bağlanmasına elverişlidir (77, 81-83). Mine dokusuna bağlanmada ilk adım mikromekanik bağlanmanın gerçekleşebilmesi için pürüzlendirme yapılmasıdır. Mine pürüzlendirmesinin amacı

aşındırma yapılmamış mine yüzeyleri için üzerlerindeki organik pelikülün temizlenmesi, aşındırma yapılmış mine yüzeyleri için aşındırma sonucu oluşan smear tabakanın uzaklaştırılması ve mineral yapının kısmen çözülerek rezin materyallerinin infiltrasyonu ve retansiyonu için gerekli olan retatif yüzeyin oluşturulmasıdır.

Minenin serbest yüzey enerjisi asitle pürüzlendirme işlemiyle iki buçuk kat artmaktadır. Bu şekilde adeziv yaklaşık iki buçuk kat daha yüksek yüzey enerjisine sahip mine dokusunu daha iyi ıslatabilmekte ve mikroporözitelere kolayca akabilmektedir. Minenin asitlenmesi ile birlikte yüzeyden 10 µm kalınlığında mine dokusu uzaklaştırılmakta ve kalan mine dokusunda ise mine prizmaları selektif olarak çözünmektedir. Bu çözünme mine yüzeyinde 25-75 µm derinliğinde porozite oluşumuna neden olmakta ve böylece doldurucu içermeyen rezin ya da rezin bağlayıcı ajan poröz alandan akmakta ve sıkı mikromekanik bağlanma oluşmaktadır. Rezinin pürüzlendirilmiş mine yüzeyindeki poröz alanlara akması “rezin tag oluşumu” ile ifade edilmektedir (84). Bu rezin uzantılar bonding ajanın interprizmatik boşluklara penetrasyonu sonucu mine prizmalarının dış yüzeyleri arasında oluşursa makrotag, daha küçük fakat daha çok sayıda ve ağ biçiminde oluşursa mikrotag olarak isimlendirilmektedir. Mikromekanik bağlanmadan esas olarak mikrotaglar sorumludur. Mikrotaglar çok sayıda ve daha geniş yüzey alanında oldukları için bağlanma direnci üzerinde daha fazla etkilidirler. Çalışmalarda 10 ile 30 µm ‘lik tag uzunluğunun iyi bir bağlanma için yeterli olduğu, daha uzun tagların ise kırılabildiği bildirilmiştir (84).

Pürüzlendirme işleminin etkinliğinde kullanılan asidin tipi, yoğunluğu, şekli (jel ya da solüsyon); asitleme süresi, yıkama süresi, dişi kurutma şekli ve süresi; dişin süt ya da sürekli oluşu, minenin mineralizasyon derecesi ve dişin fluorit içeriği gibi birçok faktör etkili olmaktadır (85). Mineye bağlanmanın, restorasyonların uzun dönem başarısı açısından büyük önem taşıdığı bildirilmektedir. Minenin asitlenmesi ile rezin polimerizasyonu sırasında oluşan gerilimlerin meydana getirdiği boşlukların engellenerek, retansiyon ve kenar uyumunun arttığı ve buna bağlı olarak kenar sızıntısının azaldığı belirtilmektedir (77).

Dentinin Yapısı ve Dentine Bağlanma

Dentin kimyasal olarak ağırlıkça %70 inorganik kısımdan (hidroksiapatit), %12 sudan ve %18 organik kısımdan (Tip I Kollajen) oluşurken; hacimce %50 inorganik

kısımdan, %25 sudan ve %25 organik kısımdan oluşmaktadır. Adezyon açısından dentin yapılarının hacimsel oranlarının ağırlıklarına göre daha önemli olduğu belirtilmektedir. Bu oranların peritübüler ve intertübüler dentin bölgelerinde farklılık göstermesi nedeni ile dentin, homojen bir yapıya sahip mineden farklı olarak heterojen özelliktedir. Ayrıca kanalları içerisinde pulpa ile doğrudan temas halinde olan odontoblastik uzantılar bulundurması nedeni ile canlı ve dinamik bir doku özelliğine sahip olan dentin, mineden farklı olarak dış etkenlere karşı kendi savunma mekanizmalarını geliştirebilmektedir (77).

İnorganik kısım mine ve sement dokusuna benzer şekilde hidroksiapatitten oluşmaktadır. Mine ile karşılaştırıldığında daha küçük apatit kristallerine sahip dentinde mineye göre karbonat oranı yüksek, kalsiyum oranı ise düşüktür. Kristal boyutunun küçük ve karbonat içeriğinin fazla olması iyon değişimlerine hazır geniş ve aktif bir yüzeyin oluşmasını sağlamaktadır. Organik içerik yüksek oranda kollajen ve sudan oluşmaktadır. Kollajen fibriller demetler yapmakta ve dentin yüzeyine paralel, kanallara dik ya da geniş açıda olmak üzere birbirlerini çaprazlar tarzda uzanmaktadır. Dentin dokusunun içeriğindeki suyun büyük kısmı dentin kanalları içinde hapsedildiğinden ve kanalların yoğunluğu dentin derinliğine göre değiştiğinden dentin içerisindeki su oranı da lokalizasyona göre farklılık gösterebilmektedir. Dentinin su içeriği yüzeyel dentinde en düşük iken derin dentinde en yüksek olmaktadır. Dentin dokusundaki organik ve inorganik yapıların oranları kişiden kişiye, yaşa, dentinin dişte bulunduğu bölgeye göre değişmektedir. Bunların dışında başka proteinler ve organik içerikler de küçük oranlarda dentin yapısında bulunmaktadır (86, 87).

Dentin yapısal olarak mine-dentin sınırından pulpaya kadar uzanan, pulpal basınca bağlı olarak dışarı ya da içeri doğru hareketlilik gösteren dentin sıvısı ile dolu bir kanallar sistemi ile karakterizedir. Bu dentin kanalları düz bir boru şeklinde olmayıp duvarlarından ayrılan yan dallar ile birbirleri ile ilişkilidir (88). Pulpaya yakın bölgede 2,5 µm olan kanal çapı mine-dentin sınırında 0,8 µm'a ve pulpa tarafında mm²'de 45.000 olan kanal sayısı mine-dentin sınırında 20.000'e düşmektedir. Dentin kanallarının hipermineralize dentinle kaplı olan kısmı peritübüler dentin, kanallar arasındaki daha az mineralize ve kollajenden zengin dentin kısmı ise intertübüler dentin olarak isimlendirilmektedir (89, 90).

Dentine bağlanmadaki zorluk dentinin karmaşık histolojik yapısı ve sıvı içeriğinin fazla olmasından kaynaklanmaktadır. Dentinin organik içeriğinin fazla olması, odotoblastik uzantıları barındıran bir kanallar sistemi ile karakterize olması ve kavite preparasyonu sonucu yüzeyde smear tabakası oluşması bağlanmayı zorlaştıran etkenlerden bazılarıdır (79, 81). Kanalların sayı ve çapları farklı dentin derinliklerinde olduğu gibi aynı dişin değişik bölgelerinde de çeşitlilik göstermektedir. Pulpa odasına yaklaştıkça peritübüler dentin alanı artarken, intertübüler dentin alanı azalmaktadır (85). Adeziv sistemlerin güçlü bağlandığı intertübüler dentinin derin dentinde daha az bulunması adeziv sistemlerin bağlanma dayanıklılığını azaltmaktadır.

Dentin kanalları içerisinde 25-30 mm/Hg intrapulpal basınca sahip dentin sıvısı bulunmaktadır. Kanal ağızları mine ve sement ile örtülü olduğu sürece dışarı doğru bir sıvı hareketi olmamakta, ancak kanal ağızları açığa çıktığında pulpadan dışarı doğru devamlı bir sıvı akışı olmaktadır. Bu sıvı basıncı rezinin dentin derinliklerine difüze olmasını engellemekte ve yüzeyin sürekli nemli kalmasını sağlayarak hidrofobik rezinin bağlanmasını olumsuz etkilemektedir (91). Dentinin su içeriğinin önemli bir kısmını kanallar içindeki sıvı oluşturduğu için yüzeyel dentinle derin dentinin nemliliği çok farklıdır. Derin dentinde yüzeyel dentinden daha geniş kanallar bulunmaktadır. Bu nedenle derin dentin yüzeyel dentine göre daha nemli bir yapıya sahiptir.

Dentin, içeriği ve yapısı fizyolojik ve patolojik değişikliklere bağlı olarak değişen dinamik bir dokudur. Yaşlanmaya bağlı olarak gelişen sklerotik dentin, çürük, atrizyon ya da dental işlemlerde pulpa tarafında gelişen tersiyer ya da tamir dentin, dentin kanallarının whitlockite kristal artıkları ile kapanması sonucu oluşan hipermineralize dentin farklı dentin yapılarından bazılarıdır ve normal dentin ile karşılaştırıldığında adezivlerin bağlanmasının olumsuz etkilendiği bildirilmektedir (86).

Dentine bağlanmayı etkileyebilecek önemli kriterlerden bir diğeri de smear tabakasının varlığıdır. Smear tabaka döner aletler ya da el aletlerinin diş sert dokuları üzerinde yaptığı kesme ve aşındırma işlemleri sonucunda oluşan ve yapısında inorganik dentin parçacıkları, kollajen parçacıkları, odontoblast uzantıları, kan hücreleri, bakteri ve tükürük bulunduran debris tabakasına verilen isimdir (92). Döner aletler ile kavite hazırlığı sırasında kavite duvarlarında, kök kanalının şekillendirme işlemleri sırasında kök kanal duvarlarında ya da kök yüzeyi düzleştirme işlemleri sırasında kök yüzeyinde

smear tabakası gözlenmektedir. Deneysel çalışmalarda standartı sağlamak için diş yüzeyi silikon karbit kağıt ile aşındırılarak smear tabaka oluşturulmaktadır (92).

Smear tabakanın morfolojik özellikleri, içeriği ve kalınlığı kavite hazırlığında kullanılan cihaz tipi, irrigasyon yöntemi (ıslak ya da kuru çalışılması) ve kaldırılan dentin dokusu ile ilişkilidir (93). Smear tabakanın içeriği kaldırılan dentin yapısının içeriğini yansıtmaktadır. Kavite hazırlığı yüzeyel, normal dentinde yapıldığında smear tabaka intertübüler dentinin içeriğine benzer bir içeriğe sahip iken, daha derin dentin yüzeylerinde smear tabakası daha az mineral içeriğe sahip olmaktadır. Benzer şekilde çürük dokunun kaldırılması sırasında oluşan smear tabakası ise çürük yapıcı bakterilerin proteolitik enzim aktiviteleri sonucu denatüre olan kollajen içerebilmektedir (86).

Taramalı elektron mikroskobu incelemelerinde smear tabakanın, çapı 0,05-0,1 µm arasında değişen partiküllerin birleşiminden meydana geldiği ve kalınlığının 0,5-5 µm olduğu gözlenmiştir. Dentin kanal ağzlarının smear tabaka uzantıları ile tıkanması sonucu 1-10 µm derinliğinde “smear tıkaç”ları oluşmaktadır (92). Smear tabaka “difüzyon bariyeri” gibi işlev görmek ve dentinin geçirgenliğini %86 oranında azaltmaktadır (80). Farklı grenlerde elmas frez ya da farklı gritlerde silikon karbit kağıt kullanımının smear tabakanın kalınlığına etkisinin ışık mikroskobunda incelendiği bir çalışmada, smear tabakanın kalınlığının elmas frez ya da SiC kağıdın tanecik boyutları ile doğru orantılı olarak arttığı bulunmuştur (92).

4.2.3. Dental Adeziv Sistemlerinin Sınıflandırılması

Adeziv restorasyonların uzun süreli dayanıklılığı için rezin ve diş dokuları arasında etkili ve dayanıklı bir bağlanma olmalıdır. Uzun yıllardan beri, diş dokularına iç ve dış streslere karşı koyabilecek şekilde kuvvetli bağlanan ve klinik olarak kolay ve çabuk uygulanabilen adeziv sistemlere ulaşmak için çalışılmaktadır. Günümüze dek, birçok araştırmacı tarafından adeziv ürünlerin kullanılmaya başlandığı tarihler esas alınarak yapılan “kronolojik sınıflandırma” kullanılmıştır (83). Ancak, tüm adeziv materyallerin mine ve dentine bağlanmasındaki temel mekanizma, sert dokulardan inorganik minerallerin uzaklaştırılması ile oluşturulan mikro boşluk veya pürüzlülüklere rezin monomerlerin dolması ve bunların polimerizasyonu ile gerçekleşen mikromekanik kenetlenme olduğundan (80, 94), adeziv sistemlerin “smear tabakası ile etkileşimleri” göz önüne alınarak yapılan sınıflandırmalar son yıllarda daha objektif bir yaklaşım

olarak kabul görmektedir (80). Buna göre günümüz modern dental adeziv sistemlerini iki başlık altında incelemek mümkündür.

Asitle-ve-yıka (Asitle-Yıka) Adeziv Sistemler

Bu sistemlerde, mine ve dentin dokuları aynı anda, fakat farklı sürelerde asit ile pürüzlendirilerek (çoğunlukla %30-40 fosforik asit) smear tabakası ve asit, diş dokusundan yıkanarak uzaklaştırılır. Bu işlem nedeniyle bu gruptaki adezivler son yıllarda “asitlemek ve yıkamak” anlamına gelen “asitle-ve-yıka” adeziv sistemler olarak adlandırılmaktadırlar (77).

Geleneksel “üç aşamalı asitle-ve-yıka” sistemlerde, asit aşamasını, primer aşaması ve adeziv rezinin uygulanması takip eder. Bu teknik son derece etkili olmasına rağmen; karmaşık uygulama basamakları içerdiğinden, büyük titizlik ve duyarlılıkla uygulanması gerekir ve uzun zaman alır. Kullanım kolaylığı sağlamak açısından basitleştirilmiş “iki aşamalı asitle-ve-yıka adeziv” sistemlerde ise, primer ve adeziv tek aşamada uygulanır ve bu nedenle bu adezivlere “tek-şişe adezivler” de denir. Bu sistemlerde birinci aşamayı takiben ikinci aşama olarak hidrofilik ve hidrofobik rezinlerin karışımı olan ve etanol, aseton, su gibi çözücülerden birini içeren kombinetek şişe bağlayıcı ajanlar uygulanır (77).

Etch-and-rine adeziv sistemlerde yıkama işleminden sonra mine yüzeyi tebeşirimsi bir görüntü elde edilene kadar kurutulurken, dentin yüzeyinin aşırı derecede kurutulması, hidroksi apatitini kaybetmiş desteksiz kollajen fibril ağının büzülmesine neden olarak rezin infiltrasyonunu sınırlandırır. Asitle-ve-yıka adeziv sistemlerin başarıyla uygulanmasında çok önemli olan ve yüksek derecede teknik duyarlılık gerektiren “nemli bağlanma tekniği”nde, asitle pürüzlendirme ve yıkama işlemlerinden sonra yüzey tamamen kurutulmaz, hafif nemli bırakılır. Böylece kollajen fibriller pozisyonlarını koruyarak sünger gibi davranırlar. Bu durum rezinin infiltrasyonunu kolaylaştırır ve *in-vitro* bağlanma dayanıklılığını artırır (77). Aşırı nem primeri sulandırarak etkisinin azalmasına ya da hibrit tabakası içindeki rezin polimerizasyonunun olumsuz etkilenmesine neden olur ve demineralize dentinde rezin tarafından doldurulması gereken boşlukları doldurarak bağlanmayı olumsuz yönde etkiler (77).

Kendinden-pürüzlendirmeli (Kendinden Asitli) Adeziv Sistemler

Güncel adeziv sistemler sınıflamasında ikinci ana grubu oluşturan “kendinden-pürüzlendirmeli” adezivler ise; dentini kendiliğinden pürüzlendirip, adeziv aşamasına hazırlayan ve yıkanma gerektirmeyen asidik monomerler içerir. Kendinden-pürüzlendirmeli adezivler, ayrı bir çözücüsüz bağlayıcı ajanın uygulanıp uygulanmamasına göre, “tek aşamalı” veya “2 aşamalı” olarak iki alt gruba ayrılırken; içerdiği asidin pH’ına göre de “kuvvetli” ($\text{pH} < 1$) veya “ılımlı” ($\text{pH} \pm 2$) olarak sınıflandırılır. Tüm kendinden-pürüzlendirmeli sistemlerde asidin yıkanması aşamasının ortadan kaldırılması, klinik uygulama süresini kısalttığı gibi, asitle-ve-yıka sistemlerde karşılaşılan nemli bağlanma gereksinimini ve bağlayıcının uygulanması işlemindeki duyarlılığı da anlamlı düzeyde azaltır (77, 95).

Kendinden-pürüzlendirmeli adeziv sistemlerde smear tabakası asitle-ve-yıka sistemlerde olduğu gibi uzaklaştırılmaz. Bunun yerine monomer infiltrasyonu ile modifiye olarak, hibrit tabakanın içine katılır ve bağlanma ara yüzeyinin bir parçası haline gelir. Bu şekilde, smear tabakasının pulpayı koruyan ve dentin sıvısının akışını önleyen doğal bariyer özelliği korunarak altındaki dentinin demineralizasyonu sağlanmış olur (95).

4.3. Er,Cr:YSGG Lazerin Rezin Bağlanmasına Etkileri

Çürük mine ve dentinin uzaklaştırılması, mine ve dentin yüzeylerinin adeziv uygulanmadan önce, adezyon açısından yüzeyin özelliklerinin geliştirilmesi amacı ile lazer ile modifiye edilmesi, restorasyon için kavite hazırlanması gibi sert doku işlemleri için birçok infrared lazer denenmiştir (96, 97). Ancak özellikle erbiyum lazerlerin, yüksek hızlı döner alete alternatif olabileceği düşünülmüştür. Bunun nedeni, erbiyum lazerlerin, minimal termal yan etki göstermesine ile birlikte, ablasyon hızının çok daha iyi olmasıdır (96, 98). Erbiyum:yttrium alüminyum garnet (Er:YAG) ve erbiyum kronium:yttrium skandiyum gallyum garnet (Er,Cr:YSGG) lazerler, FDA tarafından, ağız içi sert dokularda kullanılmak üzere onaylanmış lazerlerdir. Er:YAG lazer 1997 yılında, Er,Cr:YSGG lazer ise 2002 yılında bu onayı almıştır (2).

Erbium lazerler ile hazırlanan kaviteler genelde adeziv restoratif materyaller ile yani kompozit rezin restoratif ve dental adeziv sistemler ile restore edilmeye müsaittir. Bu nedenle de amalgam restorasyonlar lazer ile hazırlanmış kavitelere uygulanamaz.

Bunun en önmeli nedeni, lazer ile keskin köşeli kavite marjinleri hazırlanamamasıdır. Duvarlardaki düzensizlikler amalgamin kaviteye adaptasyonunu engeller. Bundan dolayı, literatürdeki çalışmalarda farklı lazerlerin, kompozit rezinlerin mine ve dentine bağlanma özellikleri incelenmiştir. Lazer enerjisinin mine ve dentin üzerindeki etkileri, bu dokuların kompozisyonlarına göre değişir. Bu nedenle kullanılan lazer parametreleri de bu dokulara göre farklılık gösterir. Bu sebepten ötürü tezin bu kısmında, Er,Cr:YSGGlazerin, rezin-mine ve dentin bağlanma dayanımları üzerindeki etkileri alakalı önceki çalışmalar, mine ve dentin olarak farklı başlıklar altında derlenecektir.

4.3.1. Er,Cr:YSGG Lazerin Mine Bağlanmasına Etkileri

Erbium lazerlerin kavite preparasyonu ve adeziv uygulaması öncesinde, yüzeyin adezyonu arttırmak için modifiye edilmesi amacı ile kullanılması son 15 sene içinde önemli oranda artmıştır. Özellikle mine bağlanması çalışmalarında ortodontistlerin ciddi katkısı bulunmaktadır. Bunda kuşkusuz, konvansiyonel metot olan mineninasitlenmesine, lazer pürüzlendirmesinin ciddi bir alternatif olmasının, klinikte önemli zaman kazancı sağlayacağı düşüncesi önemli rol oynamıştır.

Serdar ve ark., Er,Cr:YSGG lazerin ilk piyasaya çıktığı yıl olan 2002 yılında yayınladıkları makalede, bu lazerin 2 W ve 1 W güç değerleri ile kullanılmasının ortodonti braketlerin mineye bağlanmasını nasıl etkilediğini makaslama bağlanma dayanımı testi (MBD) ile araştırdılar. Er,Cr:YSGG ile yapılan bu ilk mine çalışmasının sonuçlarına göre test edilen lazer parametreleri ile uygulanan lazer enerjisi, konvansiyonel metottan daha iyi bir bağlanma dayanımı sergilememiştir(99). Er,Cr:YSGG lazer 2-W gücünde kullanıldığında, konvansiyonel metot ile benzer bağlanma dayanımı sağlamışken, 1-W gücünde uygulandığında anlamlı olarak düşük bağlanma dayanımı sergilemiştir. 2007 yayınlanan diğer araştırmada ise, Başaran ve ark. lazer pürüzlendirmenin 0.5-W'in, asit ile pürüzlendirmeye göre anlamlı olarak düşük bağlanma dayanımı sergilediğini, 1-W ve 2-W değerlerinin bağlanma dayanımını, kontrol grubuna göre düşürmediğini tespit ettiler (100). Berk ve ark. farklı çıkış güçlerinin ortodontide kullanılan molar tüplerin mineye bağlantısını, konvansiyonel metot olan minenin asit ile pürüzlendirmesi ile karşılaştırıldıkları çalışmalarında 0.5-W, 0.75-W ve 1-W gücünde Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının

mineyi yeterince pürüzlendiremediğini, ancak 1.5-W ve 2-W gücünde kullanıldığında, konvansiyonel metot ile benzer mine bağlanma dayanımı sağladığını tespit etmişlerdir(101). Er,Cr:YSGG lazerin ortodontide kullanılan adeziv materyallerin mine bağlanma dayanımını inceleyen çalışmalardan görüldüğü üzere, lazer uygulaması kullanılan parametreler ile konvansiyonel metottan daha iyi mine bağlanma dayanımı sağlamamıştır. Ancak bazı parametreler ile benzer MBD değerleri elde edildiği görülmektedir.

Er,Cr:YSGG lazerin restoratif diş hekimliğinde kullanılan adeziv sistemlerin mine bağlanma dayanımları üzerine yapılan çalışmaların daha sonraları literatüre girdiği görülmektedir. 2008 yılında Esteves-Oliveira ve ark., Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerinin kendinden-pürüzlendirmeli adezivin gerilim bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerini araştırdıkları çalışmalarında Er:YAG lazer 3.5 W ve 10 Hz parametreleri ile, ve Er,Cr:YSGG lazer ise 2.5 W ve 20 Hz parametreleri ile kullanılmış ve her iki dalgaboyunun da, kontrol grubu olan ve minenin frez ile aşındırılmasını içeren gruba göre, mine bağlanma dayanımını anlamlı olarak düşürdüğünü bildirmişlerdir (102). 2008 yılında yayınlanan Cardoso ve ark.nın çalışmasında ise bu sefer Er,Cr:YSGG lazer 6 W ve 20 Hz parametreleri ile minede uygulanmıştır. Cardoso ve ark. bu parametreler ile Er,Cr:YSGG lazer uygulandığında, kontrol grubuna göre bağlanma dayanımını neredeyse yarı yarıya düşürdüğünü bildirmişlerdir. Bu çalışmadaki bir istisna, tek-aşamalı kendinden-pürüzlendirmeli adeziv olan Clearfil S3 Bond'un bağlanma dayanımının lazerden etkilenmemiş olmasıdır. Bunun bir nedeni, bu adezivin zaten kontrol grubunda diğer adezivlerin performansına göre çok düşük bağlanma dayanımı göstermesi olabilir (103).

Görüldüğü gibi sabit frekans ancak farklı çıkış gücü parametreleri ile mine üzerinde kullanılan Er,Cr:YSGG lazerin mine bağlanma dayanımını, kontrol grubuna düşürdüğü bildirilmiştir. Bu durum, araştırmacıların, Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış mine ve dentine rezin bağlanmasının iyileştirilmesi metotlarını aramaya sevk etmiştir. Bu amacı taşıyan ilk çalışmalardan biri Obeidi ve ark.nın 2009 yılında yayınlanan çalışmasıdır (104). Bu çalışmada, asit uygulama süresinin arttırılması ve/veya lazer uygulanmış minenin ekskavasyonu ile lazer uygulanmış mine ve dentine bağlanmanın geliştirilmesi amaçlanmıştır. Obeidi çalışmasında Er,Cr:YSGG lazeri minede 4.5 W – 20 Hz, ve dentinde 3 W- 20 Hz parametreleri ile kullanmıştır. Bulgularına göre lazer

uygulamasý, mine makaslama baēlanma kuvvetini dūřúrmūřtur. Ancak lazer uygulamasý sonrasında, %37 ortofosforik asit minenin pūřúzlendirilmesi 20 saniyeden 40 saniye çıkartılmasının, baēlanma kuvvetini kontrol grubunkine benzer seviyeye yūkselttiēi bildirilmiřtir. Ancak diēer bir çalıřmada, Moslemi ve ark., Er,Cr:YSGG lazeri 2 W – 20 Hz parametreleri ile kullanmıř ve lazer sonrasındaki 20 saniye asit ile pūřúzlendirmenin, konvansiyonel metot ile benzer baēlanma dayanımı saēladığını bulmuřlardır (105).

Tūrkmen ve ark. 4.0 W – 20 Hz parametreleri ile farklı dental adeziv sistemlerin mine baēlantısını MBD testi ile incelemiřlerdir. Bulgularında gōre, test ettikleri ū farklı adezivin baēlanma dayanımı lazer uygulamasından olumsuz etkilenmemiřtir (106).

Er,Cr:YSGG lazer ile kavite açıldıktan sonra lazer ile yūzeyin yine Er,Cr:YSGG lazer pūřúzlendirilmesinin, rezin-mine baēlanma dayanımını nasıl etkileyeceēi, bir çalıřmada deēerlendirilmiřtir (107). Ansari ve ark.nın bu çalıřmasında kavite preparasyonu minede 5.5 W – 20 Hz parametreleri ile lazer pūřúzlendirme ise 1.0 W – 20 Hz parametreleri ile yapılmıřtır. Bu arařtırmacılar, lazer pūřúzlendirmesinin ve asit ile pūřúzlendirmenin, lazer ile hazırlanmıř kavitede mine baēlanma dayanımını etkilediēini belirlemiřlerdir. Ancak lazer ile kavite hazırlanma, konvansiyonel metotla kıyasla baēlanma dayanımını dūřúrdūēünü belirtmiřlerdir. Bu çalıřmaya gōre frez ile kavite açtıktan sonra, mine yūzeyinin lazer ile pūřúzlendirilmesi de kontrol grubu olan konvansiyonel metotta gōre anlamlı olarak dūřúk baēlanma dayanımı saēlamıřtır.

Er,Cr:YSGG lazerin mine baēlanması ūzerine etkisini deēerlendiren daha gūncel çalıřmalarda, Shafiei ve ark. flurozisli mineye baēlanmada Er,Cr:YSGG lazer preparasyonunun etkisini incelediler (108). Bu alıřmada Er,Cr:YSGG lazer 5.0 W – 20Hz parametreleri ile kullanılmıřtır. Bulgularına gōre, kendinden-pūřúzlendirmeli adezivin baēlanma dayanımı, konvansiyonel metodunkine gōre anlamlı olarak dūřúk iken, asitle-ve-yıka adezivin lazer uygulanmıř mineye baēlanması, konvansiyonel grubunkine benzer baēlanma dayanımı saēlamıřtır.

Diēer bir gūncel çalışmada, Er,Cr:YSGG lazerin sūt dişlerindeki kullanımının baēlanma dayanımına etkisi mikrogerilim baēlanma dayanımı ile incelenmiştir(109). Çalışmada Er,Cr:YSGG lazer 1.5 W ve 20 Hz parametreleri ile kullanılmıştır. Bu

araştırmacılar, lazer uygulamasının, bağlanma dayanımını olumsuz etkilediğini tespit etmişlerdir.

Er,Cr:YSGG lazerin, rezin-mine bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendiren mevcut çalışmaların sonuçlarını özetlersek, lazer uygulamasının konvansiyonel metot ile kıyaslandığında rezin-mine bağlanma dayanımını geliştirdiği söylenemez. Ancak test edilen lazer parametreleri ile bağlanmanın lazerden olumsuz etkilendiği sonucuna varılabilir. Bunun dışında, nicelik olarak yapılan çalışmaların yetersiz olduğu, farklı lazer parametrelerinin, özellikle lazer frekansının mine bağlanma dayanımına etkisinin incelenmediği görülmektedir.

4.3.2. Er,Cr:YSGG Lazerin Dentin Bağlanmasına Etkileri

Restoratif diş hekimliğinde adeziv prosedürlerinin başarısında, adeziv hekimliğinin aşıl topuğu olarak kabul edilen rezin-dentin bağlanması çok önemlidir. Bu nedenle mine bağlanmasından daha çok sayıda araştırma mevcut rezin-dentin bağlanmasının geliştirilmesi ve daha dayanıklı hale getirilmesi amacı ile yapılmaktadır. Er,Cr:YSGG lazerin farklı çıkış güçlerinin, farklı adeziv sistemlerin dentin bağlanma dayanımı üzerindeki etkileri, bu lazer ilk piyasaya çıkmasından itibaren araştırılmaya başlanmıştır. Yapılan bu çalışmalara kronolojik olarak bakılacak olursa, adeziv ilk ticari Er,Cr:YSGG lazer sistemi olan Biolase firmasının Millennium system isimli cihazın rezin-dentin bağlanma dayanımını etkilerini inceleyen ilk çalışmalardan biri 1999 yılında yayınlanan Lin ve ark.nın çalışmasıdır (73). Hidrokinetik sistem ile güçlendirildiği ileri sürülen Er,Cr:YSGG lazer enerjisinin rezin kompozitin mine ve dentin bağlanma dayanımını makaslama bağlanma dayanımı ile değerlendirmişlerdir. Ayrıca lazerin mine ve dentin yüzey morfolojisinde meydana getirdikleri değişiklikler de elektron mikroskobu yardımı ile incelenmiştir. Lin, 4 W – 20 Hz parametreleri ile uygulanan Er,Cr:YSGG lazer enerjisi dentinde kullanmıştır. Bulgularına göre yüzeyin asitlenmediği frez grubu ile lazer grubu arasında anlamlı fark bulunmamıştır (73). Başka bir çalışmada Lin ve ark.nın bulgularını destekler bulgular tespit etmiştir. Sung ve ark. 0.75 W – 20 Hz parametreleri ile kullandıkları Er,Cr:YSGG lazer cihazı sonrasında, dentin makaslama bağlanma dayanımını ölçtüler. Lazer uygulamasının test edilen adeziv sistemlerden birinde bağlanma dayanımını, frez gruplarına kıyasla anlamlı olarak arttırdığı bulunurken, diğer adezivin bağlanma dayanımını etkilemediği tespit

edildi (110). Bu bulgulara karşın, Lee var ark. 3.5 W – 20 Hz parametreleri ile uyguladıkları Er,Cr:YSGG lazer enerjisinin gerilim bağlanma dayanımı testi ile dentin bağlanmasını olumsuz etkilediğini bildirmişlerdir. Bu teste bağlanma dayanımı ortalamaları yaklaşık 3- 5 MPa gibi düşük değerler olmasına rağmen, lazer uygulaması sonrasında yüzeyin asit ile pürüzlendirilmesinin, lazer grubunda bağlanma dayanımını, frez grubunkine yükselttiği tespit edilmiştir (111). Er,Cr:YSGG lazerin kendinden-pürüzlendirmeli adezivlerin dentin bağlanma dayanımını değerlendiren ilk çalışmalardan birinde, Esteves-Oliverira ve ark., 2.5 W – 20 Hz lazer parametrelerinin, dentin bağlanma dayanımını anlamlı olarak düşürdüğünü bildirdiler(102). Er,Cr:YSGG lazerin daha yüksek çıkış gücü seviyesinde (4 W) ve yine 20 Hz frekans değerinde kullanan başka bir çalışmada dört farklı adezivin dentin bağlanma dayanımını mikrogerilim bağlanma dayanımı testi ile değerlendirmiştir. Bulgularına göre bu parametreler ile kullanılan Er,Cr:YSGG lazer enerjisi, tüm adezivlerin bağlanma dayanımını anlamlı olarak düşürmüştür (112).

Er,Cr:YSGG lazer ile kavite preparasyonunun, hemen sonrasında lazer ile yüzey pürüzlendirmesinin ve ayrı bir grupta da frez ile kavite preparasyonu sonrasında yüzeyin lazer ile pürüzlendirilmesinin asitle-ve-yıka ve kendinden-pürüzlendirmeli adezivin dentin bağlan dayanımına etkileri Gürkan ve ark. ve tarafından makaslama bağlanma dayanımı ile değerlendirilmiştir (113). Bu çalışmada, lazer preparasyonu için 5 W – 20 Hz parametreleri ve lazer pürüzlendirme için ise iki farklı güç değeri (1.25 W – 3 W) 20 Hz frekansı ile uygulanmıştır. Çalışmanın bulgularına göre, frez ile kavite açıldıktan sonra 3 W – 20 Hz parametreleri ile Er,Cr:YSGG lazer enerjisi ile pürüzlendirme yapılması, kendinden-pürüzlendirmeli adeziv için kontrol grubu ile benzer bağlanma dayanımı sağlamışken, 1.25 W kullanıldığında bağlanma anlamlı olarak düşmüştür. Bunun yanında frez ile kavite preparasyonu sonrasında yapılan tüm lazer pürüzlendirme uygulamaları asitle-ve-yıka adezivin bağlanma dayanımını anlamlı olarak düşürmüştür. Lazer ile açılan kavitelerde, ise lazer sonrasında asit pürüzlendirme veya tek başına lazer preparasyonu, asitle-ve-yıka adeziv için, bağlanma dayanımını anlamlı olarak düşürmüştür. Ancak kendinden-pürüzlendirmeli adeziv için düşürmemiştir. Lazer ile kavite açtıktan sonra, lazer pürüzlendirmesinin, bağlanma dayanımı üzerindeki etkileri ile ilişkili olarak Gürkan ve ark., asitle-ve-yıka adeziv için, 3-W'ın anlamlı olarak yüksek, 1.25 W'ın ise benzer bağlanma dayanımını sağladığını

tespit ettiler. Kendinden-pürüzlendirmeli adeziv için ise ilave lazer pürüzlendirme bağlanma dayanımını anlamlı olarak düşürmüştür. Bu çalışmanın sonuçlarına bakıldığında, lazer enerjisinin kullanılan amaç ve adezive göre bağlanma dayanımını farklı etkilediği sonucuna ulaşılabilir.

Er,Cr:YSGG lazerin soğutmasının mine ve dentin bağlanma dayanımını nasıl etkilediğini inceleyen bir çalışmada, 0.25 W – 20 Hz parametreleri ile Er,Cr:YSGG lazer enerjisi kullanılmış ve asitle-ve-yıka ve kendinden-pürüzlendirmeli adezivlerin bağlanma dayanımları incelenmiştir. Bu çalışmada, Er,Cr:YSGG lazer enerjisinin su soğutması ile kullanıldığında sadece asitle-ve-yıka adezivin dentin bağlanma dayanımını anlamlı olarak düşürdüğü belirtilmiştir. Buna karşılık çalışmada test edilen iki aşamalı kendinden-pürüzlendirmeli adezivin ve tek-aşamalı kendinden-pürüzlendirmeli adezivin dentin bağlanma dayanımlarının, uygulanan Er,Cr:YSGG lazer enerjisinden etkilenmediği bildirilmiştir (114).

Er,Cr:YSGG lazerin, çürükten etkilenmiş dentine, farklı adezivlerin bağlanma dayanımını mikrogerilim bağlanma dayanım testi ile inceleyen başka bir çalışmada, çürük dentinde 2 W – 25 Hz lazer parametreleri, sağlam dentinde ise 4 W – 25 Hz lazer parametreleri kullanılmıştır. Bu çalışmada diğer çalışmalardan farklı olarak frekans 20 değil, 25 Hz olarak tercih edildiği dikkat edilmektedir. Bu çalışmanın bulgularına göre, hem çürükten etkilenmiş dentinde hem de sağlam dentinde Er,Cr:YSGG lazer kullanımı, test edilen tüm adezivler için kontrol grubuna kıyasla benzer bağlanma dayanımını ortalamaları sağlamıştır (115).

Tarçın ve ark. Er,Cr:YSGG ile dentin yüzeylerinin pürüzlendirilmesinin, Nd:YAG ile karşılaştırmıştır. Bulgularına göre 3 W – 20 Hz parametrelerine göre uygulanan Er,Cr:YSGG lazer enerjisi, kullanılan iki farklı adezivin dentin gerilim bağlanma dayanımını, dentin yüzeylerinin sadece asit ile pürüzlendirilmesi ile kıyaslandığında anlamlı olarak düşürdüğünü göstermiştir. Ancak, Nd:YAG lazer gruplarına göre bağlanma dayanımı anlamlı olarak yüksek bulunmuştu (116).

Er,Cr:YSGG lazerin, çürük temizleme sonrasında kavite dezenfeksiyon işleminde kullanılmasının, farklı adezivlerin dentine bağlanma dayanımının, mikrogerilim bağlanma dayanımı ile incelendiği bir çalışmada, Er,Cr:YSGG lazer 0.75 W – 20 Hz parametreleri ile kullanılmıştır. Çelik ve ark., literatürde ender bulunan bir bulgu olarak,

lazer enerjisinin, test edilen iki adezivin de bağlanma dayanımlarını anlamlı olarak arttırdığını ileri sürmüşlerdir (117). Ancak bir diğer çalışmada, Arslan ve ark. aynı lazer parametreleri ile Er,Cr:YSGG lazerin kavite dezenfeksiyon işlemi için kullanıldığında silorane bazlı bir adezivin dentin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini incelediği çalışmada, gruplar arasında anlamlı fark bulmamıştır (118). Benzer amaçlı diğer çalışmada Er,Cr:YSGG lazerin asitle-ve-yık ve kendinden-pürüzlendirmeli adeziv simanların dentin bağlanmasını olumsuz etkilemediği tespit edilmiştir (119).

Bir başka çalışmada, Er,Cr:YSGG lazer uygulaması sonrasında (4.0 W – 20 Hz) asit pürüzlendirme işleminin süresinin, dentin bağlanma dayanımı gerilim bağlanma dayanımı testi ile değerlendirilmiştir. Ferreira ve ark., asit süresinden bağımsız olarak Er,Cr:YSGG ve Er:YAG lazerin dentin bağlanma dayanımını olumsuz etkilediğini belirlemişlerdir (120).

Daha güncel çalışmalarda, mikromakaslama bağlanma dayanımı kullanılan bir çalışmada, Er,Cr:YSGG lazerin 5.5 W – 20 Hz parametreleri ile uygulandığında, lazerin kendinden-pürüzlendirmeli adezivlerin bazılarının bağlanma dayanımını etkilemediği ancak bazı tek-aşamalı kendinden-pürüzlendirmeli adezivlerin bağlanma dayanımını düşürdüğü tespit edilmiştir (121). Dentinin 3.5 W – 20 Hz parametreleri ile uzaklaştırıldığı diğer bir çalışmada, Er,Cr:YSGG lazerin, asitle-ve-yık adezivin bağlanmayı etkilemediği tespit edilmiştir (122).

Er,Cr:YSGG lazerin, adezivlerin dentine bağlanma dayanımları üzerindeki etkileri hakkında literatürde yapılan çalışmaların bulgularını özetleyecek olursa, bulguların birbirlerinden oldukça farklı olduğu görülmektedir. Ancak çalışmaların ortak yanı, lazerin genelde tek bir atım frekansı ile kullanılmasıdır. Bu bakımdan farklı frekansların dentin bağlanmasını nasıl etkileyebileceği sorusunun cevabı literatürde henüz mevcut olmadığı görülmektedir.

5. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu *invitro* çalışma, Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında gerçekleştirildi. Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 1’de gösterildi.

Tablo 1.Kullanılan materyaller.

Materyal (Üretici Firma)	İçerik	Uygulama Şekli
Etch- 37(Bisco, Schaumburg, IL, USA)	37% H ₃ PO ₄	Mineye 30 saniye ve dentine 15 saniye uygulanır. Hava su spreyi ile 30 saniye temizleyin.
Adper Single Bond 2 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)	Etil alkol, Bis-GMA, silika nanodoldurucular, HEMA, akrilik asit kopolimeri,	Aplikatör ile asitlenmiş yüzeye iki üç kat adezivi 15 saniye için hafif ajitasyon ile uygulayır. Beş saniye hava basıncı ile adezivi inceltir. 10 saniye ışık ile polimerize edilir.
Valux Plus (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)	Silanlanmış seramik, TEDGMA, Bis-GMA, Benzotriazol metilfenol	1-1.5 mm kalınlığındaki tabakalar şeklinde uygulanır. 40 saniye halojen ışık kaynağı ile polimerize edilir.

5.1. Mine ve Dentin Örneklerinin Hazırlanması

Bu tez çalışmasında yaşları 2-2.5 arasında değişen sığırların dişleri kullanıldı. Toplam 80 santral diş kullanıldı. Dişlerin üzerindeki eklentiler el aletleri ile uzaklaştırıldıktan sonra, su ile yıkandıktan sonra kapalı bir kavanoz içinde kuru halde saklandı. Dişler, bağlanma dayanımı testleri için hazırlanmadan önce iki hafta suda bekletildi (123). Dişlerin hepsinin kökleri kronlarından, düşük hızlı kesim cihazı (Metkon, Bursa, Türkiye) yardımı ile elmas disk ile su soğutması altında ayrıldı. Kesilen kronlar, çift taraflı yapışkan bant yardımı ile özel model dökme kalıpları ile soğuk akrilik içine gömüldü. Şekil 7’de örnek hazırlama ve örneklerin mikrogerilim bağlanma dayanımı çubuklarına kesim işlemleri gösterildi. Örnekler rastgele olarak, mine ve dentin grupları olmak üzere ikiye ayrıldı. Mine gruplarında, mine yüzeyleri 360-grit silikon karbit (SiC) aşındırıcı kâğıt ile düzgünleştirildi ve bunu takiben 600-grit SiC aşındırıcı kâğıt ile ıslak olarak 60 saniye polisaj yapıldı. Bu şekilde mine yüzeylerinde standart smear tabakasının oluşturulması amaçlandı. Dentin gruplarında ise, mine yüzeyi 180-grit SiC aşındırıcı kâğıtlar ile su altında aşındırılarak uzaklaştırıldı. Açığa çıkan dentin yüzeyi 360-grit SiC aşındırıcı kâğıt ile istenilen boyuta gelinceye kadar su altında aşındırma ile genişletildi. Açığa çıkan dentin yüzeyleri, örnekler hava su spreyi ile kurularak, yüzeyin mineden tamamen arındığının anlaşılması için 20x büyütmeli mercek ile kontrol edildi. Bu şekilde dentin örneklerinin değerlendirilmesinden sonra, dentin yüzeylerinde, yüzeyler 60 saniye 600-grit SiC aşındırıcı kâğıt ile su altında polisajlanarak, standart smear tabakaları oluşturuldu. Hazırlanan yüzeyler üzerinde lazerin uygulanacağı 1 cm²’lik alan keçeli kalem ile çizildi.

5.2. Mine ve Dentin Örneklerinin Yüzeylerinin Hazırlanması

Mine örnekleri, aşağıda uygulanacak yüzey hazırlama protokolüne göre 8 gruba ayrıldı (n=5):

1. M-Kontrol: Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine, herhangi bir yüzey hazırlaması yapılmamıştır. Yüzey 600-grit SiC aşındırıcı kâğıt ile aşındırıldığı şekli ile kullanıldı.

2. M-Frez: Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine 15 saniye yeşil bant yuvarlak şekilli bir elmas frez yüksek-hızlı döner alet ile, yüzeyde kavitasyona neden olmayacak şekilde uygulandı.
3. M-Lazer 6W-20Hz: Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine Er,Cr:YSGG lazer 6 W – 20 Hz parametreleri ile uygulandı.
4. M-Lazer 6W-35Hz: Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine Er,Cr:YSGG lazer 6 W – 35 Hz parametreleri ile uygulandı.
5. M-Lazer 6W-50Hz: Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine Er,Cr:YSGG lazer 6 W – 50 Hz parametreleri ile uygulandı.
6. M-Lazer 3W-20Hz: Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine Er,Cr:YSGG lazer 3 W – 20 Hz parametreleri ile uygulandı.
7. M-Lazer 3W-35Hz: Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine Er,Cr:YSGG lazer 3 W – 35 Hz parametreleri ile uygulandı.
8. M-Lazer 3W-50Hz: Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine Er,Cr:YSGG lazer 3 W – 50 Hz parametreleri ile uygulandı.

Mine örneklerinin yüzeylerinin lazerle hazırlanmasında Er,Cr:YSGG lazer cihazı (Waterlase MD; Biolase, San Clemente, CA, ABD) ayrıca şu lazer parametreleri ile kullanıldı; dalgaboyu 2.78 μm , atım süresi 140 μs , spot alanı 600 μm çapında, enerji yoğunluğu 90 J/cm², hava basıncı %90, su basıncı %75, iradiyasyon mesafesi 1-1.5 mm, iradiyasyon alanı 1 cm², lazer uygulama süresi 15 saniye (103).

Dentin örnekleri, aşağıda uygulanacak yüzey hazırlama protokolüne göre 8 gruba ayrıldı (n=5):

1. D-Kontrol: Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine, herhangi bir yüzey hazırlaması yapılmadı. Yüzey 600-grit SiC aşındırıcı kağıt ile aşındırıldığı şekli ile kullanıldı.
2. D-Frez: Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine 15 saniye yeşil bant yuvarlak şekilli bir elmas frez yüksek-hızlı döner alet ile, yüzeyde kavitasyona neden olmayacak şekilde uygulandı.
3. D-Lazer 3W-20Hz: Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine Er,Cr:YSGG lazer 3 W – 20 Hz parametreleri ile uygulandı.
4. D-Lazer 3W-35Hz: Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine Er,Cr:YSGG lazer 3 W – 35 Hz parametreleri ile uygulandı.

5. D-Lazer 3W-50 Hz: Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine Er,Cr:YSGG lazer 3 W – 50 Hz parametreleri ile uygulandı.
6. D-Lazer 1.5W-20Hz: Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine Er,Cr:YSGG lazer 1.5 W – 20 Hz parametreleri ile uygulandı.
7. D-Lazer 1.5W-35Hz: Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine Er,Cr:YSGG lazer 1.5 W – 35 Hz parametreleri ile uygulandı.
8. D-Lazer 1.5W-35Hz: Bu gruptaki örneklerin yüzeylerine Er,Cr:YSGG lazer 1.5 W – 50 Hz parametreleri ile uygulandı.

Dentin örneklerinin yüzeylerinin lazerle hazırlanmasında Er,Cr:YSGG lazer cihazı (Waterlase MD; Biolase, San Clemente, CA, ABD) ayrıca şu lazer parametreleri ile kullanıldı; dalgaboyu 2.78 μm , atım süresi 140 μs , spot alanı 600 μm çapında, enerji yoğunluğu 90 J/cm², hava basıncı %65, su basıncı %55, irradiasyon mesafesi 1-1.5 mm, irradiasyon alanı 1 cm², lazer uygulama süresi 15 saniye (112).

5.3. Adeziv Uygulaması ve Kompozit Blokların Hazırlanması

Farklı protokollerle yüzeyleri hazırlanan mine ve dentin örneklerine, asitle-veya tıp adeziv (Single Bond 2, 3M ESPE, USA), üretici firma önerilerine göre uygulandı. Rezinin etkili şekilde infiltrasyonuna izin vermek için 20 sn beklendikten sonra, 5 sn hafif hava uygulamasıyla solvent uzaklaştırıldı ve 20 sn süreyle ışık yoğunluğu 700 mW/cm² olan bir halojen ışık kaynağı (Astralis 3 /Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile polimerize edildi. Mine ve dentin örnekleri üzerine A2 renkte mikrohibrit rezin kompozit (Valux, 3M ESPE, USA) tabakalama şeklinde 4-5 mm yükseklikte her tabaka 1-1.5 mm kalınlığında olmak üzere yığıldı. Üretici firma önerilerine göre her tabaka, 40 saniye süre ile polimerize edildi. Örnekler, mine-kompozit ve dentin-kompozit çubuklarının elde edilmesi sürecinde suda bekletildi.

5.4. Rezin-Mine ve Rezin-Dentin Çubuklarının Elde Edilmesi

Hazırlanan örneklerle, milimetre ayarı yapılabilen kesim cihazında, su soğutması altında düşük hızda (300 RPM) 1 mm arayla 5 vertikal kesim yapıldıktan sonra, örneğin pozisyonu 90° çevrilerek, aynı şekilde 5 kesim daha yapılmıştır. Bu şekilde 0.9x0.9 mm ebatlarında elde etmek üzere rezin-mine ve rezin-dentin çubukları elde edildi.

5.5. Mikrogerilim Bağlanma Dayanıklılık Testinin Gerçekleştirilmesi

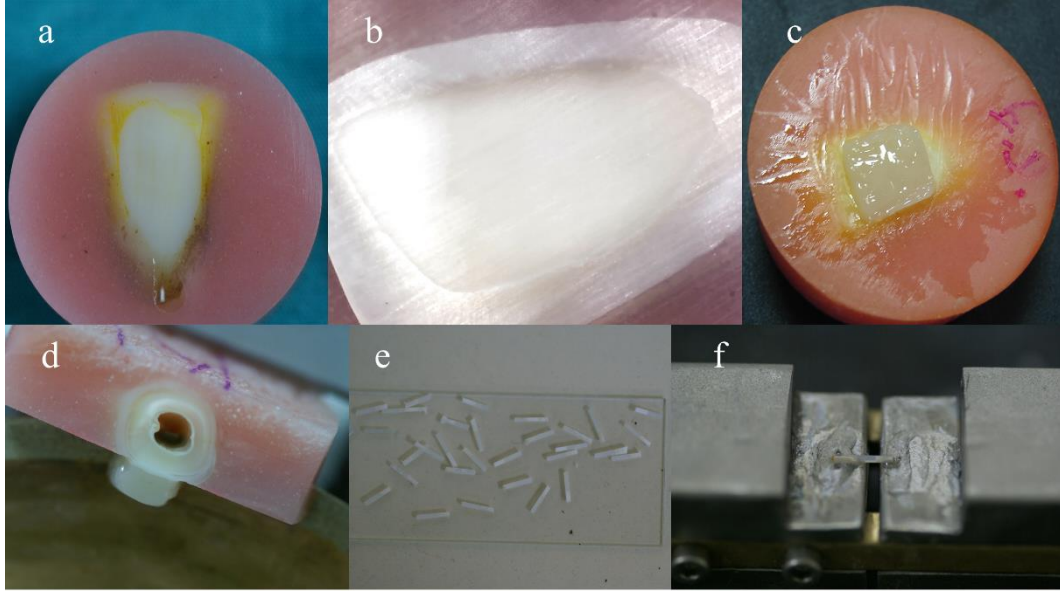
Mikrogerilim bağlanma dayanıklılık testinde tek bir grup için toplam 20 adet çubuk kullanıldı. Her diştten rastgele seçilen 4 çubuk saçılmış, tek bir grupta toplam 5 diş olduğundan, tek bir grup için kullanılan çubuk sayısı 20'dir. Örnekler, mikrogerilim bağlanma aparatı üzerine siyona akrilat yapıştırıcı ile yapıştırıldı. Örneklerin yapıştırılmasından sonra mikrogerilim aparatı, gerilim ölçer cihazına yerleştirildi. Gerilim kuvveti 1 mm/dk kafa hızında uygulandı. Örnekler kırıldıktan sonra, arayüzün boyutu dijital kaliper ile ölçüldü. Örneklerin kırılması için gerekli olan kuvvet Newton cinsinden kaydedildi ve MegaPaskal'a (MPa) çevrildi.

5.6. Kopma Tipinin Belirlenmesi

Mikrogerilim bağlanma dayanıklılık testi uygulanan örneklerin kopma yüzeyleri; kırılma tipini belirlemek için bir stereomikroskop (Meade Bresser Biolux, Meade Bresser, Rhede, Almanya) kullanılarak (x40) incelendi. Kırılma tipleri, Adeziv (Adeziv rezinde başarısızlık), miks (Adeziv-kompozit-dişdokusunda karma (mixed) başarısızlık), koheziv (Kompozitte veya diş dokusunda koheziv başarısızlık) olarak sınıflandırıldı.

5.7. Rezin-dentin/mine Arayüzlerinin İncelenmesi

Bu tez çalışmasında, kompozit rezin-dentin ve mine arayüzleri tarama elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir. Her grup için, mikrogerilim bağlanma dayanımı testi için hazırlanan rezin-mine ve rezin-dentin çubuklarından, her dişin merkezinden bir tane, toplamda 5 beş çubuk kullanıldı. Seçilen çubuklar, çift taraflı yapışkan karbon bantlar ile aliminyum plakalara yapıştırıldı. Sonra, mine ve dentin çubuklarına 1 dakika %37 ortofosforik asit uygulandı. Örnekler, SEM altında incelenmeden önce, oda sıcaklığında bir gün bekletilerek kurutuldu. Kurutulduktan sonra vakum altında altınla kaplanan örnekler, SEM (Jeol/JSM 6400, Tokyo, Japan ve Zeiss Evo LS10, Bruker, Bremen, Germany) ile incelendi (X1500-5000).



Şekil 7. a: Kesilen santral sıgır dişinin akrilik bloğa gömülmüş hali ve hazırlanan mine yüzeyi. **b:** Dentin gruplarında, açığa çıkan dentin yüzey örneği. **c:** Kompozit üst yapının bitmiş hali. **d:** Kompozit üst yapısı yapılmış örneğin, düşük hızlı kesim cihazında kesim işleminin yapılması **e:** Hazırlanmış mikrogerilim bağlanma dayanımı çubukları **f:** Çubuğun, test öncesinde ara tutuculara siyona akrilat ile yapıştırılmış hali.

5.8. Verilerin İstatiksel Değerlendirmesi

Mikrogerilim bağlanma dayanıklılık değerlerinin, parametrik testlerin istatistik analizinde kullanımına izin verip vermediğinin anlaşılması için, veri dağılımının normal dağılıma uygunluğu ve varyansların homojenliği değerlendirildi. Verilerin dağılımı normal ve varyanslar homojen olduğu görüldü. Bu nedenle, mine ve dentin grupları için ayrı ayrı, yüzey uygulamalarının bağlanma dayanımına etkisinin değerlendirilmesi için tek-yönlü varyans analizi (ANOVA) ve çoklu karşılaştırmalar için LSD testi kullanıldı. Tüm istatistik hesaplamalar $p=0.05$ güven aralığında, SPSS yazılım programı (SPSS 12.0 for Windows/SPSS Inc., Chicago, IL, USA) ile yapıldı.

6. BULGULAR

6.1. Mine Gruplarında Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Bulguları

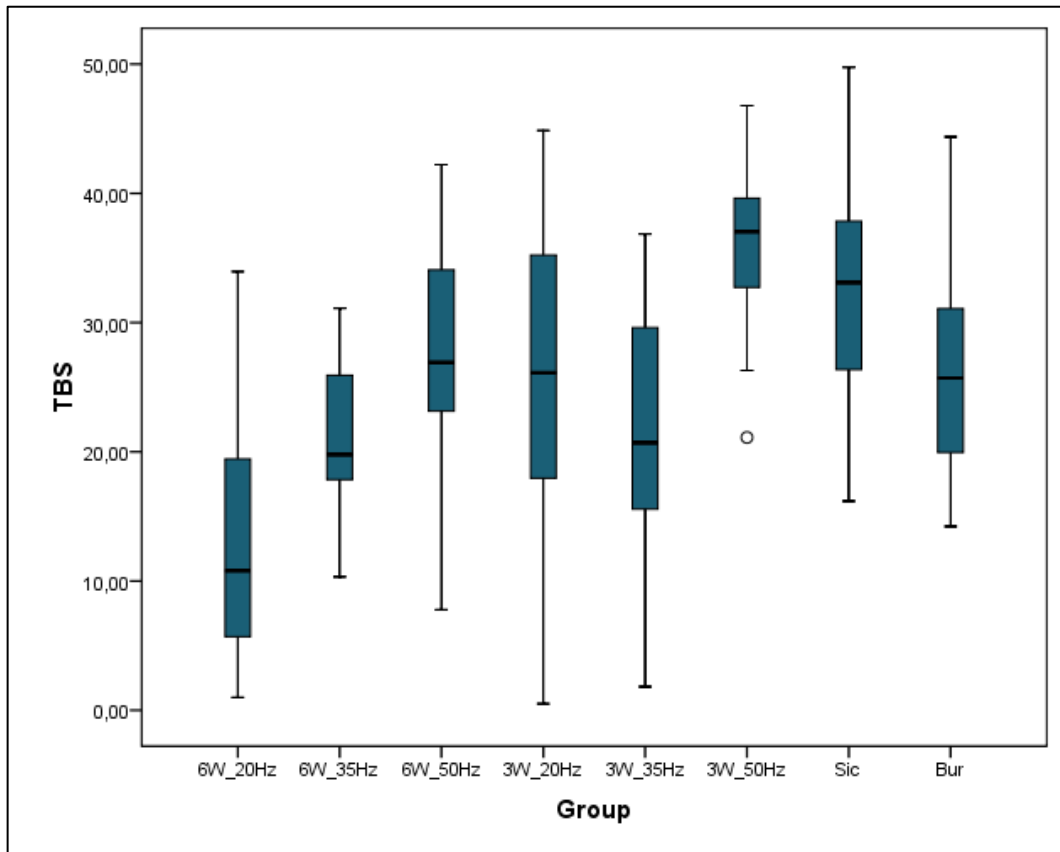
Mine gruplarında mikrogerilim bağlanma dayanımı testlerinin ortalamaları ve standart sapmaları (SD) Tablo 2’de ve Şekil 7’de gösterilmiştir.

Tablo 2. Mineye mikrogerilim bağlanma dayanımı ortalamaları (MPa) ve kırılma tipleri.

Mine Grupları	Ortalama $\pm$ SD	Kırılma Tipi
M-Kontrol	32.85 $\pm$ 9.8 ^a	K=M>A
M-Frez	26.60 $\pm$ 8.5 ^{b c}	K>A>M
M-Lazer 6W-20Hz	12.99 $\pm$ 9.2 ^d	M>K>A
M-Lazer 6W-35Hz	21.17 $\pm$ 5.4 ^{b c}	M>K=A
M-Lazer 6W-50Hz	27.16 $\pm$ 8.6 ^b	M>K=A
M-Lazer 3W-20Hz	25.63 $\pm$ 11.3 ^{b c}	A>M>K
M-Lazer 3W-35Hz	21.33 $\pm$ 9.6 ^{b c}	M>A>K
M-Lazer 3W-50Hz	36.22 $\pm$ 6.0 ^a	K>A>M

Üst yazı harflerinin farklı olması gruplar arasındaki anlamlı farklılığı göstermektedir ($p<0.05$).A: Adeziv, M: Miks, K:Koheziv

Tüm mine grupları arasında en yüksek bağlanma dayanımı ortalamasını M-Lazer 3W-50Hz grubu göstermiştir (36.22 ± 6.0), diğer taraftan bu ortalama kontrol grubunun ortalamasından (32.85 ± 9.8) anlamlı olarak farklı değildir ($p>0.05$), diğerlerinden anlamlı olarak farklıdır ($p<0.05$). Tüm gruplar arasında en düşük bağlanma dayanımı ise M-Lazer 6W-20Hz grubunda tespit edilmiştir (12.99 ± 9.2) ve bu ortalama diğer tüm ortalamalardan anlamlı olarak düşüktür ($p<0.05$). Yüksek çıkış gücü gruplarında (6 W) frekansın 20 Hz'den 35 Hz'e yükselmesi bağlanma dayanımını anlamlı olarak arttırmıştır. Ancak frekansın daha da arttırılmasının bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı etkisi bulunmamıştır. Düşük çıkış gücü grupları arasında (3 W) ise, frekansın 35 Hz'den 50 Hz'e artması anlamlı artışa neden olmuştur. Stereomikroskop ile kırılma yüzeylerinin incelenmesinde, kontrol gruplarında ve 3 W – 50 Hz lazer grubunda daha çok koheziv kırılmanın görüldüğü tespit edilmiştir. Diğer gruplarda miks kırılma tipi daha yaygındır.



Şekil 7. Mine örneklerinin mikrogerilim bağlanma dayanımı değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi.

6.2. Dentin Gruplarında Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Bulguları

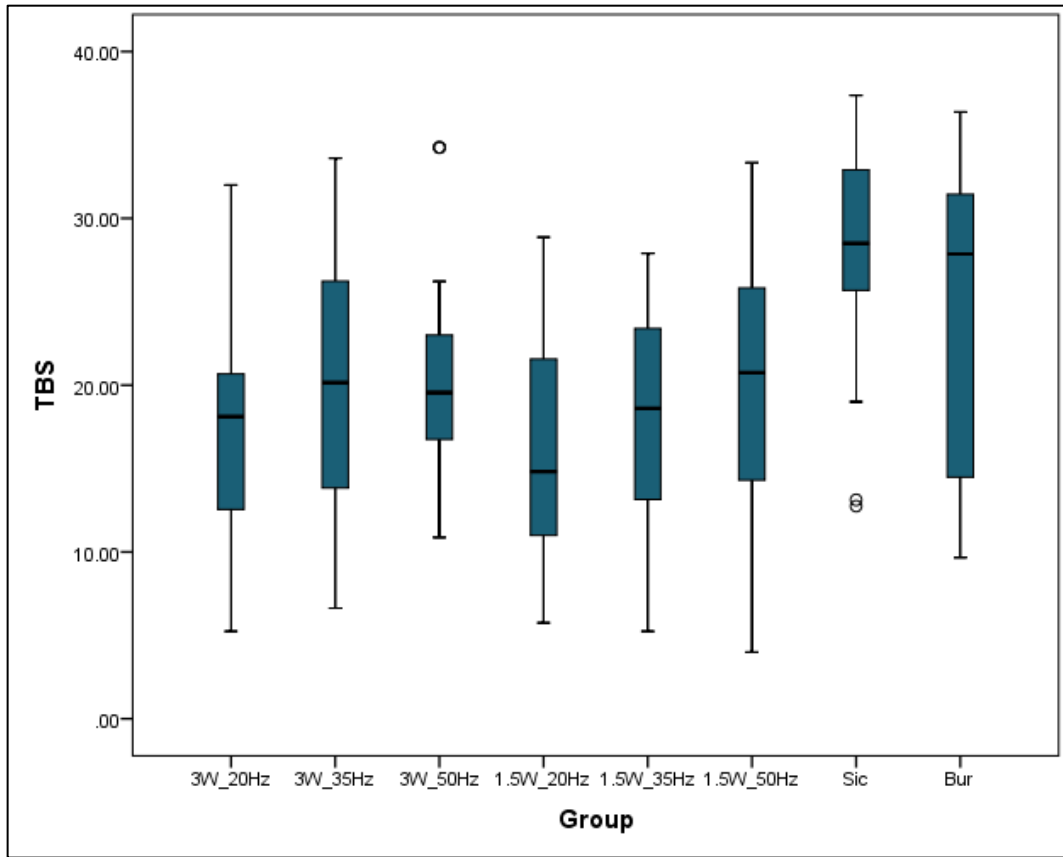
Dentin gruplarında mikrogerilim bağlanma dayanımı testlerinin ortalamaları ve standart sapmaları (SD) Tablo 3’de ve Şekil 8’de gösterilmiştir.

Tablo 3. Dentine mikrogerilim bağlanma dayanımı ortalamaları (MPa) ve kırılma tipleri.

Dentin Grupları	Ortalama $\pm$ SD	Kırılma Tipi
D-Kontrol	27.70 $\pm$ 7.0 ^a	A>M>K
D-Frez	24.98 $\pm$ 8.8 ^a	A>M>K
D-Lazer 3W-20Hz	17.82 $\pm$ 6.8 ^b	A>M>K
D-Lazer 3W-35Hz	20.38 $\pm$ 7.4 ^b	A>M>K
D-Lazer 3W-50Hz	20.42 $\pm$ 7.3 ^b	A>M>K
D-Lazer 1.5W-20Hz	16.06 $\pm$ 6.6 ^b	A>M>K
D-Lazer 1.5W-35Hz	17.82 $\pm$ 6.4 ^b	A>M>K
D-Lazer 1.5W-50Hz	20.34 $\pm$ 7.2 ^b	A>M>K

Üst yazı harflerinin farklı olması gruplar arasındaki anlamlı farklılığı göstermektedir ($p<0.05$). A: Adeziv, M: Miks, K:Koheziv

Tüm dentin grupları arasında en yüksek bağlanma dayanımı ortalamasını D-Kontrol grubu göstermiştir (27.70 ± 7.0), diğer taraftan bu ortalama frez grubunun ortalamasından (24.98 ± 8.8) anlamlı olarak farklı değildir ($p>0.05$), diğerlerinden anlamlı olarak farklıdır ($p<0.05$). Tüm gruplar arasında en düşük bağlanma dayanımı D-Lazer 1.5W-20Hz grubunda tespit edilmiştir (16.06 ± 6.6) ancak bu ortalama diğer lazer gruplarının ortalamalardan anlamlı olarak düşük değildir ($p>0.05$). Stereomikroskop ile kırılma yüzeylerinin incelenmesinde, tüm gruplarda en çok görülen kırılma tipi adeziv kopma olduğu tespit edilmiştir.

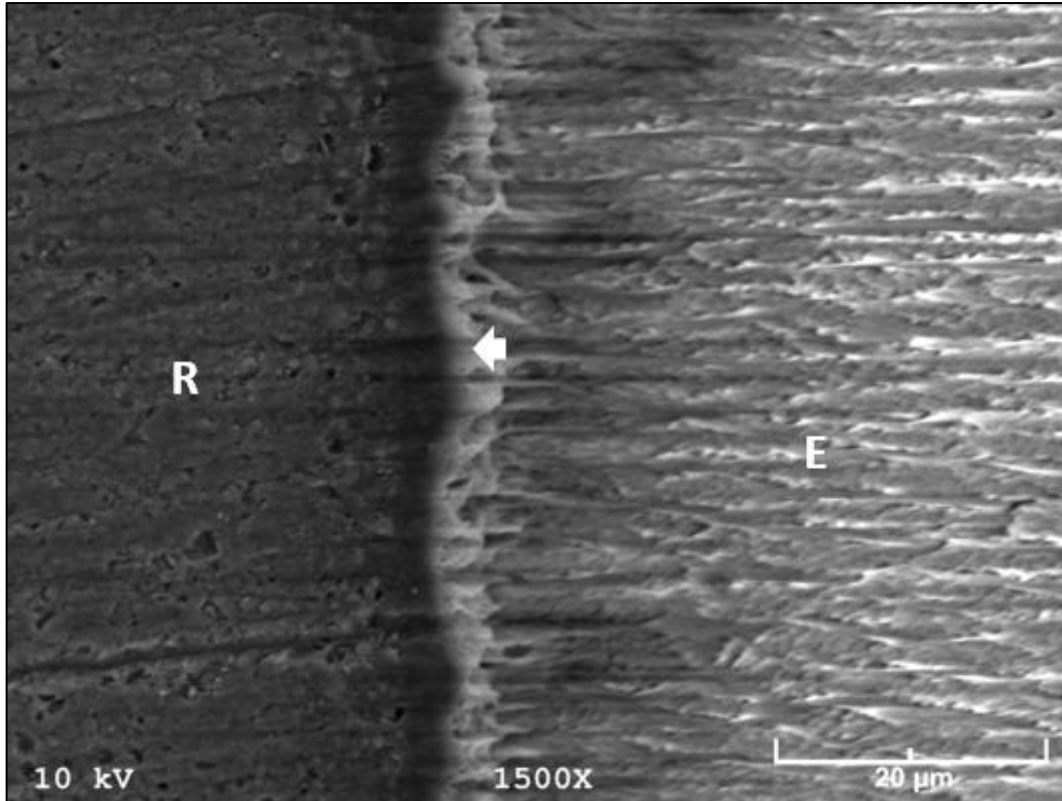


Şekil 8. Dentin örneklerinin mikrokerilim bağlanma dayanımı değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi.

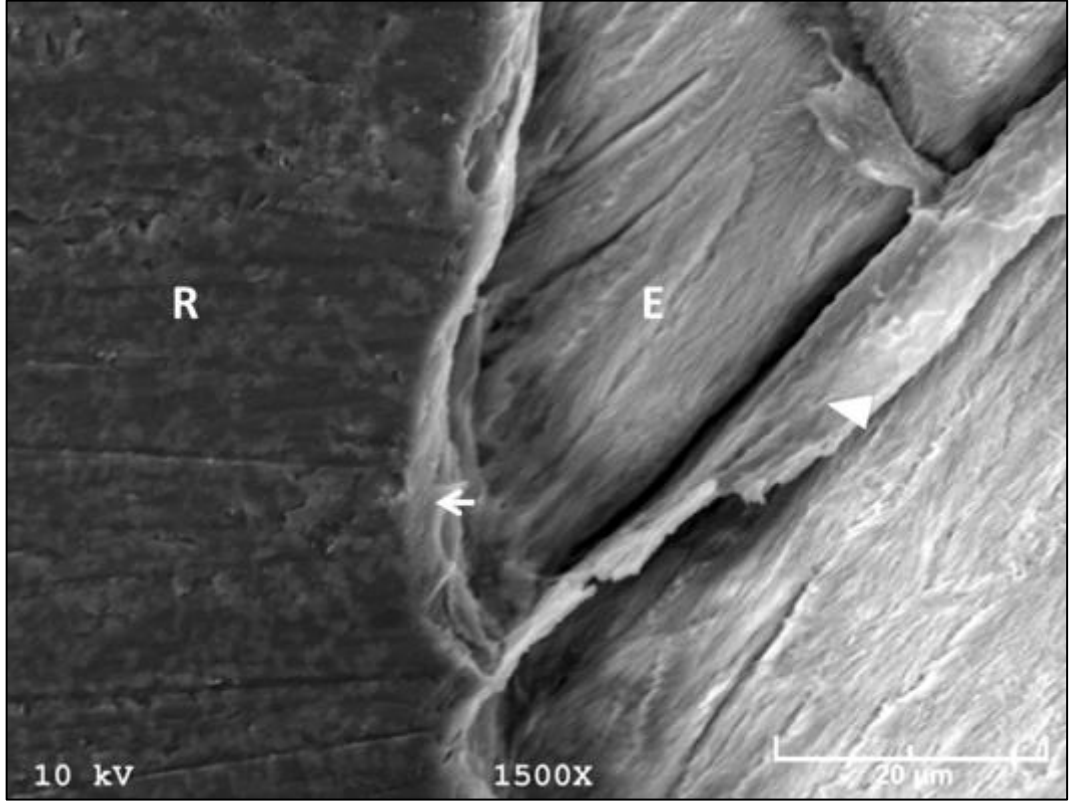
6.3. Tarama Elektron Mikroskobu Bulguları

6.3.1. Rezin-Mine Arayüzü Bulguları

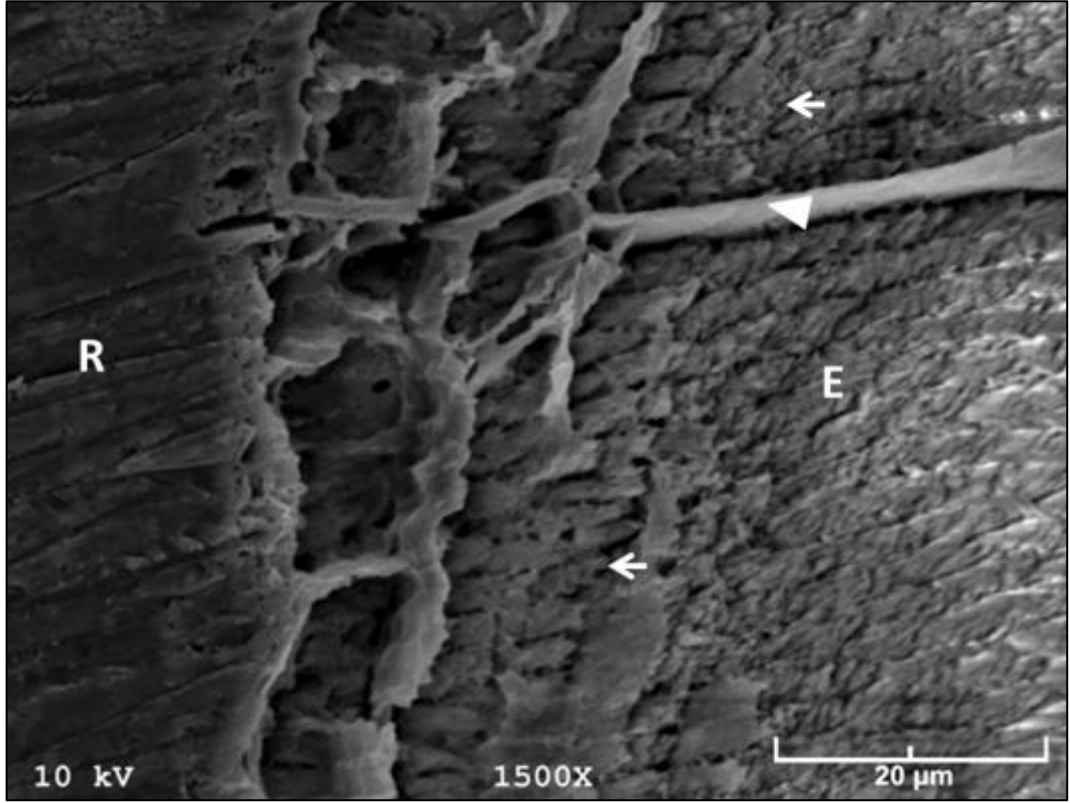
Rezin-mine arayüzlerinin SEM görüntüleri Şekiller 9-16 'da gösterilmiştir. Bu tez çalışmasında, Er,Cr:YSGG lazerin farklı güç ve frekans parametreleri ile uygulanmasının, rezin-mine arayüzünde yol açtığı mikromorfolojik bulgular SEM ile değerlendirildi. Bulgularımıza göre en düzenli ve hatasız arayüz, aşındırıcı kağıt ile yüzey hazırlığı yapılan grupta görülürken (Resim 1), frez kullanılan grupta da yüzey altı çatlaklar görüldü (Resim 2). Er,Cr:YSGG lazerin, rezin-mine arayüzünde dikey ve yatay yüzey altı mikro çatlaklar meydana getirdiği görüldü. En az seviyede yüzey altı hasar 3 W – 50 Hz lazer grubunda görüldü (Resim 8). Diğer taraftan, diğer lazer gruplarında şiddeti çıkış gücüne bağlı olarak değişen seviyelerde yüzey altı hasarı tespit edildi (Resimler 3-5). Diğer taraftan 3 W lazer gruplarında da yüzey altı hasarı mevcut ilen, frekansın artmasının, hasarın azalmasına neden olduğu anlaşıldı (Resimler 6-8).



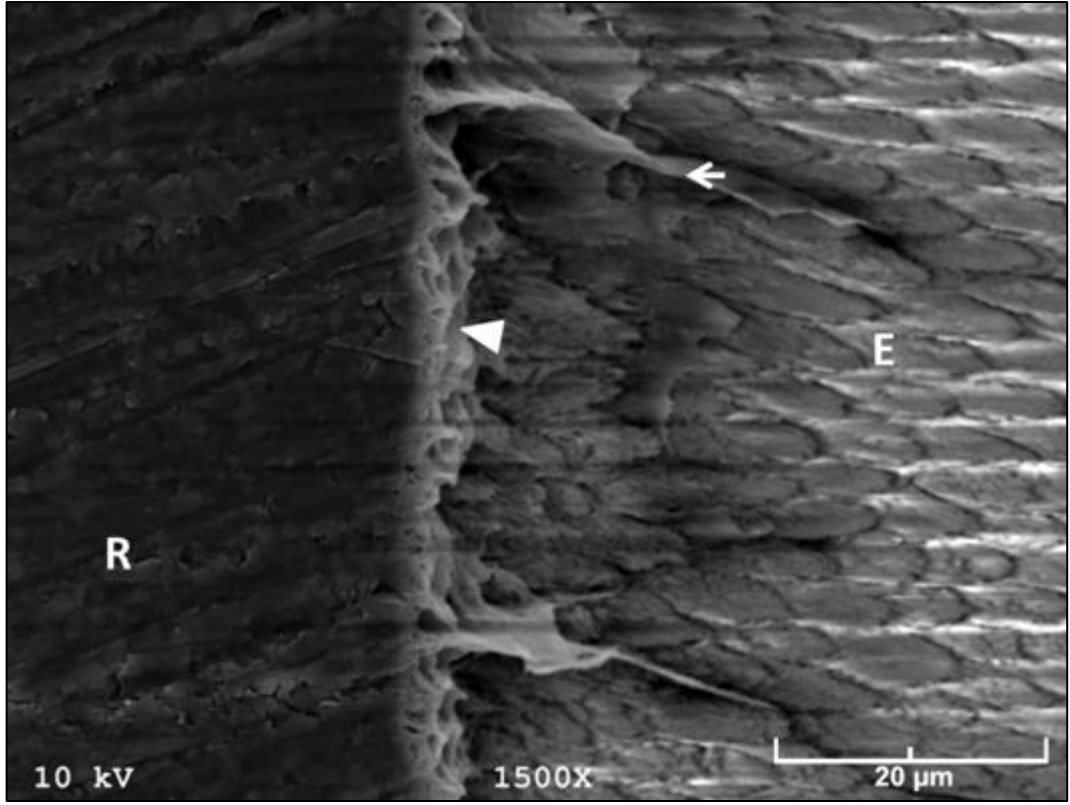
Resim 1. Kontrol (Aşındırıcı kâğıt) grubundaki rezin-mine arayüzüne ait SEM fotoğrafı (1500X). Ok ile rezin taglar gösterilmektedir (R:rezin, E: mine).



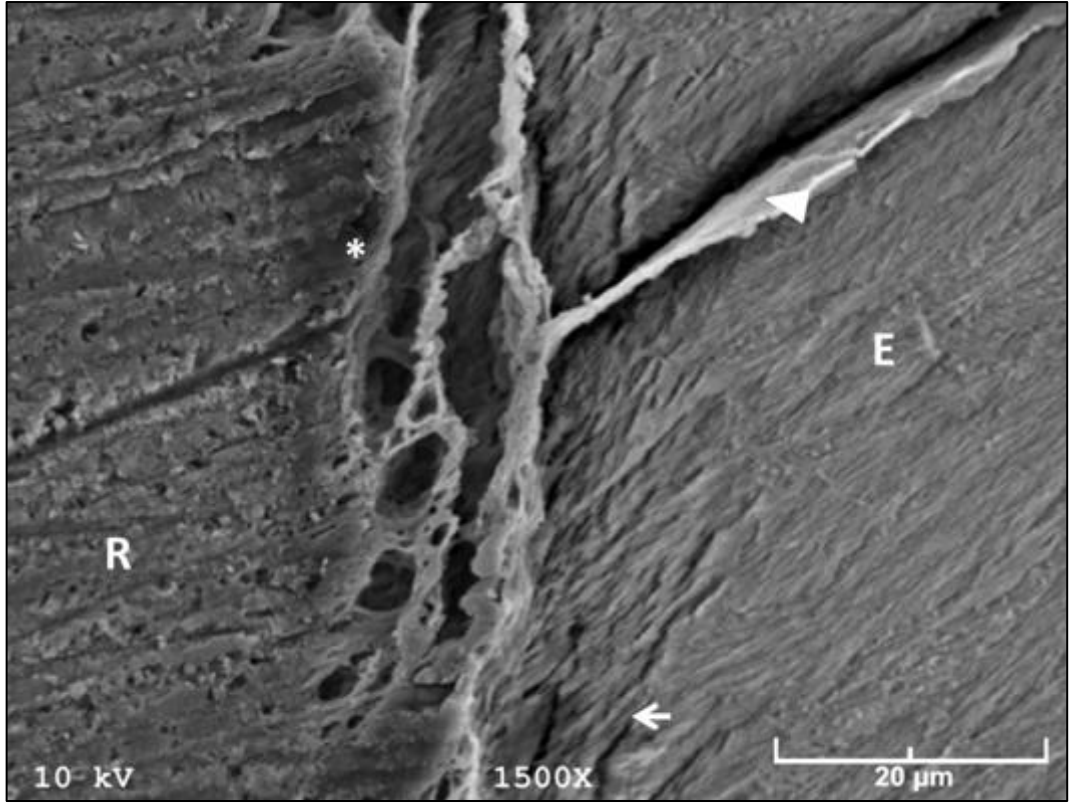
Resim 2. Kontrol (frez) grubundaki rezin-mine arayüzüne ait SEM fotoğrafı (1500X). Ok ile rezin taglar gösterilmektedir. İşaretçi ise arayüzde görülen büyük çatlığa infiltre olduktan sonra polimerize olan rezin yapıyı göstermektedir (R:rezin, E:mine).



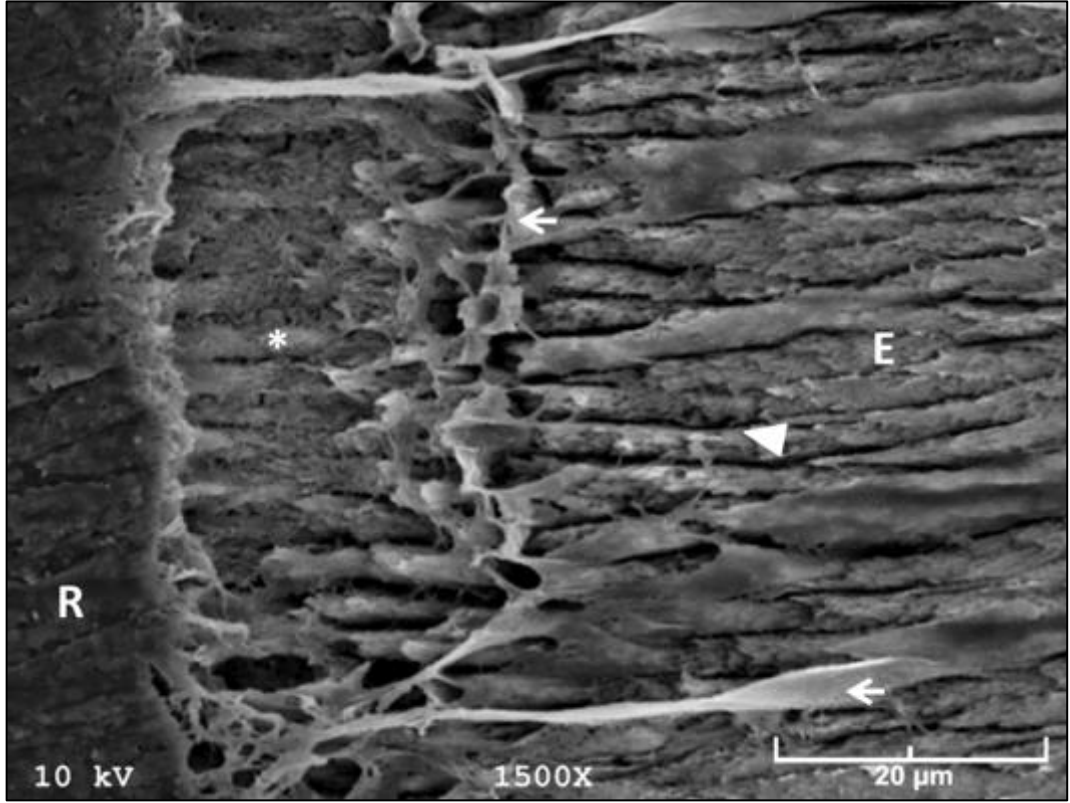
Resim 3. 6 W - 20 Hz lazer grubundaki rezin-mine arayüzüne ait SEM fotoğrafı (1500X). Ok ile rezin taglar gösterilmektedir. Çok sayıda yüzey altı çatlağın var olduğu görülmektedir. İşaretçi arayüzde görülen büyük çatlağa infiltrasyon olduktan sonra polimerize olan rezin yapıyı göstermektedir. Ok işareti mine prizmaları arasındaki mikroçatlakları göstermektedir (R:rezin, E:mine).



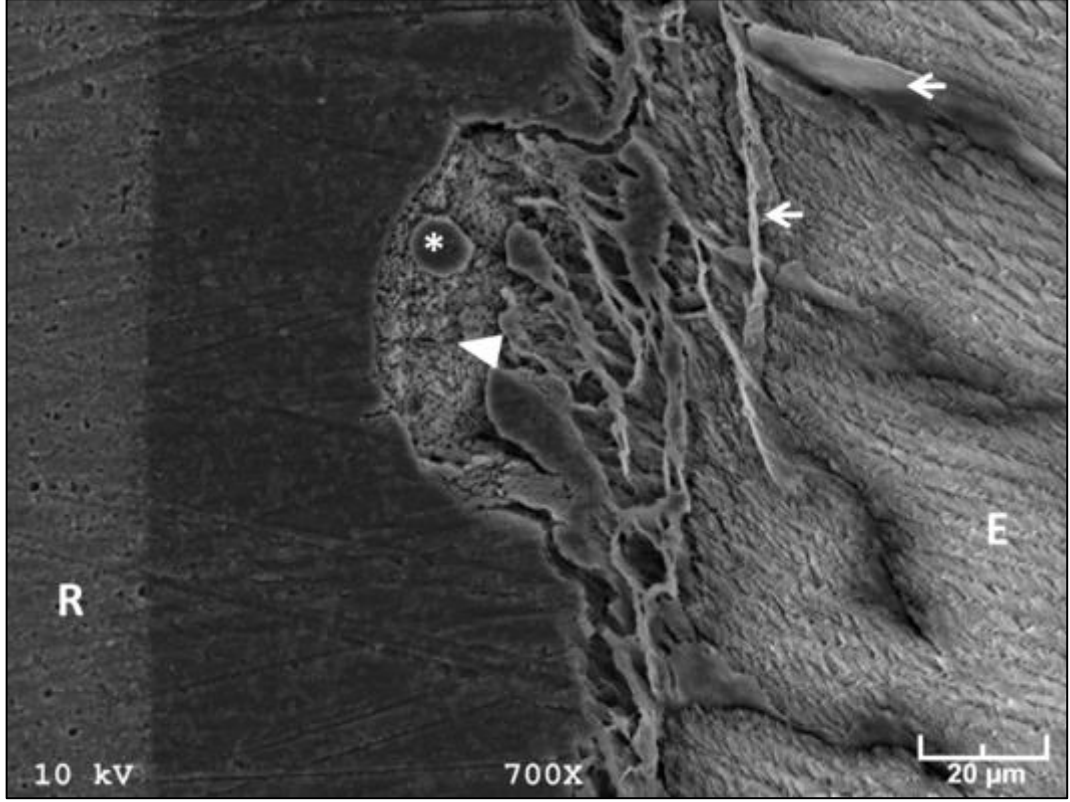
Resim 4. 6 W – 35 Hz lazer grubundaki rezin-mine arayüzüne ait SEM fotoğrafı (1500X). Ok ile rezin taglar gösterilmektedir. Ok işareti ise arayüzde görülen büyük çatlığa infiltre olduktan sonra polimerize olan rezin yapıyı göstermektedir. İşaretçi normal rezin taglar varlığını göstermektedir. (R:rezin, E:mine).



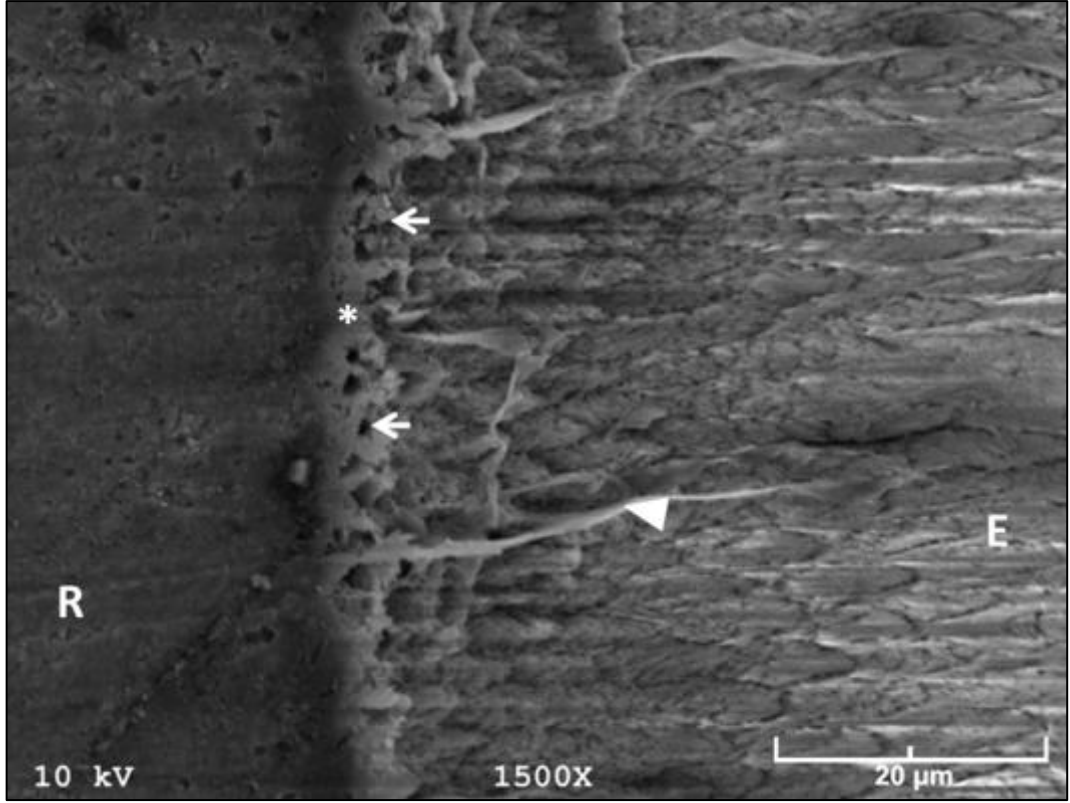
Resim 5. 6 W – 50 Hz lazer grubundaki rezin-mine arayüzüne ait SEM fotoğrafı (1500X). Ok ile mine prizmaları arasındaki mikro çatlaklar gösterilmektedir. İşaretçi ise arayüzde görülen büyük çatlağa infiltre olduktan sonra polimerize olan rezin yapıyı göstermektedir. Arayüz sağlam olmasına karşın (*), yüzey altı çatlak hala mevcuttur (R:rezin, E:mine).



Resim 6. 3 W – 20 Hz grubundaki rezin-mine arayüzüne ait SEM fotoğrafı (1500X). Ok ile yüzey altı çatlaklar alanları görülmektedir. Mine fragmanının koptuğu görülmektedir (*). İşaretçi ise mine prizmaları arasındaki mikro çatlakları göstermektedir (R:rezin, E:mine).



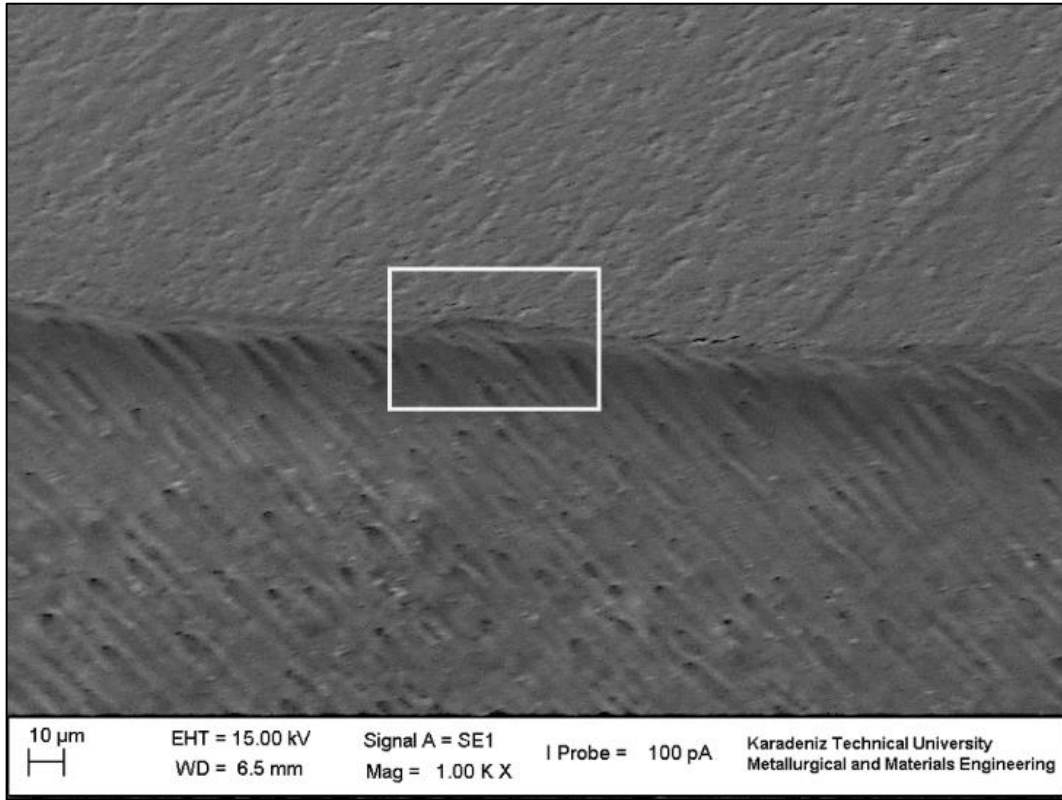
Resim 7. 3 W – 35 Hz lazer grubunda rezin-mine arayüzüne ait SEM fotoğrafı (700X). Ok ile rezin taglar gösterilmektedir. İşaretçi ise arayüzde kalan mine fragmanını göstermektedir. Oklar ise yüzey altı çatlakları göstermektedir (R:rezin, E:mine).



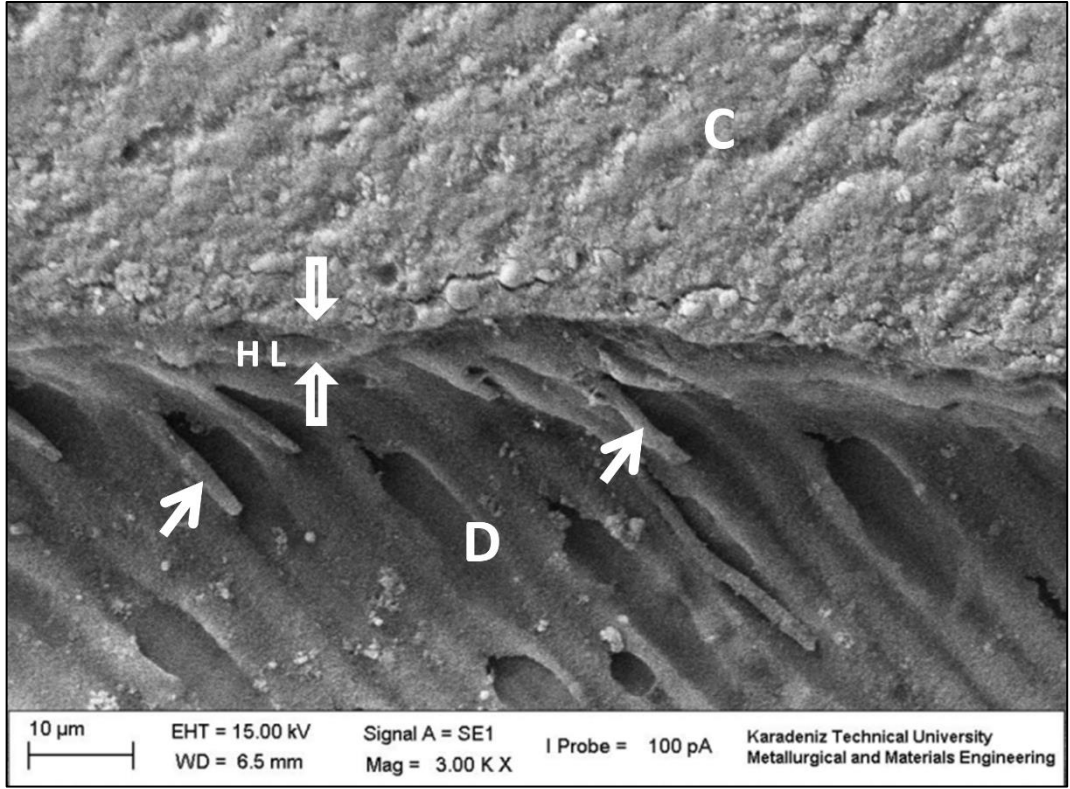
Resim 8. 3 W – 50 Hz grubundaki rezin-mine arayüzüne ait SEM fotoğrafı (1500X). Ok ile rezin taglar gösterilmektedir. Resin-mine arayüzünün sağlam olduğu görülmektedir. İşaretçi ise arayüzde görülen çatlaklara infiltre olduktan sonra polimerize olan rezin yapıyı göstermektedir. Bu yapıların genişliği ve derinliği diğer gruptakilere göre daha ufak olduğu görülmektedir. (R:rezin, E:mine).

6.3.2. Rezin-Dentin Arayüzü Bulguları

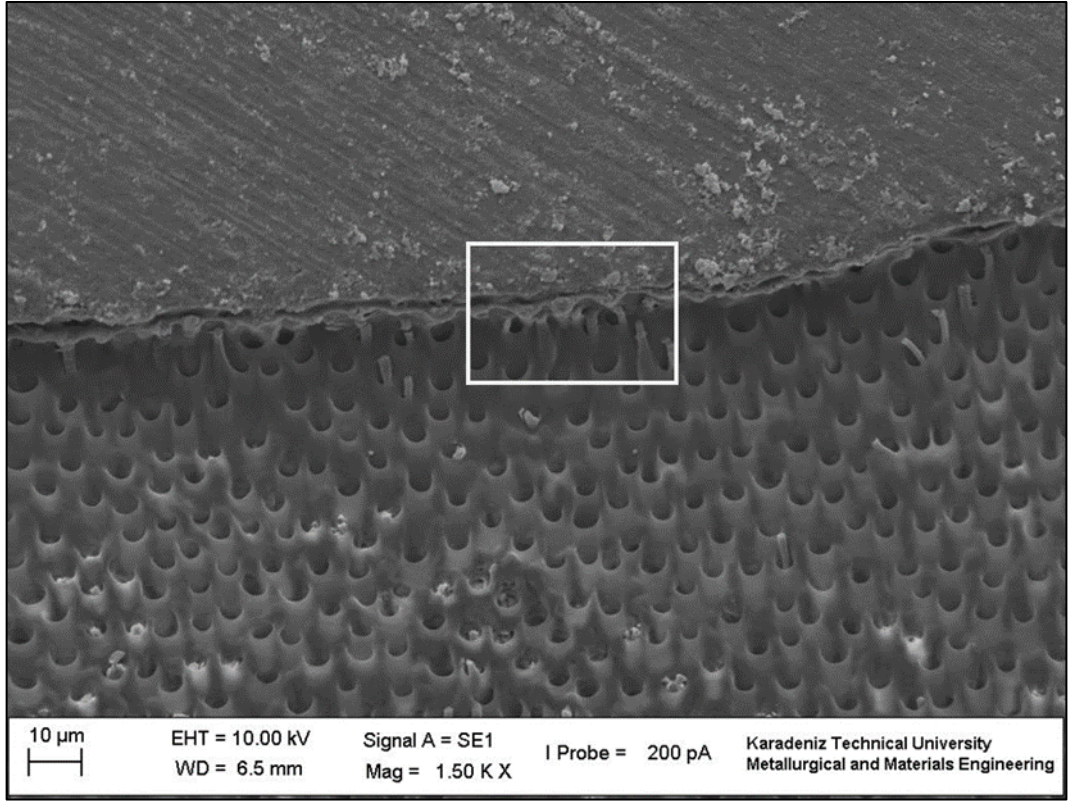
Rezin-dentin arayüzlerinin SEM görüntüleri Şekiller 17–30 ‘da gösterilmiştir. Kontrol grubunda, hibrit tabakanın altında düzgün rezin taglar görüldü. Bu grubun SEM fotoğraflarında hibrit tabakanın normal ve arayüzde açıklık (gap) olmadığı tespit edildi (Resimler 9 ve 11). Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış gruplarda, rezin-dentin arayüzünde genel olarak açıklıklar (Resimler 13, 15 ve 19) ve rezin tagların etrafında, lazer uygulamalarının, rezin-dentin arayüzünde meydana getirdiği karakteristik mikromorfolojik bir özellik olan halkamsı yapılar görüldü. Bu tip rezin taglar tüm lazer gruplarda görüntülendi.



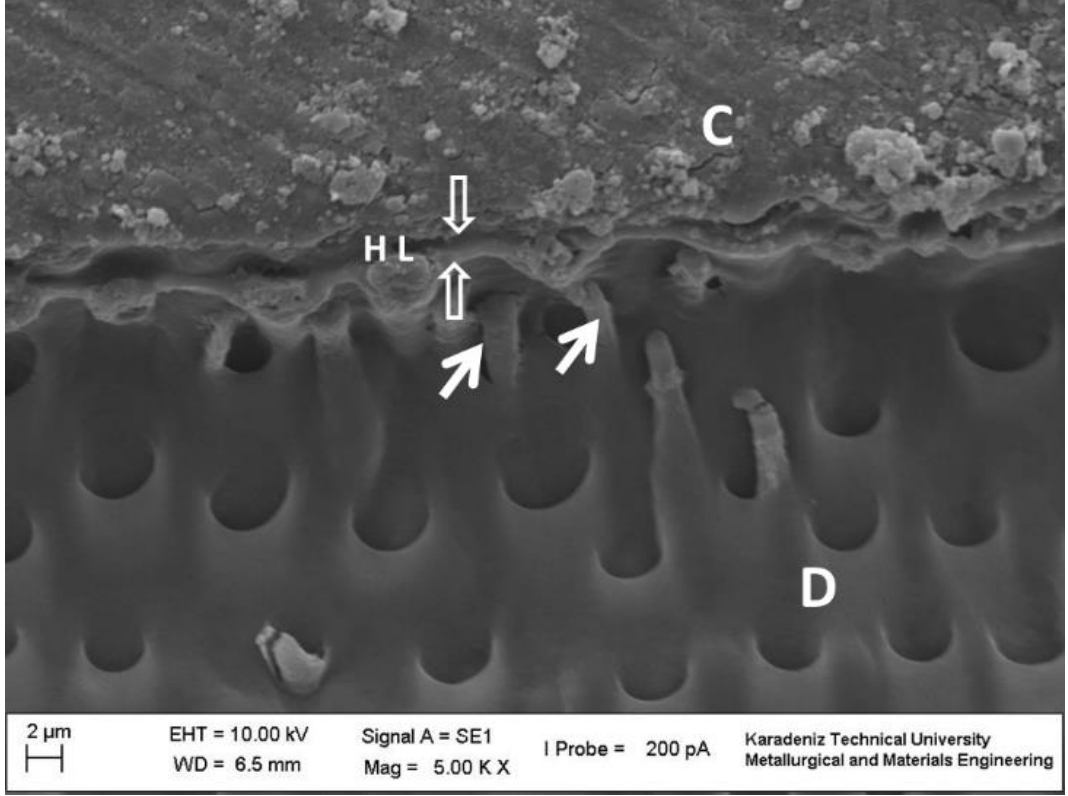
Resim 9. Kontrol (Aşındırıcı kağıt) grubundaki rezin-dentin arayüzüne ait SEM fotoğrafı (1000X).



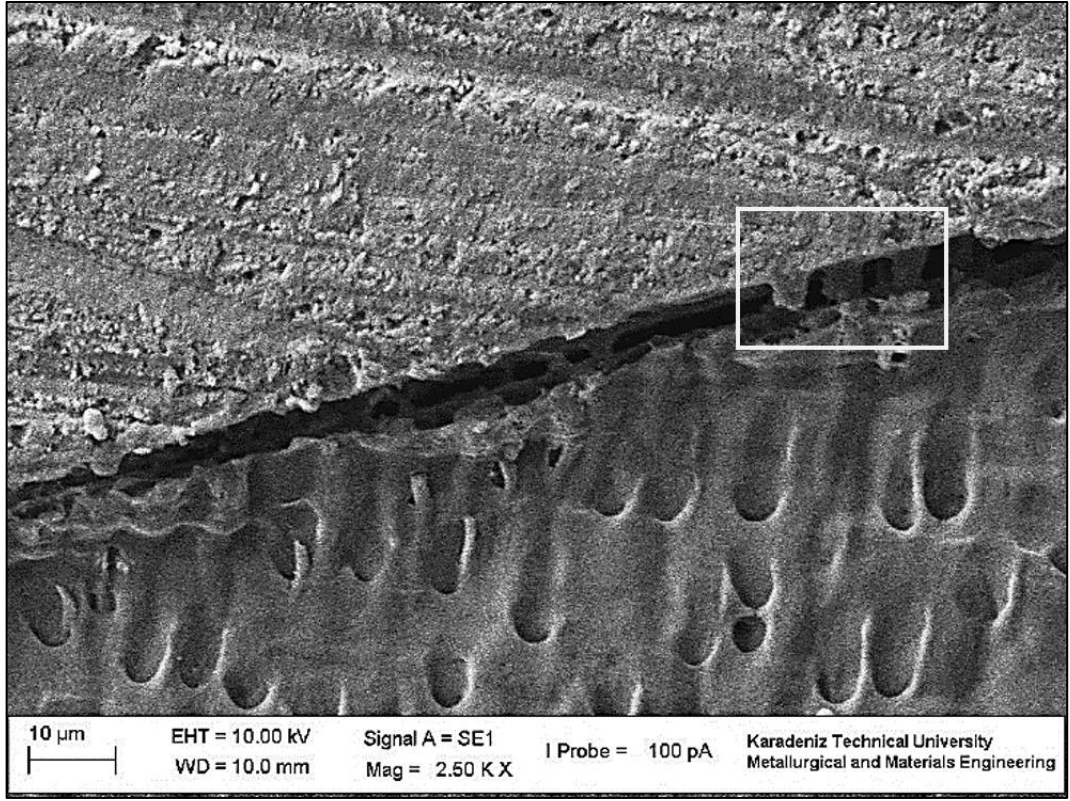
Resim 10. Önceki SEM fotoğrafında görülen beyaz kutucuk içindeki alan görülmektedir. Kontrol (Aşındırıcı kağıt) grubundaki rezin-dentin arayüzüne ait SEM fotoğrafı (3000X). İçi boş oklar arasında hibrit tabaka görülmektedir. Beyaz oklar normal yapıdaki rezin tagları göstermektedir (H L: Hibrit tabakası, C: Kompozit, D: Dentin).



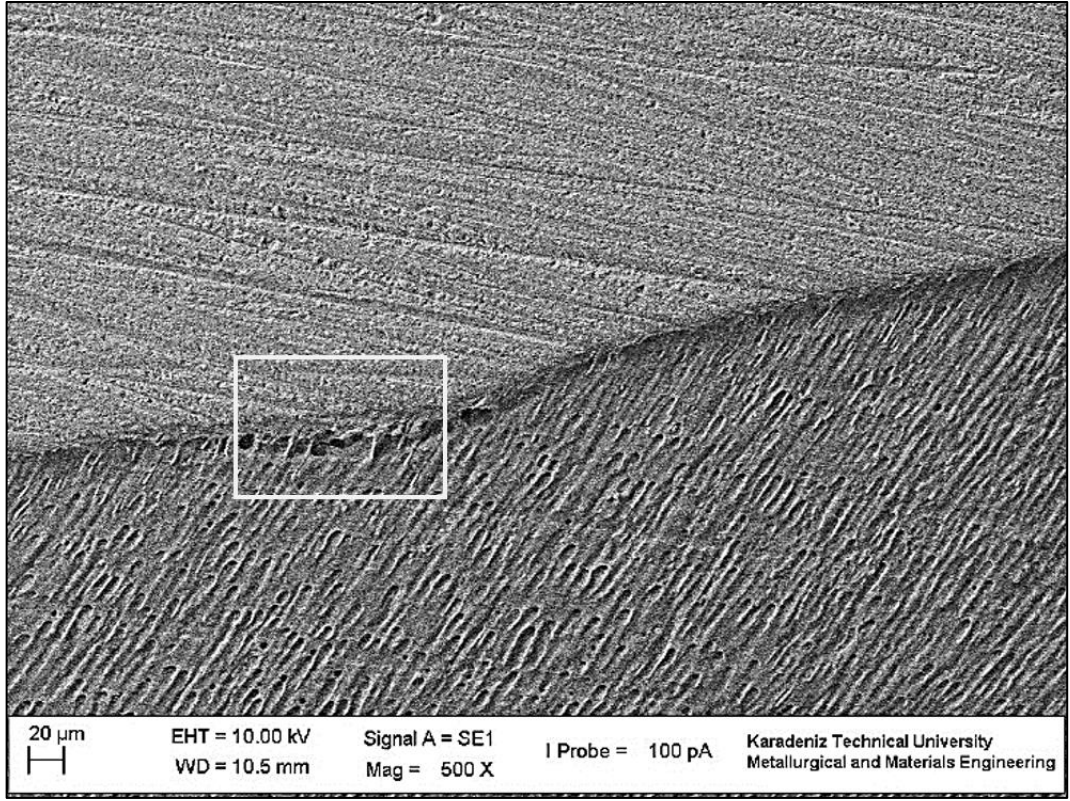
Resim 11. Kontrol (Aşındırıcı kağıt) grubundaki rezin-dentin arayüzüne ait SEM fotoğrafı (1000X).



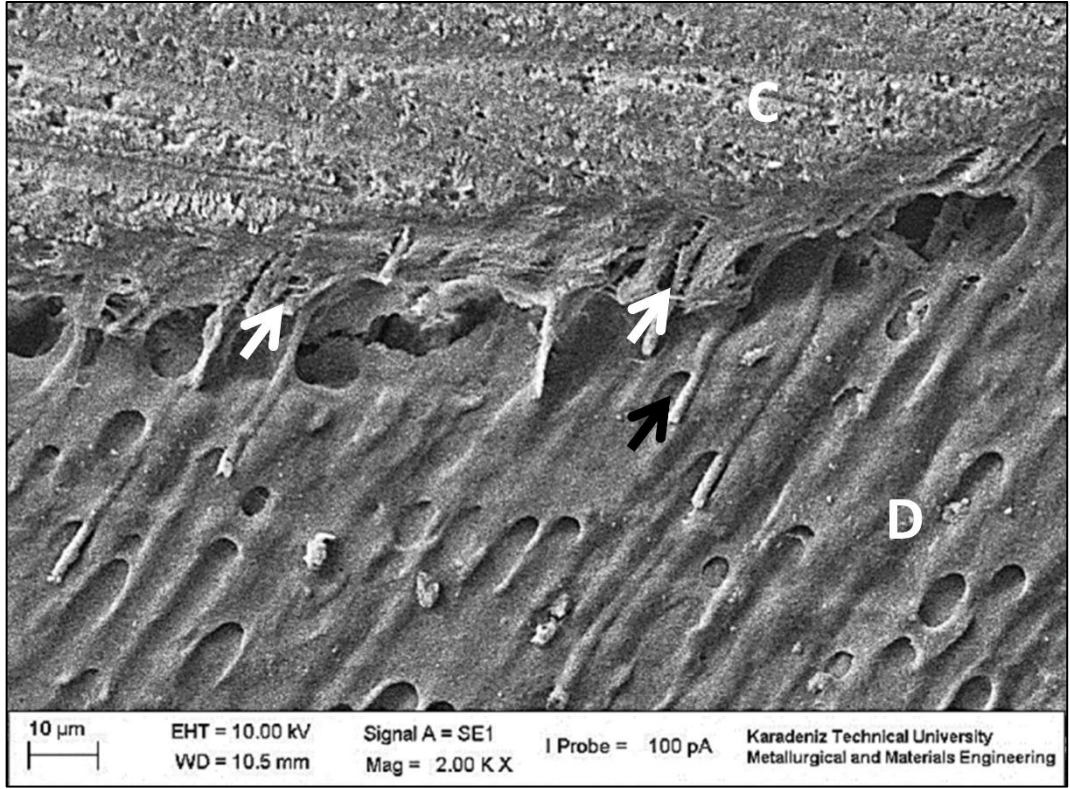
Resim 12. Önceki SEM fotoğrafında görülen beyaz kutucuk içindeki alan görülmektedir. Frez grubundaki rezin-dentin arayüzüne ait SEM fotoğrafı (5000X). İçi boş oklar arasında hibrit tabaka görülmektedir. Beyaz oklar normal yapıdaki rezin tagları göstermektedir (HL: Hibrit tabakası, C:Kompozit, D: Dentin).



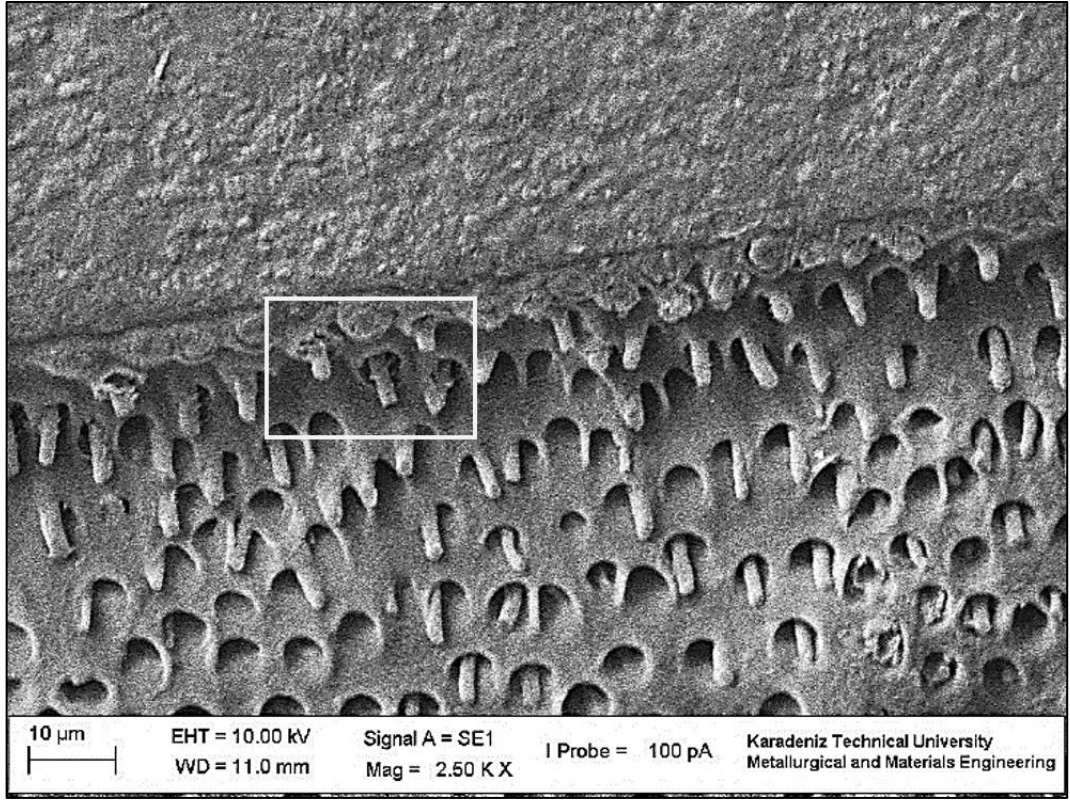
Resim 13. 3 W – 20 Hz lazer grubundaki rezin-dentin arayüzüne ait SEM fotoğrafı (2500 X).



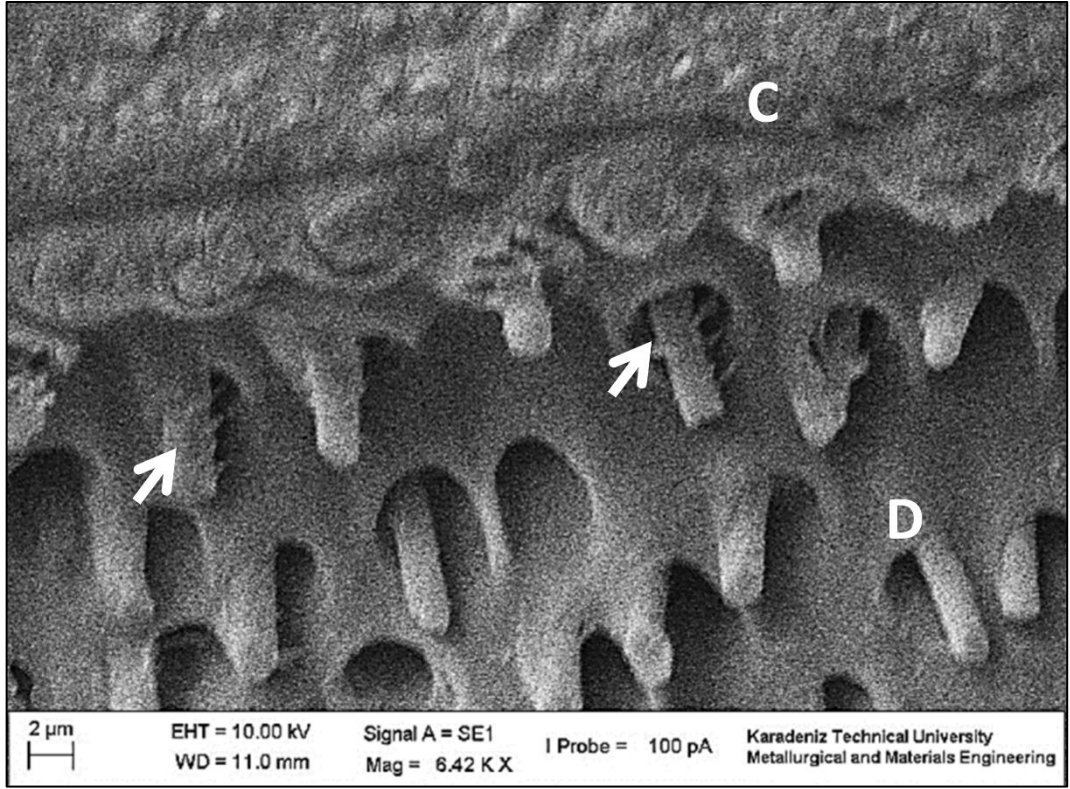
Resim 15. 3 W – 35 Hz lazer grubundaki rezin-dentin arayüzüne ait SEM fotoğrafı (500 X).



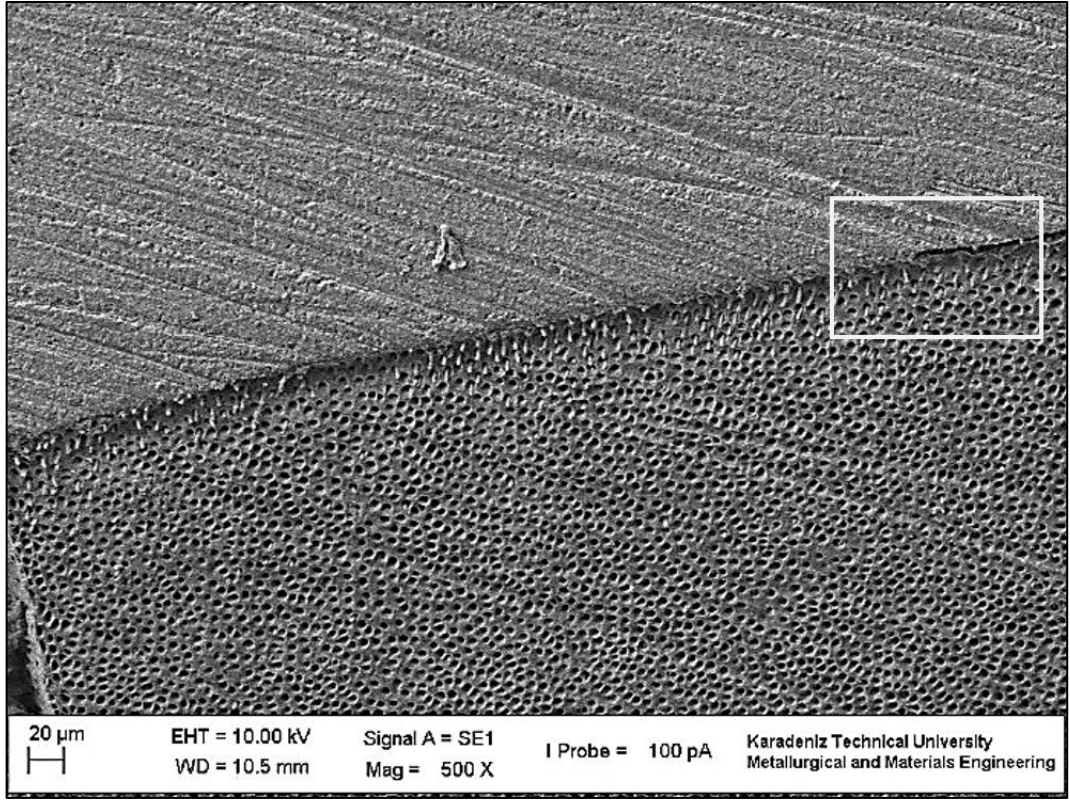
Resim 16. 3 W – 35 Hz lazer grubundaki rezin-dentin arayüzüne ait SEM fotoğrafı (2000 X). Önceki SEM fotoğrafında görülen beyaz kutucuk içindeki alan görülmektedir. Etrafında halkamsı yapılar bulunan rezin taglar görülmektedir (beyaz oklar) (C:Kompozit, D:Dentin).



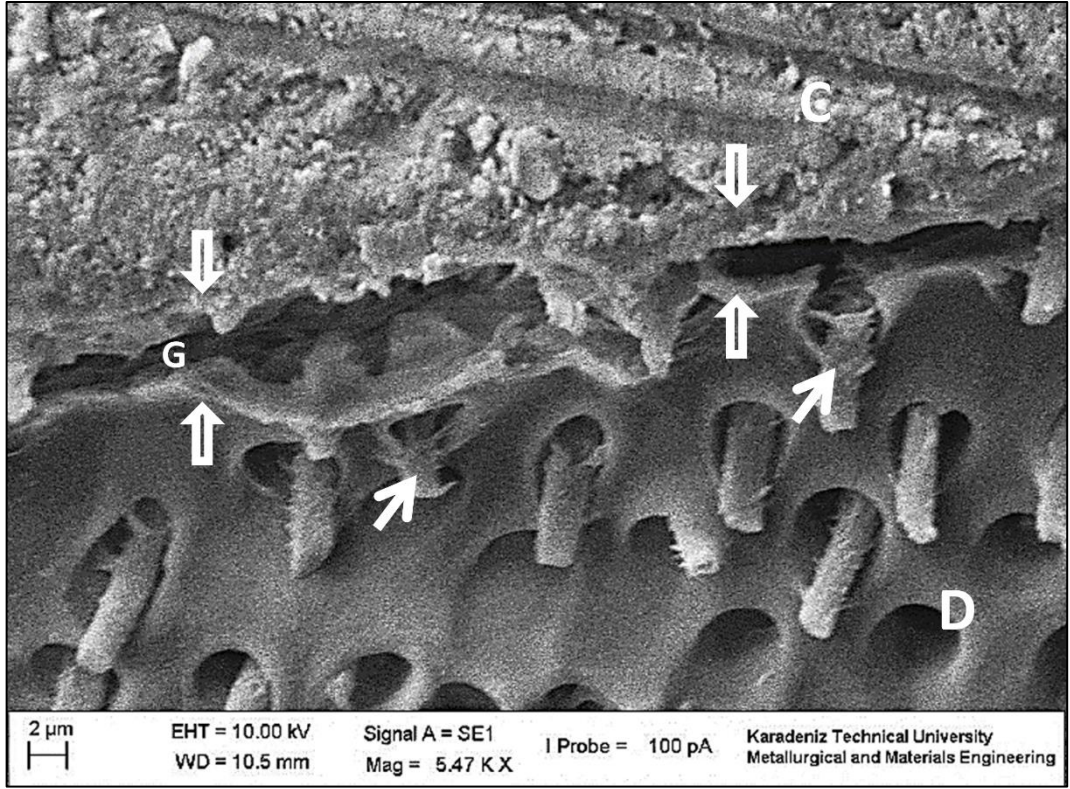
Resim 17. 3 W – 50 Hz lazer grubundaki rezin-dentin arayüzüne ait SEM fotoğrafı (2500 X).



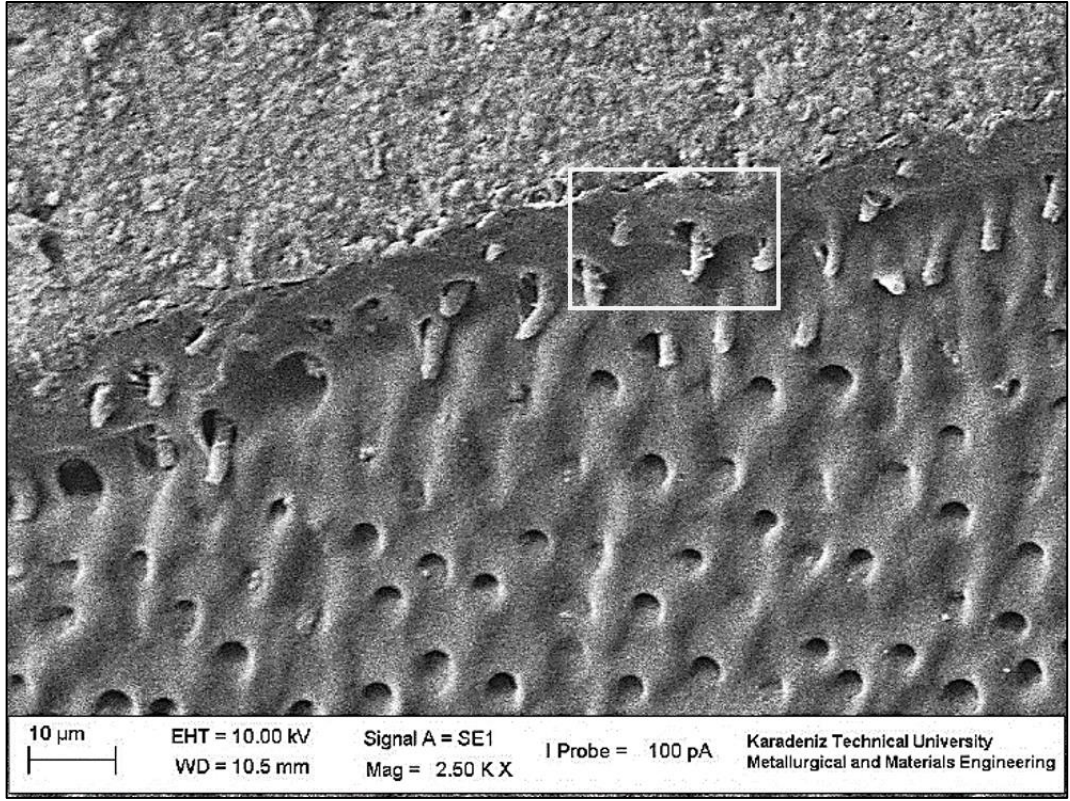
Resim 18. 3 W – 50 Hz lazer grubundaki rezin-dentin arayüzüne ait SEM fotoğrafı (6000 X).Önceki SEM fotoğrafında görülen beyaz kutucuk içindeki alan görülmektedir. Etrafında halkamsı yapılar bulunan rezin taglar görülmektedir (C:Kompozit, D:Dentin).



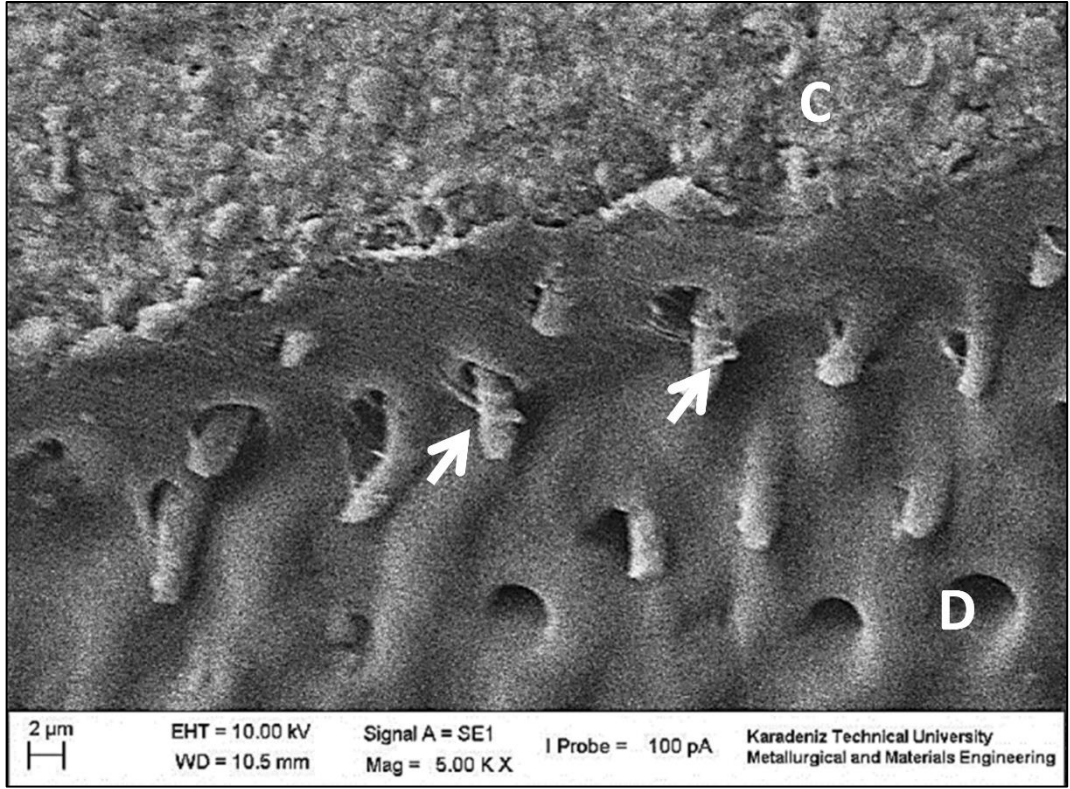
Resim 19. 1.5 W – 20 Hz lazer grubundaki rezin-dentin arayüzüne ait SEM fotoğrafı (500 X).



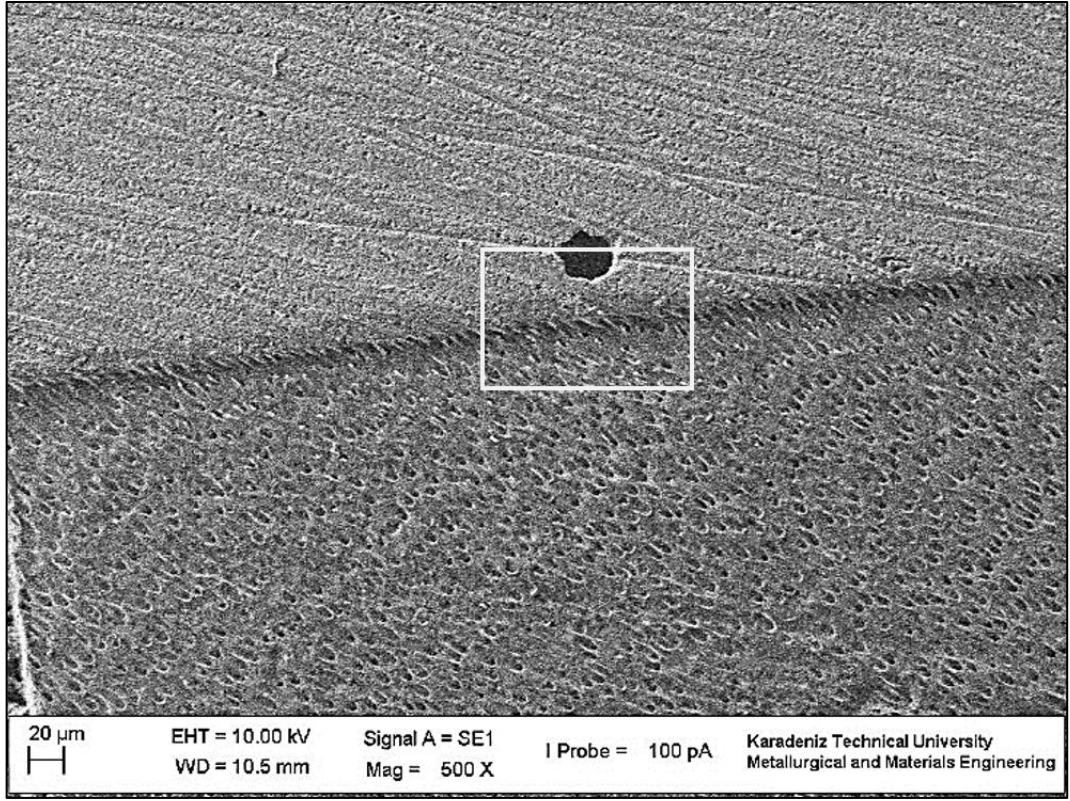
Resim 20. 1.5 W – 20 Hz lazer grubundaki rezin-dentin arayüzüne ait SEM fotoğrafı (5000 X).Önceki SEM fotoğrafında görülen beyaz kutucuk içindeki alan görülmektedir. Lazer uygulanmış dentin ile rezin adezivin arayüzde meydana gelen açıklık görülmektedir (içi boş oklar). Resin tagların etrafında halkamsı yapılar vardır (beyaz oklar) (G: açıklık, C:Kompozit, D:Dentin).



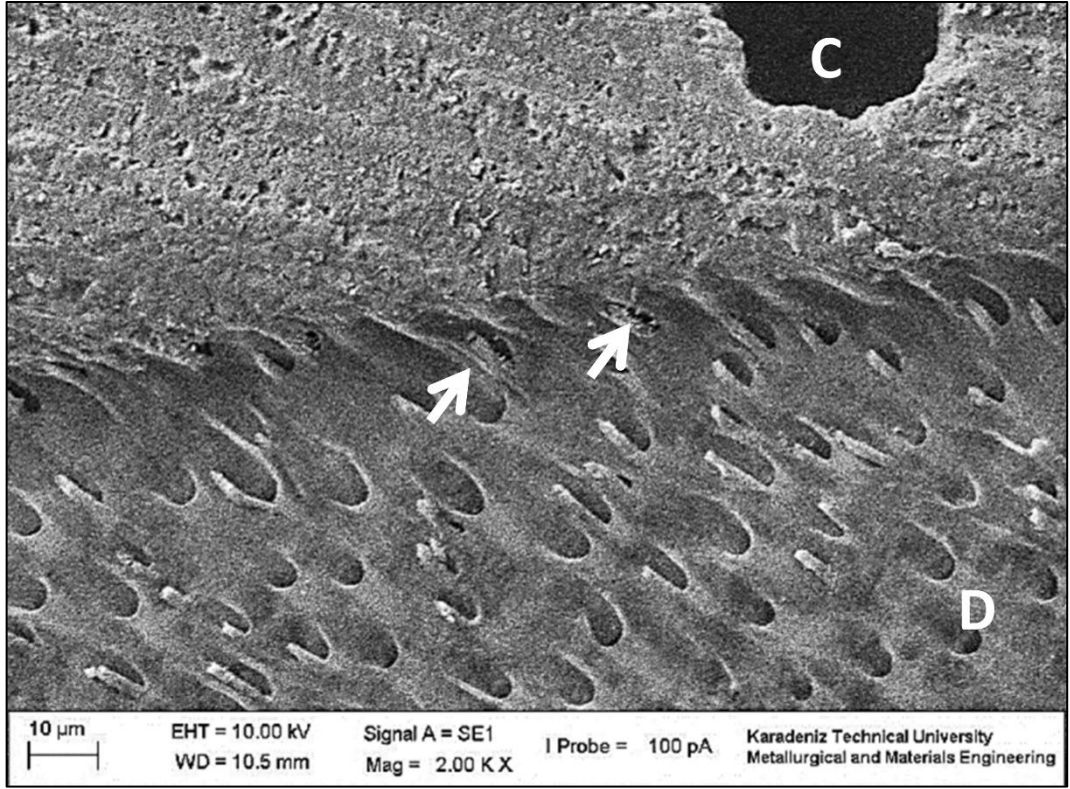
Resim 21. 1.5 W – 35 Hz lazer grubundaki rezin-dentin arayüzüne ait SEM fotoğrafı (2500 X).



Resim 22. 1.5 W – 35 Hz lazer grubundaki rezin-dentin arayüzüne ait SEM fotoğrafı (5000 X). Önceki SEM fotoğrafında görülen beyaz kutucuk içindeki alan görülmektedir. Resin tagların etrafında halkamsı yapılar vardır (beyaz oklar) (C:Kompozit, D:Dentin).



Resim 23. 1.5 W – 50 Hz lazer grubundaki rezin-dentin arayüzüne ait SEM fotoğrafı (500 X).



Resim 24. 1.5 W – 50 Hz lazer grubundaki rezin-dentin arayüzüne ait SEM fotoğrafı (2000 X). Önceki SEM fotoğrafında görülen beyaz kutucuk içindeki alan görülmektedir. Arayüzde açıklık görülmemesine karşın, rezin tagların etrafında halkamsı yapılar vardır (beyaz oklar) (G: açıklık, C:Kompozit, D:Dentin).

7. TARTIŞMA

Diş sert dokularında, diş çürüğü, travma veya aşınma gibi nedenler ile meydana gelen kayıpların neden olduğu patolojik durumların düzeltilmesinde, farklı daimi restorasyon malzemeleri kullanılmaktadır. Ancak ideal restorasyon malzemesi henüz bulunamamıştır. Günümüzde en çok kullanılan restorasyon malzemeleri amalgam ve onun en önemli alternatifi olan rezin kompozit materyallerdir. Amalgam, yaklaşık 150 yıldır restoratif diş hekimliği alanında bir restorasyon malzemesi olarak kullanılmasına karşılık, diş dokusunda retansiyon sağlanması için belli kavite preparasyonu prensipleri ile uygulanması gerekmektedir. Ancak bu kavite preparasyonu teknikleri önemli miktarda sağlıklı diş dokusunun da çürük doku ile birlikte kaldırılmasına yol açmaktadır. Bunun dışında, amalgamın, dişteki zayıflamış tüberkülleri destekleyememesi, diş dokuları ile estetik uyumunun olmaması, dişte kalıcı renklenmeye neden olması, içeriğindeki cıvanın hasta, hekim ve çevre açısından potansiyel toksisite riski teşkil etmesi gibi bazı önemli dezavantajları bulunmaktadır. Bu sebeplerden dolayı, son yıllarda, amalgam yerine, diş sert doku kayıplarının restorasyonunda daha sık olarak, fiziksel ve adezyon kuvveti özellikleri geliştirilmiş rezin kompozit materyaller kullanılmaktadır.

Rezin kompozit materyaller, artan sıklıkla amalgam yerine diş restorasyonlarında kullanılmasına karşılık, bu materyallerin klinik performansları istenilen seviyede değildir. Kingman ve ark.nın bildirdiğine göre, 2006 yılında Amerika Birleşik Devletlerinde 121 milyon kompozit rezin restorasyon yapılmıştır, buna karşılık ise yapılan amalgam restorasyon sayısı 52,2 milyondur (124). Başka bir araştırmacı ise, bir yılda yapılan restorasyonların yaklaşık yarısının başarısız kompzit restorasyonların tekrarı olduğunu bildirilmiştir (125). Rezin kompozitler, amalgam ile kıyaslandığında, daha yüksek başarısızlık oranlarına, daha fazla rekürrent çürük ve daha fazla tekrar sıklığına sahiptirler (126). Bu bulgular, ideal restorasyon malzemesi ve tekniklerinin henüz bulunamadığını göstermektedir.

Rezin kompozitlerin diş sert dokularındaki retansiyonu, rezin bazlı adeziv sistemler ile sağlanmaktadır. Bir rezin restorasyonun klinik performansı, direk olarak, kullanılan adeziv sistemin başarısı ile bağlantılıdır. Bu nedenle, adeziv diş hekimliğinde sağlanacak olan gelişmeler, ideal restoratif materyallerin bulunması ve gelişmesinde

öncelikli role sahiptir. Buna en tipik örnek, Dr. Buonocore'un, minenin fosforik asit ile pürüzlendirilmesinin uzun süre dayanıklı olan rezin-mine bağlanmasını 1950'lerde keşfetmesinin (75) adeziv diş hekimliğinin başlangıcı olarak kabul edilmesidir. Bu nedenle, kullanılan restoratif materyallerin diş dokusuna bağlanması çok önemli olduğu için, rezin-diş dokusu bağlanmasının kalitesini arttıracak yöntemler ile ilgili bilimsel çalışmalar her geçen gün artmaktadır. Etkili bir rezin-diş dokusu bağlanması, yapılacak restorasyonun başarısının artması ve çürük oluşumuna karşın direncin yükselmesi için gereklidir (83).

Restoratif diş hekimliği pratiğinde kullanılacak yeni bir materyal veya yöntemin, mevcut materyaller veya yöntemler ile kıyaslanması ve olası olumlu veya olumsuz özelliklerinin ortaya çıkartılmasında en önemli değerlendirme testleri, klinik çalışmalardır. Ancak klinik çalışmalarda, günümüz materyallerin klinik performansları arasında anlamlı farkın gösterilmesi için oldukça uzun (5 yıl ve daha fazlası) klinik takip süreleri gerekebilmektedir (127). Bu süre içerisinde piyasada olan ürünler, diş hekimliğinde hızlı gelişen ilerlemeler sonucunda, artık piyasada olmayabilir. Bu durum, klinik araştırmaların zaman sorunu olduğu göstermektedir (128). Buna karşılık, laboratuvar testleri, yeni materyallerin ve tekniklerin hızlı, kolay ve güvenilir bir şekilde incelenmesine olanaksızlamaktadır. Bu şekilde restoratif diş hekimliğinde kullanılan materyallerin veya yöntemlerin seçiminde ve doğru şekilde kullanılmasında diş hekimlerine yol gösterici bilgiler elde edilir (94). Ayrıca, yeni bir materyalin ve tekniğin, hasta üzerinde uygulanmadan önce, laboratuvar da değerlendirilmesi birinci önceliklidir ve etik olarak da gereklidir (129).

Adeziv materyallerin veya tekniklerin, performanslarının değerlendirilmesinin ve karşılaştırılmasının en sık kullanılan metotlarından biri, materyalin veya tekniğin, rezin-mine ve/veya rezin-dentin bağlanma dayanımına etkilerinin ölçülmesidir. Bu ölçümler, mikrogerilim, gerilim veya makaslama bağlanma dayanımı testleri gibi farklı testler ile yapılabilir. Her testin kendine özgün avantaj ve dezavantajları olmasına karşın, bu testlerin birbirleri yerine kullanılması da doğru olmayabilir. Dr. Scherrer bir literatür derlemesinde, kullanılan bağlanma dayanımı testinin, farklı adezivlerin bağlanma dayanımı sıralamasını değiştirdiğini göstermiştir (130). Örneğin, literatürdeki mikrogerilim bağlanma test değerlerinde, Optibond FL isimli adeziv seçilen altı adeziv sistem içinde birinci iken, gerilim ve makaslama bağlanma dayanımı testlerinde ise,

birinci Clearfil SE Bond isimli adeziv olarak bildirilmektedir. Diğer bir örnek ise, makaslama bağlanma test ortalamasında Scotchbond MP Plus ve Prime & Bond NT adezivlerinin gerisinde olan Single Bond adezivi, mikroyerilim bağlanma testinde, bu adezivlerden daha yüksek ortalama bağlanma dayanımı göstermektedir. Bu literatür derlemesi, kullanılan bağlanma dayanımı testinin, materyallerin kıyaslanması üzerinde etkisi olan bir faktör olduğuna işaret etmektedir.

Mikroyerilim bağlanma dayanım testi ile adeziv materyaller ile diş dokuları arasındaki bağlanmanın *in vitro* olarak doğru ve güvenilir ancak, diğer test metotlarına göre pek de pratik olmadan ölçülmesini sağlar. Mikroyerilim bağlanma dayanıklılık testinin günümüzde tercih edilmesinin nedeni, bu yöntemin diğer testlerde kullanılan örneklerle göre daha küçük örnekler kullanılarak adeziv arayüzünün mekanik özelliklerinin (bağlanma dayanıklılığının) ölçülmesine imkân tanınmasıdır. Teknik aynızamanda daha az koheziv kopma meydana gelmesine, çok küçük alanlarda ölçüm yapılmasına, dışın farklı bölgelerinin bağlanma dayanıklılığının değerlendirilmesine ve kopma örneklerin daha sonra mikroskop altında incelenmesine imkân sağlamaktadır (131). Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testinde daha küçük örnekler kullanılması, stresin daha uygundağılmasına ve dolayısıyla da daha gerçekçi ve güvenilir bağlanma değerlerinin elde edilmesine neden olmaktadır. Ayrıca bu şekilde daha yüksek bağlanma dayanımı ortalamaları elde edilir (131).

Bu nedenle, bu tez çalışmasında, farklı Er,Cr:YSGG lazerin çıkış gücü ve atım frekanslarının rezin-mine ve dentin bağlanmasına etkisini değerlendirmek amacıyla, mikroyerilim bağlanma dayanıklılık testi *in vitro* olarak kullanılmıştır. *In vitro* çalışmalarda klinik şartlar hiçbir zaman tam olarak simüle edilmemesi karşın, test edilen tekniklerin ve materyallerin klinik performansı ile ilgili çok önemli bilgiler *in vitro* çalışmalar ile sağlanabilir. Buna en güzel örnek, asitlenmiş dentinin kurutulmasının, demineralize dentin matrisinin kollapsına neden olduğu için, düşük dentin bağlanmasına yol açtığına henüz bilinmediği yıllarda, Dr. Kanca'nın nemli bağlanma tekniğinin rezin-dentin bağlanmasının artırılabilceğini gösterdiği *in vitro* çalışmasıdır (132). Dr. Kanca bu çalışmasında, asit uygulaması sonrasında, adeziv uygulaması öncesinde, dentin yüzeyinin nemli bırakılmasının bağlanmayı arttırdığını bulmuştur. Günümüze geldiğimizde artık bu *in vitro* çalışmanın bulguları tartışmasız olarak kabul görmüş ve

asitle-ve-yıka adezivler kullanıldığında nemli-bağlanma tekniği artık klinik pratikte standart olmuştur.

Mikrogerilim bağlanma dayanıklılık testinde, üzerine kompozit rezin bağlanan diş örnekleri, ya çubuk şeklinde ya da kum saati şeklinde kesilir. Bununla birlikte buteknikte, örneklerin hazırlanması ve kuvvetin uygulanması aşamaları oldukça duyarlıdır. Örneklerin mikro gerilim testine hazırlanması sırasında kesilmesi ve/veya biçimlendirilmesi sırasında, özellikle titreşim nedeniyle bağlanma alanında erken kopma (premature failure) meydana gelebilir. Örneklerin kumsaati şeklinde hazırlanması sırasında bağlanma arayüzde preparasyon yapılması bu riski arttırmaktadır (133). Buna alternatif olarak biçimlendirme yapılmadan hazırlanan çubuk şeklindeki örneklerde daha az travma oluşması ve bağlanma dayanıklılığının 5 MPa gibi düşük değerlere kadar ölçülmesi mümkün olmaktadır (131). Bu nedenle, bu tez çalışmasında mikrogerilim bağlanma dayanımı testinde kullanılacak olan örnekler çubuk şeklinde hazırlanmıştır.

Minimal invaziv diş hekimliği prosedürlerinin giderek daha yaygınlık kazanması, beraberinde lazer gibi daha az invaziv çürük temizleme teknolojilerinin kullanılmasını da arttırmıştır (134). Günümüzde lazer uygulamalarının ardından gerçekleştirilen restoratif uygulamalarda, var olan güncel adeziv sistemler kullanıldığından, lazer uygulamaları sırasında bağlanmaya elverişli yüzeylerin oluşturulması son derece önemli ve gereklidir (135).

Diş sert dokularında lazer uygulanması sonrasında, mevcut adeziv sistemlerin dentine ve mineye bağlanma dayanımlarının nasıl etkilendiği konusunda birçok yayın yapılmıştır. Bu çalışmalarda birçok farklı lazer, farklı lazer parametreleri ile kullanılmıştır (134). Farklı lazer uygulamalarının, diş dokuları üzerine birbirinden farklı etkiler meydana getirdiği bildirilmiş olmasına rağmen, mevcut çalışmalarda kullanılan lazer parametrelerinin ve test yöntemlerinin de farklı olduğu görülmektedir. Bu nedenle, diş sert dokularında lazer kullanımı sonrasında, optimum rezin-dentin ve rezin-mine bağlanma dayanımı sağlayacak uygun parametrelerin tespit edilmesi ve sistemli bir planlama ile elde edilen verilerin literatürle kıyaslanmasına olanak tanıyabilecek standart ve duyarlı bir yöntem kullanılması gereklidir.

Daha önce yapılan çalışmalarda, günümüz adezivlerin, lazer uygulanmış diş sert dokularına bağlanma etkinliklerinin, lazerin dalgaboyuna, çalışma mesafesine, enerji yoğunluğuna, atım süresine, atım frekansı gibi birçok parametreye bağlı olduğu bildirilmiştir. Lazer uygulanmış diş sert dokuları ile adeziv materyaller arasındaki bağlanmanın optimum olmasını sağlayacak sert doku lazer parametrelerinin tespit edilmesi teşvik edilmiştir (11, 136).

Sert doku lazerlerinin, adeziv materyallerin diş dokularına bağlanması geliştirmek amacı ile farklı çalışmalar yapılmıştır. Bazı çalışmalarda lazer uygulaması sonrasında bağlanma yüzeyine uygulanan farklı yüzey düzenleyicilerin etkisi araştırılmıştır. Diğer bazı çalışmalarda ise, kullanılan lazerin, kullanım parametrelerinin değiştirilmesi ile bağlanma dayanımının geliştirilmesi amaçlanmıştır.

Lazer üreticileri, lazer uygulandıktan sonra, bağlanma yüzeyine başka bir düzenleme yapılmadan, adeziv rezinin uygulanabileceğini belirtmelerine karşın, literatürde, lazer uygulaması sonrasında fosforik asit ile yüzeyin düzenlenmediği durumlarda bağlanma dayanımının anlamlı olarak düşük tespit edildiği defalarca bildirilmiştir (107, 109, 137, 138). Bunu bildiren araştırmalar, lazer enerjisinin neden olduğu yüksek ısının, uygulandığı dentinin mekanik özelliklerini düşürdüğünü ve dentin kolajeninin yapısını bozduğunu ileri sürmüşlerdir. Lazerin bağlanma dayanımı üzerindeki bu olumsuz etkisini telafi etmek için lazer uygulanmış yüzeylerin tekrar düzenlenmesi gerektiği ileri sürülmüştür. Bu amaç ile yapılan çalışmalarda, Eguro ve ark., Er:YAG lazer uygulanmış dentinin yüzeyinin fosforik asit ile düzenlenmesinin Clearfil SE Bond isimli adezivin dentine bağlanma dayanımını, yüzey düzenlenmemiş duruma göre, anlamlı arttırdığını bildirmişlerdir (139). Obeidi ve ark., Er,Cr:YSGG lazer uygulaması sonrasında, dentin yüzeyinin ekskavatör ile kazındıktan sonra 30 saniye fosforik asit ile düzenlenmesinin, bağlanma dayanımını koruduğunu bildirmiştir (104).

Diğer araştırmalarda, uygulama mesafesi (11, 136, 140-142), enerji yoğunluğu (5, 143, 144) ve çıkış gücü (113), su soğutmasının varlığı (114), su soğutmasının hızı (145, 146), atım süresi (147-149), atım frekansı (150, 151), gibi lazerin uygulama parametrelerinin değiştirilmesi ile bağlanma dayanımının geliştirilmeye çalışılmıştır.

Lazerin uygulama mesafesi konusunda, Corona ve ark. Er:YAG lazerin dentin bağlanmasını olumsuz etkilememesi için 17 mm uygulama mesafesinin gerektiğini, daha yakın mesafelerin dentin bağlanma dayanımını düşürdüğünü bildirmişlerdir (142). Chimello-Sousa ve ark., uygulama mesafesinin Er:YAG lazerin rezin-mine bağlanması üzerindeki etkisi araştırmıştır. Bulgularına göre tüm Er:YAG lazer uygulamalarının basitleştirilmiş asitle-ve-yıkı tipi adezivinin mineye bağlanmasını, sadece asit uygulanan kontrol grubu ile karşılaştırıldığında anlamlı olarak düşürdüğünü bildirmiştir. Ancak 17 mm uygulama mesafesi, lazer uygulamaları arasında en iyi mine bağlanmasını sağlamıştır (11). Uygulama mesafesinin Er,Cr:YSGG lazerin rezin-mine bağlanmasını etkisini araştıran Başaran ve ark., 1 mm mesafenin en iyi bağlanma dayanımını sağladığını, mesafenin artmasının bağlanma dayanımını düşürdüğünü bildirmişlerdir. Biz de çalışmamız da çalışma mesafesi üretici firmanın da önerdiği şekilde 1 – 1,5 mm olarak ayarlandı.

Enerji yoğunluğu ve çıkış gücü sert doku lazerlerinin ablasyon hızlarını ve neden oldukları olası periferik hasarı direk etkilediğinden, sert doku lazer kullanımı için önemli bir parametredir. Wanderley ve ark., Er:YAG lazerin süt dişi dentini ile rezin bağlanmasını anlamlı olarak düşürdüğünü ve farklı enerji yoğunluğu parametreleri (60 mJ/2 Hz, 80 mJ/2 Hz ve 100 mJ/ 2 Hz) arasında anlamlı fark olmadığını bildirmiştir (143). Wanderley ve ark. başka bir çalışmalarında, Er:YAG lazerin, enerji yoğunluğunun düşük olduğu parametrelerin (60 mJ/2 Hz, 80 mJ/2 Hz) rezin-mine bağlanmasını anlamlı olarak arttırdığını, ancak çalışmada kullanılan en yüksek enerji yoğunluğu olan 100 mJ/2 Hz parametresinin bağlanma dayanımını arttırmadığını bildirmişlerdir

Er,Cr:YSGG lazerin farklı çıkış güçlerinin, dentin bağlanması üzerindeki etkilerini inceleyen çalışma sayısı da oldukça sınırlıdır. Moretto ve ark. sabit frekanta (20 Hz), 2.0, 2.5, 3.0 ve 4.0 W çıkış gücünde Er,Cr:YSGG lazerin bir asitle-ve-yıkı adezivinin dentin bağlanması üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdir. Bulgularına göre tüm lazer grupları bağlanma dayanımını, kontrol grubuna göre neredeyse yarı yarıya düşürmüştür. Ancak lazer grupları arasında anlamlı fark bulunmamıştır (157).

Botta ve ark., Er,Cr:YSGG lazerin su soğutmasının varlığının, çok düşük çıkış gücü uygulandığında (0.25 W, 2.8 J/cm²) üç farklı adezivinin mine dentin bağlanma

dayanımları üzerindeki etkilerini incelemiştir. Bulgularına göre, bu kadar düşük Er,Cr:YSGG lazer enerjisi, asitle-ve-yıka tip adezivin mine ve dentin bağlanma dayanımı su soğutması olmasına rağmen düşürmüştür. Buna karşın, kendinden-pürüzlendirmeli adezivlerin mine ve dentin bağlanma dayanımları, 0.25 W çıkış gücündeki Er,Cr:YSGG lazer uygulamasından etkilenmemiştir (114). Colucci ve ark., Er:YAG lazerin su soğutma hızının, mine ve dentin bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerini değerlendirmişler ve test edilen tüm parametrelerin Er:YAG lazerin mine ve dentin bağlanma dayanımını anlamlı düşürmesini engellemediğini bildirmişlerdir. Buna karşılık soğutma hızının mine bağlanmasını etkilemediğini, ancak 2.0 ml/dk'lık soğutma hızının 1.0 ml/dk ve 1.5 ml/dk hızlarına göre dentin bağlanmasını düşürdüğünü belirtmişlerdir (146).

Atım süresi de lazerin ablasyon yeteneği ve neden olduğu yüzey morfolojisi ile direk bağlantılı bir lazer parametresidir. Fırat ve ark. Er:YAG lazerin, kısa atım sürelerinin (50 μ s, 100 μ s, 120 μ s), mine ve dentin bağlanma dayanımlarını arttırdığını bildirmişlerdir (149). Benzer bir bulgu, Baraba ve ark. tarafından bildirilmiştir. Ancak Baraba ve ark. kısa atım sürelerinin (50 μ s, 100 μ s) kontrol grubuna benzer dentin bağlanma dayanımları sağladığını belirtmişlerdir (148).

Er,Cr:YSGG lazerin diş sert dokularında uygulanmasının, farklı rezin bazlı adeziv sistemlerin dentine ve mineye bağlanma dayanımlarını üzerinde birbirinden farklı etkiler göstermesine karşın, mevcut çalışmalarda kullanılan lazer parametrelerinin ve test metotlarının birbirlerinden farklı olduğu görülmektedir. Er,Cr:YSGG lazerin rezin-dentin ve mine bağlanma dayanımları üzerindeki en olumlu etkiyi gösteren uygun parametrelerin tespit edilmesi gereklidir. Bu nedenle, bu tez çalışmasında ideal mine ve dentin bağlanmasını sağlayan lazer parametrelerinin tespiti amaçlandı.

Güç sabit olmak üzere, atım frekansının artması, atım başına düşen enerjiyi düşürür. Lazerin diş sert dokuları üzerindeki olası termomekanik yan etkileri atım başına düşen enerjiye bağlı olduğundan (35), frekansın artması bu yan etkileri azaltabilir. Bu tez çalışmasında mine dokusu için Er,Cr:YSGG lazer 3 ve 6 W güçler ile kullanıldı. Bulgular, gücün mineye bağlanma dayanımını anlamlı olarak etkilediğini göstermiştir. Önceki çalışmalarda, 20 Hz frekans değeri ile kullanılan Er,Cr:YSGG lazerin 6 W (103), 5.5 W (121), 4.5 W (104), 4 W (106) değerlerinin mine bağlanma

dayanımını anlamlı olarak düşürdüğü bildirilmiştir. Bu tez çalışmasında da 6 W – 20 Hz parametrelerinin diğer araştırmalara benzer şekilde mine bağlanmasını, çalışmada kullanılan her iki kontrol grubu ile karşılaştırıldığında düşürdüğü tespit edilmiştir.

1.25 W (152), 1.5 W (109), 2 W (137), 2.5 W (102) gibi daha düşük Er,Cr:YSGG lazer güçlerinin, bazı çalışmalarda mine bağlanmasını anlamlı olarak düşürdüğü görülmüştür. Buna karşılık bazı çalışmalarda da 2.0 W (105) gücün mine bağlanmasını etkilemediği, bazısında da 1.25 W güç parametresinin frez kontrol grubu ile benzer mine bağlanması sağladığı bildirilmiştir (152). Bu tez çalışmasında da 3 W – 20 Hz parametrelerinin mine bağlanmasını aşındırıcı kâğıt kullanılan gruba göre anlamlı olarak düşürdüğü ancak, frez grubu ile kıyaslandığında mine bağlanmasını etkilemediği tespit edilmiştir.

Er,Cr:YSGG lazerin atım frekansı ile mine bağlanması arasındaki ilişkiye bakıldığında, frekansın anlamlı etkisinin olduğu görülmektedir. 6 W gruplarında frekansın 20 Hz'den 35 Hz'e çıkartılması, mine bağlanmasının anlamlı olarak artmasına neden olmuş ve frez kontrol grubu ile benzer bağlanma dayanımı sağlamıştır. 3 W grupları arasında, frekansın 20 Hz'den 35 Hz'e arttırılması bağlanma dayanımında frez grubuna kıyasla benzer mine bağlanması sağlamış olması ile birlikte, frekansın 35 Hz'den 50 Hz'e çıkartılmasının mine bağlanma dayanımını frez grubuna kıyasla anlamlı olarak yükselttiği tespit edildi. Ne yazık ki, literatürde Er,Cr:YSGG lazerin farklı frekanslarının mine bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi hakkında yayınlanmış bilgi olmadığından, bulguların literatür ile karşılaştırılması yapılamamaktadır.

Er,Cr:YSGG lazerin rezin adeziv sistemlerin dentin bağlanmasını etkileyen sınırlı sayıda çalışma literatürde mevcuttur. Ancak çalışmalarda genel olarak tek bir çıkış gücü değeri ve atım frekansı kullanıldığı görülmektedir. Bu nedenle tek bir çalışmada hem çıkış gücünün hem de atım frekansının rezin-dentin bağlanması üzerindeki etkilerini değerlendiren bir çalışma literatürde mevcut değildir. Özellikle, lazer parametrelerinin ve test metotlarının, bulgular üzerinde önemli etkisinin beklenildiği durumlarda, farklı çalışmaların bulguları arasında yapılan bağlantılar her zaman doğru olmayabilmektedir. Bu nedenle, bu tez çalışmasında Er,Cr:YSGG lazerin farklı güç ve atım frekanslarının rezin-dentin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi amaçlandı.

Literatürde rezin-dentin bağlanma dayanımını içeren araştırmalar incelendiğinde, Er,Cr:YSGG lazerin çıkış gücünün farklı çalışmalarda 0.25-5.0 W gibi oldukça geniş bir aralıkta ancak sabit frekans değeri ile kullanıldığı görülmektedir. Botta ve ark., 0.25 W Er,Cr:YSGG lazerin asitle-ve-yıka adezivin dentin bağlanmasını anlamlı olarak düşürdüğünü, kendinden-pürüzlendirmeli adezivlerin bağlanma dayanımlarını ise etkilemediğini bildirmiştir (114). Bu çalışma Er,Cr:YSGG lazerin 12.5 mJ atım enerjisinin bile dentin bağlanmasını olumsuz etkileyebileceğini gösterdiğinden dikkat çekici bir çalışmadır. Bizim çalışmamızda dentinde kullanılan en düşük çıkış gücü 1.5 W'tır. Ancak atım frekansının 50 Hz olduğu durumda, atım enerjisi 30 mJ gibi oldukça düşük bir değere inmektedir. Bu tez çalışmasında da, bu atım enerjisinin ve güç değerinin dentin bağlanmasını olumsuz etkilediği tespit edildi. Bunun dışında, düşük çıkış gücü kullanan Er,Cr:YSGG lazer çalışmaların geneli de bizim bulgularımızı desteklemektedir. Ramos ve ark. 1.5 W – 30 Hz Er,Cr:YSGG lazer enerjisinin, asitle-ve-yıka adezivin dentin bağlanmasını düşürdüğünü bildirmişlerdir (153). Ansari ve ark. 1 W – 20 Hz Er,Cr:YSGG lazer enerjisinin, asit pürüzlendirme olmadan, etc-and-rinse adeziv uygulandığında dentin bağlanmasını olumsuz etkilediğini belirtmişlerdir (107).

Er,Cr:YSGG lazerin dentin bağlanması üzerindeki etkileri değerlendiren mevcut çalışmaların bulguları arasında tutarsızlıklar olduğu görülmektedir. Adebayo ve ark.(121), Shahabi ve ark.(122), 3.5 W – 20 Hz Er,Cr:YSGG lazer parametrelerinin dentin bağlanma dayanımını etkilemediğini belirtmelerinde karşın, aynı parametrelerin bağlanmayı düşürdüğü Carvalho ve ark. tarafından bildirilmiştir (154). Bununla birlikte, Tarcin ve ark. 3.0 W'ın (116), Cardoso ve ark. 4.0 W'ın (112), Ferreira ve ark. 4.0 W'ın (120), rezin adezivlerin dentin bağlanmasını anlamlı olarak düşürdüğünü belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da 1.5 W ve 3.0 W çıkış güçleri 20 Hz sabit frekansta kullanıldığında her ikisinin de dentin bağlanmasını olumsuz etkilediği tespit edilmiştir.

Er,Cr:YSGG lazerin atım frekansının, rezin-dentin bağlanmasını nasıl etkilediğini değerlendiren bir çalışma ulaşabildiğimiz kadarıyla literatürde henüz mevcut değildir. Ayrıca, farklı güç ve farklı atım frekanslarının, rezin-dentin bağlanmasını nasıl etkilediği değerlendiren bir çalışma da mevcut değildir. Buna karşın, Er:YAG lazerin atım frekansının, rezin-dentin bağlanmasını nasıl etkilediğini değerlendiren sınırlı sayıda da olsa bazı çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmaların birinde Aizawa ve ark. Er:YAG lazeri

1.0 W sabit çıkış gücünde ve üç farklı frekans (10, 20 ve 30 Hz) ile kullanmışlardır. Aizawa ve ark., frekansın yüksek olmasının, lazerin dentin yüzeyin meydana getirdiği lazerden olumsuz etkilenmiş tabakanın daha ince olmasını sağladığını ileri sürmüşlerdir. Diğer taraftan, frekansın artmasının ablasyon hızının artmasına da katkı da bulunacağını ileri sürmüşlerdir. Ancak, çalışmalarının bulgularına göre lazer enerjisi, kullanılan adezivin dentine bağlanmasını anlamlı olarak düşürmüş ve frekansın artmasının bağlanmayı olumsuz etkilemiştir. Diğer bir çalışma ise Goncalves ve ark. tarafından yapılmıştır. Goncalves ve ark., çıkış gücünü sabit tutmadan, sabit atım enerjisi (80 mJ) ile Er:YAG lazerin 1 Hz, 2 Hz, 3 Hz ve 4 Hz atım frekanslarının dentin bağlanması üzerindeki etkisini incelemişlerdir (151). Bu araştırmanın bulgularına göre dentin bağlanması kontrol grubunda anlamlı olarak yüksek iken, frekansın bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı etkisi olmamıştır (155). Bizim çalışmamızda, 20 Hz, 35 Hz ve 50 Hz olmak üzere üç farklı frekans, 1.5 W ve 3.0 W olmak üzere iki farklı sabit çıkış gücü ile kullanılan Er,Cr:YSGG lazer enerjisinin, dentin bağlanma dayanımına etkisi değerlendirildi. Çalışmanın sonucunda tüm lazer gruplarının, kontrol grubuna göre dentin bağlanma dayanımını anlamlı olarak düşürdüğü görülmüştür. Frekansın veya çıkış gücünün değişmesi, lazerin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini değiştirmemiştir.

Bu tez çalışmasının bulgularına göre, hem dentin hem de minede rezin bağlanmasını olumsuz etkilemeyen Er,Cr:YSGG lazerin ideal güç ve atım frekansı değerleri tespit edilememiştir. 3.0 W ve 6.0 W çıkış gücü grupları arasında atım frekansının 20 Hz'den 35 Hz'e yükseltilmesi, frez grubunun mine bağlanmasına benzer, mine bağlanması sağladı. Ayrıca 3.0 W gruplarında, minede frekansın 50 Hz'e yükseltilmesi, bağlanma dayanımını daha da arttırarak, frez grubundan anlamlı olarak daha başarılı olmasını sağlamıştır. Ancak, dentinde ise tüm lazer grupları, kontrol gruplarına göre bağlanma dayanımını anlamlı olarak düşürmüştür. Minede frekansın artması ile bağlanma dayanımında elde edilen gelişmenin sebebi, frekansın artması ile atım başı düşen enerjisinin azalması, dolayısıyla, lazer enerjisinin neden olduğu termo-mekanik yan etkilerin daha azalması olabilir. Bağlanma dayanımının frez grubundan anlamlı olarak yüksek çıktığı 3 W – 50 Hz grubuna ait SEM fotoğraflarında, diğer gruplara kıyasla daha az yüzey altı hasarı görülmüştür. Yapılan lazer uygulamasının mine yüzeyinde pürüzlülüğü arttırdığı daha önceki yayınlarda belirtilmiştir (156). Lazer

uygulamasının sağladığı artmış yüzey pürüzlülüğüne ilaveten, uygulanan asit-etching işlemi, toplam yüzey alanını önemli oranda arttırmış olacağından, bu grupta, sınırlı yüzeyaltı hasarı da olduğundan, kontrol grubuna göre anlamlı yüksek mine bağlanması sağlanmış olabilir.

Lazerin dentinde uygulanmasında, test edilen çıkış gücü ve atım frekanslarının değiştirilmesinin, bağlanma dayanımının, kontrol grubuna göre daha düşük olmasında bir etkisi olmamasının nedeni, dentinin kolajen yapısının, çok düşük atım enerjisine karşı bile dayanıksız olması olabilir. Daha önceki bir çalışmada, Botta ve ark., 0.25 W – 20 Hz (12.5 mJ atım başı enerji) parametreleri ile uygulanan Er,Cr:YSGG lazerin Single Bond 2'nin dentin bağlanmasını anlamlı olarak düşürdüğünü bildirmişlerdi (114). Bizim çalışmamızda frekansın 50 olması durumunda en düşük atım başı enerji 30 mJ'dür. Bu değer de, dentinin kolajen yapısını bozarak, dentin bağlanmasını düşürebilecek bir değer olabilir. Önceki çalışmalarda, Ceballos ve ark. (68), Er:YAG lazerin 180 mJ atım enerjisinin, Moretto ve ark. (157) ise Er:YAG lazerin 62.5 mJ atım enerjisinin, rezin-dentin arayüzündeki dentin kolajenlerinin yapısı üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdi. Bu çalışmaların bulgularına göre araştırmacılar, bu parametrelere göre uygulanan Er:YAG lazerin, dentine lazer uygulaması sonrasında asit-etching uygulansa bile, hibrit tabakanın altındaki sağlan dentinin kolajen yapısının bozulduğunu bildirmişlerdi. Ancak bu çalışmalarda kullanılanlardan daha düşük atım enerjilerinin kolajenin yapısını bozabileceği hipotezinin, geçirimli elektron mikroskobu kullanan başka çalışmalar ile desteklenmesi gerekmektedir.

Kopma tiplerinin değerlendirilmesi de, bağlanma dayanımının değerlendirilmesi gibi önemlidir. Literatürde kopma tipleri genelde 3 sınıf altında sınıflandırılır (158). Bu çalışmada da kopma tipleri sınıflandırılırken bu sınıflama kullanılmıştır. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi uygulanan örneklerin, kopma yüzeylerinin incelenmesi sonucunda minede en yüksek bağlanma dayanımı elde edilen gruplarda – 3 W – 50 Hz lazer grubu ve kontrol grupları- koheziv tür kopmanın daha sık görüldüğü tespit edildi. Diğer taraftan diğer gruplarda daha çok miks tür kopma görülmüştür. Dentin de ise, tüm gruplarda en yüksek oranda adeziv kopma, görülürken miks kopma en sık görülen ikinci kopma tipidir. Bunun nedeni dentinde genel olarak, mineye göre daha düşük bağlanma dayanımı değerleri elde edilmesi olabilir. Literatürde, bağlanma testlerinde, yüksek bağlanma dayanımının genelde koheziv kopmaya yol açtığı belirtilmektedir (159, 160).

Diğer taraftan, nihayi kopma tipinin tarama elektron mikroskobu yardımı ile belirlenebileceği, ışık mikroskobu bulgularının her zaman elektron mikroskobu bulguları ile uyuşmadığı bildirilmiştir (161).

Er,Cr:YSGG lazer uygulamaları ile, adeziv materyallerin diş dokularına güçlü ve etkili bir biçimde bağlanmasının sağlanması ve elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin geliştirilmesi; çıkış gücü, atım frekansı ve hava-su oranı gibi kilit lazer parametrelerinden etkilenmektedir. Bu nedenle Er,Cr:YSGG lazerin kullanımı sırasında, en etkili sonuçlara ulaşmak ve istenmeyen etkilerin oluşumunu engelleyebilmek için, hangi parametrelerin kullanılacağı konusunda önemle durulmalıdır. Bugüne kadar yapılan Er,Cr:YSGG lazer çalışmalarında, oldukça farklı çıkış gücü parametrelerinin ve farklı test metotlarının kullanılmış olması, literatürde bildirilen sonuçların birbirleriyle kıyaslanmasını son derece güçleştirmektedir. Bu çalışma, Er,Cr:YSGG lazerin farklı atım frekansı ve çıkış güçlerinin diş dokularına mikrogerilim bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini incelediğinden ve şimdiye kadar bu konuyla ilgili yapılmış bir çalışma bulunmadığından, karşılaştırma yapmak imkansızdır. Gelecekte yapılacak olan çalışmalarda Er,Cr:YSGG lazerin farklı uygulamaları ile diş dokularının bağlanmaya en elverişli hale getirilebilmesi için, bu çalışmadaki aynı metot kullanılarak, atım frekansı yanında, uygulama süresi ve hava/su oranının farklı tipde adezivler için de belirlenmesi gerekmektedir. Ayrıca, *in vitro* çalışmaların ağız içi koşulları hiçbir zaman tam olarak taklit edememeleri ve materyal yöntemlerin klinik performansları ile ilgili sadece yorumda bulunulmasına yardımcı olmaları nedeniyle, bu çalışmadan elde edilen bulguların klinik çalışmalarla da desteklenmesi gerekmektedir.

8. SONUÇLAR

1. Atım frekansının ve çıkış gücünün, Er,Cr:YSGG lazerin, rezin adezivin mine mikrogerilim bağlanma dayanımını etkilediği görülmüştür.
2. Mine dokusuna 6.0 W – 20 Hz parametreleri ile Er,Cr:YSGG lazer uygulanmasının, mineye bağlanmayı anlamlı olarak düşürdüğü görülmüştür.
3. Yüksek çıkış gücü gereksinimi duyulduğunda mine dokusuna 6.0 W – 35 Hz ve 6.0 W – 50 Hz parametreleri ile Er,Cr:YSGG lazer uygulanmasının, mine bağlanmasını, frez grubuna benzer bağlanma dayanımı sağladığı gözlenmiştir.
4. Mine dokusuna 3.0 W – 20 Hz ve 3.0 W – 35 Hz parametreleri ile Er,Cr:YSGG lazer uygulanmasının, mine bağlanmasını, frez grubuna benzer bağlanma dayanımı sağladığı görülmüştür.
5. Mine dokusuna 3.0 W – 50 Hz parametreleri ile Er,Cr:YSGG lazer uygulanmasının, mine bağlanmasını frez grubuna kıyasla anlamlı olarak arttırdığı gözlenmiştir.
6. Atım frekansının ve çıkış gücünün, Er,Cr:YSGG lazerin rezin adezivin dentin mikrogerilim bağlanma dayanımını etkilediği bulunmuştur.
7. Test edilen tüm Er,Cr:YSGG lazer parametreleri ile lazer uygulanmasının, dentin bağlantısını, anlamlı olarak düşürdüğü tespit edilmiştir.
8. Çıkış gücünün ve atım frekansının değiştirilmesinin, dentin Er,Cr:YSGG lazer uygulandığında, lazerin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini değiştirmediği görülmüştür.
9. Sonraki çalışmalarda rezin adezivlerin Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış dentin ile bağlanma dayanımını iyileştirecek metotların araştırılması gerektiğisonucuna varılmıştır.

9. KAYNAKLAR

1. Murdoch-Kinch CA, Mclean ME (2003). Minimally invasive dentistry. J Am Dent Assoc 134: 87-95.
2. Harashima T, Kinoshita J-I, Kimura Y, Brugnera Jr A, Zanin F, Pecora JD, Matsumoto K (2005). Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er: YAG and Er, Cr: YSGG lasers. Photomed Laser Surg 23: 52-55.
3. Keller U, Hibst R (1989). Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. Lasers Surg Med 9: 345-351.
4. Rizioiu I, Kohanghadosh F, Kimmel AI, Eversole LR (1998). Pulpal thermal responses to an erbium, chromium: YSGG pulsed laser hydrokinetic system. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 86: 220-223.
5. Wanderley RL, Monghini EM, Pecora JD, Palma-Dibb RG, Borsatto MC (2005). Shear bond strength to enamel of primary teeth irradiated with varying Er: YAG laser energies and SEM examination of the surface morphology: an in vitro study. Photomed Laser Surg 23: 260-267.
6. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P (2003). Microtensile bond strengths of an etch&rinse and kendinden-pürüzlendirmeli adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. Oper Dent 28: 647-660.
7. Ayar MK (2015). Evaluation of resin-enamel interface micromorphology in respect of different Er, Cr: YSGG laser parameters. Photonics Lasers Med 4: 93-102.
8. Setien V, Cobb D, Denehy G, Vargas M (2001). Cavity preparation devices: effect on microleakage of Class V resin-based composite restorations. Am J Dent 14: 157-162.
9. De Munck J, Van Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G (2002). Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium: YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. Eur J Oral Sci 110: 322-329.
10. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC (2005). Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin and enamel. Dent Mater 21: 616-624.

11. Chimello-Sousa DT, de Souza AE, Chinelatti MA, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Corona SAM (2006). Influence of Er: YAG laser irradiation distance on the bond strength of a restorative system to enamel. *J Dent* 34: 245-251.
12. Straßla M, Üblackerb B, Bäckerc A, Beerd F, Moritze A, Wintnerf E (2004). Comparison of the Emission Characteristics of Three Erbium Laser Systems—A Physical.
13. Wigdor HA, Walsh JT, Featherstone JD, Visuri SR, Fried D, Waldvogel JL (1995). Lasers in dentistry. *Lasers Surg Med* 16: 103-133.
14. Cernavin I, Pugatschew A, Boer N, Tyas MJ (1994). Laser applications in dentistry: a review of the literature. *Aust Dent J* 39: 28-32.
15. Hallock GG, Rice DC (1993). Comparison of the contact neodymium: YAG and carbon dioxide lasers for skin deepithelialization. *Plast Reconstr Surg* 91: 1134-1139.
16. Romanos GE, Pelekanos S, Strub JR (1995). Effects of Nd: YAG laser on wound healing processes: clinical and immunohistochemical findings in rat skin. *Lasers Surg Med* 16: 368-379.
17. Goldman L, Gray JA, Goldman J, Goldman B, Meyer R (1965). Effect of laser beam impacts on teeth. *J Am Dent Assoc* 70: 601-606.
18. Stern RH (1964). Laser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res* 43: 307,873.
19. Taylor R, Shklar G, Roeber F (1965). The effects of laser radiation on teeth, dental pulp, and oral mucosa of experimental animals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 19: 786-795.
20. Yamamoto H, Okabe H, Ooya K, Hanaoka S, Ohta S, Kataoka K (1972). Laser effect on vital oral tissues: a preliminary investigation. *J Oral Pathol Med* 1: 256-264.
21. Shafir R, Slutzki S, Bornstein L (1977). Excision of buccal hemangioma by carbon dioxide laser beam. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 44: 347-350.
22. White JM, Goodis HE, Rose CL (1991). Use of the pulsed Nd: YAG laser for intraoral soft tissue surgery. *Lasers Surg Med* 11: 455-461.
23. van As G (2004). Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin North Am* 48: 1017-1059.
24. Pogrel M, Muff D, Marshall G (1993). Structural changes in dental enamel induced by high energy continuous wave carbon dioxide laser. *Lasers Surg Med* 13: 89-96.

25. Neev J, Liaw LHL, Raney DV, Fujishige JT, Ho PD, Berns MW (1991). Selectivity, efficiency, and surface characteristics of hard dental tissues ablated with ArF pulsed excimer lasers. *Lasers Surg Med* 11: 499-510.
26. Cernavin I (1995). A comparison of the effects of Nd: YAG and Ho: YAG laser irradiation on dentine and enamel. *Aust Dent J* 40: 79-84.
27. Silberman JJ, Dederich DN, Vargas M, Denehy GE (1994). SEM comparison of acid-etched, CO₂ laser-irradiated, and combined treatment on dentin surfaces. *Lasers Surg Med* 15: 269-276.
28. Palamara J, Phakey P, Orams H, Rachinger W (1992). The effect on the ultrastructure of dental enamel of excimer-dye, argon-ion and CO₂ lasers. *Scanning Microsc* 6: 1061-1070; discussion 1070-1061.
29. Harris DM, White JM, Goodis H, Arcoria CJ, Simon J, Carpenter WM, Fried D, Burkart J, Yessik M, Myers T (2002). Selective ablation of surface enamel caries with a pulsed Nd: YAG dental laser. *Lasers Surg Med* 30: 342-350.
30. Paghdiwala AF (1988). Application of the erbium: YAG laser on hard dental tissues; Measurement of the temperature changes and depth of cut. *Lasers Med Surg Dent* 64: 192-201.
31. Hibst R, Keller U (1989). Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med* 9: 338-344.
32. Burkes EJ, Hoke J, Gomes E, Wolbarsht M (1992). Wet versus dry enamel ablation by Er: YAG laser. *J Prosthet Dent* 67: 847-851.
33. Hoke JA, Burkes Jr EJ, Gomes ED, Wolbarsht ML (1990). Erbium: YAG (2.94 μ m) laser effects on dental tissues. *J Laser Appl* 2: 61-65.
34. Li ZZ, Code JE, Van de Merwe WP (1992). Er: YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers Surg Med* 12: 625-630.
35. Hibst R (2002). Lasers for caries removal and cavity preparation: state of the art and future directions. *J Oral Laser Appl* 2: 202-212.
36. Rizoiu I-M, DeShazer LG (1994). New laser-matter interaction concept to enhance hard tissue cutting efficiency. Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series, 309.

37. Eversole LR,Rizoiu IM (1995). Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. J Calif Dent Assoc 23: 41-47.
38. Eversole L, Rizoiu I,Kimmel A (1996). Osseous repair subsequent to surgery with an erbium hydrokinetic laser system. International Laser Congress, Athen.
39. Coluzzi DJ (2004). Fundamentals of dental lasers: science and instruments. Dent Clin North Am 48: 751-770.
40. Convissar RA (2004). The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. Dent Clin North Am 48: 771-794.
41. Parker S (2007). Verifiable CPD paper: laser-tissue interaction. Br Dent J 202: 73-81.
42. Bader C,Krejci I (2006). Indications and limitations of Er: YAG laser applications in dentistry. Am J Dent 19: 178.
43. Carroll L,Humphreys TR (2006). LASER-tissue interactions. Clin Dermatol 24: 2-7.
44. Kohara EK, Hossain M, Kimura Y, Matsumoto K, Inoue M,Sasa R (2002). Morphological and microleakage studies of the cavities prepared by Er: YAG laser irradiation in primary teeth. J Clin Laser Med Surg 20: 141-147.
45. Radatti DA, Baumgartner JC,Marshall JG (2006). A comparison of the efficacy of Er, Cr: YSGG laser and rotary instrumentation in root canal débridement. J Am Dent Assoc 137: 1261-1266.
46. Boj JR, Hernandez M, Espasa E,Poirier C (2007). Laser treatment of an oral papilloma in the pediatric dental office: a case report. Quintessence Int 38: 307-312.
47. Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H,Ishikawa I (2004). Lasers in nonsurgical periodontal therapy. Periodontol 2000 36: 59-97.
48. Hadley J, Young DA, Eversole LR,Gornbein JA (2000). A laser-powered hydrokinetic system: for caries removal and cavity preparation. J Am Dent Assoc 131: 777-785.
49. Geraldo-Martins VR, Tanji EY, Wetter NU, Nogueira RD,Eduardo CP (2005). Intrapulpal temperature during preparation with the Er: YAG laser: an in vitro study. Photomed Laser Surg 23: 182-186.

50. Miller M, Truhe T (1993). Lasers in dentistry: an overview. *J Am Dent Assoc* 124: 32-35.
51. Gonzalez M, Banderas J, Rodriguez V, Castano V (1999). Particle-induced X-ray emission and scanning electron microscopic analyses of the effects of CO₂ laser irradiation on dentinal structure. *J Dent* 27: 595-600.
52. Mercer C (1996). Lasers in dentistry: a review. Part 1. *Dent Update* 23: 74-80.
53. Featherstone J, Nelson D (1987). Laser effects on dental hard tissues. *Adv Dent Res* 1: 21-26.
54. McCormack S, Fried D, Featherstone J, Glena R, Seka W (1995). Scanning electron microscope observations of CO₂ laser effects on dental enamel. *J Dent Res* 74: 1702-1708.
55. Malmström H, McCormack S, Fried D, Featherstone J (2001). Effect of CO₂ laser on pulpal temperature and surface morphology: an in vitro study. *J Dent* 29: 521-529.
56. Hossain M, Nakamura Y, Kimura Y, Ito M, Yamada Y, Matsumoto K (1999). Acquired acid resistance of dental hard tissues by CO₂ laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg* 17: 223-226.
57. Pick RM (1993). Using Lasers in Clinical Dental Practice. *J Am Dent Assoc* 124: 37-47.
58. Türkmen C, Sazak H, Günday M (2006). Effects of the Nd: YAG laser, air-abrasion, and acid-etchant on filling materials. *J Oral Rehabil* 33: 64-69.
59. Lee BS, Lin CP, Lin FH, Lan WH (2002). Ultrastructural changes of human dentin after irradiation by Nd: YAG laser. *Lasers Surg Med* 30: 246-252.
60. Ciaramicoli MT, Carvalho RC, Eduardo CP (2003). Treatment of cervical dentin hypersensitivity using neodymium: yttrium–aluminum–garnet laser. Clinical evaluation. *Lasers Med Sci* 33: 358-362.
61. Ariyaratnam M, Wilson M, Blinkhorn A (1999). An analysis of surface roughness, surface morphology and composite/dentin bond strength of human dentin following the application of the Nd: YAG laser. *Dent Mater* 15: 223-228.
62. Re D, Augusti D, Salina S, Cerutti A, Amatu S, Maiorana C (2004). In vitro bonding to Nd: YAG Laser treated dentin. *J Oral Laser Appl*.

63. Anderson AM, Kao E, Gladwin M, Benli O, Ngan P (2002). The effects of argon laser irradiation on enamel decalcification: An in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 122: 251-259.
64. Hickel R, Manhart J, Garcia-Godoy F (2000). Clinical results and new developments of direct posterior restorations. *Am J Dent* 13: 41D-54D.
65. Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell GL (1991). Application of the argon laser to dentistry. *Lasers Surg Med* 11: 495-498.
66. Nammour S, Demortier G, Florio P, Delhaye Y, Pireaux JJ, Morciaux Y, Powell L (2003). Increase of enamel fluoride retention by low fluence argon laser in vivo. *Lasers Surg Med* 33: 260-263.
67. Shigetani Y, Tate Y, Okamoto A, Iwaku M, Abu-Bakr N (2002). A Study of Cavity Preparation by Er: YAG laser. *Dent Mater J* 21: 238-249.
68. Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Tay F, Marshall G (2002). Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *Journal of Dental Research* 81: 119-122.
69. Serebro L, Segal T, Nordenberg D, Gorfil C, Bar-Lev M (1987). Examination of tooth pulp following laser beam irradiation. *Lasers Surg Med* 7: 236-239.
70. Corona S, Borsatto M, Pecora J, De Sa Rocha R, Ramos T, Palma-Dibb R (2003). Assessing microleakage of different class V restorations after Er: YAG laser and bur preparation. *J Oral Rehabil* 30: 1008-1014.
71. Kim K, Kim M, Shin E (2005). Irradiation time and ablation rate of enamel in contact and non-contact irradiation with Er: YAG laser. *Photomed Laser Surg* 23: 216-218.
72. Eversole L, Rizoiu I (1997). Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium: YSGG laser-powered hydrokinetic system. *J Am Dent Assoc* 128: 1099-1106.
73. Lin S, Caputo AA, Eversole LR, Rizoiu I (1999). Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surfaces cut with a laser-powered hydrokinetic system. *J Prosthet Dent* 82: 451-455.
74. Goldstein R (1999). Multipurpose laser offers unique approach to restorative dentistry. *Dent Today* 18: 78-81.
75. Buonocore MG (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34: 849-853.

76. Chandler H, Bowen R, Paffenbarger G, Mullineaux A (1970). Clinical investigation of a radiopaque composite restorative material. *J Am Dent Assoc* 81: 935-940.
77. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G (2003). Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 28: 215-235.
78. Duke E (1993). Adhesion and its application with restorative materials. *Dent Clin North Am* 37: 329-340.
79. Perdigao J, Lopes M (1998). Dentin bonding--questions for the new millennium. *J Adhes Dent* 1: 191-209.
80. Perdigão J, Swift Jr EJ, Roberson T, Heymann H, Swift Jr E (2002). Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry* 4: 237-268.
81. Lopes GC, Baratieri LN, De Andrada M, Vieira L (2002). Dental adhesion: Present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int* 33: 213-224.
82. Perdigão J (2002). Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin North Am* 46: 277-301.
83. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G (1998). The clinical performance of adhesives. *J Dent* 26: 1-20.
84. Tay F, Pashley D (2005). Etched enamel structure and topography: Interface with materials. *Dental hard tissues and bonding*. (Ed). Springer, 3-33.
85. Albers HF (2002). Tooth-colored restoratives: principles and techniques. PMPH-USA.
86. Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 25: 441-458.
87. Nakabayashi N, Pashley DH (1998). Hybridization of dental hard tissues. Quintessence Publishing (IL).
88. Eick J, Gwinnett A, Pashley D, Robinson S (1997). Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med* 8: 306-335.
89. Erickson R (1992). Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent*: 81.
90. Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO (1995). Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int*: 95-110.

91. Swift EJ (2002). Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent* 24: 456-461.
92. Van Landuyt K, De Munck J, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2005). Bonding to dentin: smear layer and the process of hybridization. *Dental Hard Tissues and Bonding*. (Ed). Springer, 89-122.
93. Perdigao J (2007). New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am* 51: 333-357.
94. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 84: 118-132.
95. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 21: 864-881.
96. Neev J, Pham K, Lee JP, White JM (1996). Dentin ablation with three infrared lasers. *Lasers Surg Med* 18: 121-128.
97. Hossain M, Nakamura Y, Tamaki Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K (2003). Atomic analysis and knoop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er, Cr: YSGG laser irradiation in vitro. *J Oral Rehabil* 30: 515-521.
98. Fried D, Ashouri N, Breunig T, Shori R (2002). Mechanism of water augmentation during IR laser ablation of dental enamel. *Lasers Surg Med* 31: 186-193.
99. Üşümez S, Orhan M, Üşümez A (2002). Laser etching of enamel for direct bonding with an Er, Cr: YSGG hydrokinetic laser system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 122: 649-656.
100. Özer T, Başaran G, Berk N (2008). Laser etching of enamel for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 134: 193-197.
101. Berk N, Başaran G, Özer T (2008). Comparison of sandblasting, laser irradiation, and conventional acid etching for orthodontic bonding of molar tubes. *Eur J Orthod* 30: 183-189.
102. Esteves-Oliveira M, Zezell DM, Apel C, Turbino ML, Aranha ACC, Eduardo CdP, Gutknecht N (2007). Bond strength of kendinden-pürüzlendirmeli primer to bur cut, Er, Cr: YSGG, and Er: YAG lased dental surfaces. *Photomed Laser Surg* 25: 373-380.

103. Cardoso M, De Munck J, Coutinho E, Ermis RB, Van Landuyt K, de Carvalho RCR, Van Meerbeek B (2008). Influence of Er, Cr: YSGG laser treatment on microtensile bond strength of adhesives to enamel. *Oper Dent* 33: 448-455.
104. Obeidi A, McCracken MS, Liu PR, Litaker MS, Beck P, Rahemtulla F (2009). Enhancement of bonding to enamel and dentin prepared by Er, Cr: YSGG laser. *Lasers Surg Med* 41: 454-462.
105. Moslemi M, Erfanparast L, Fekrazad R, Tadayon N, Dadjo H, Shadkar MM, Khalili Z (2010). The effect of Er, Cr: YSGG laser and air abrasion on shear bond strength of a fissure sealant to enamel. *J Am Dent Assoc* 141: 157-161.
106. Türkmen C, Sazak-Oveçoğlu H, Günday M, Güngör G, Durkan M, Oksüz M (2010). Shear bond strength of composite bonded with three adhesives to Er, Cr: YSGG laser-prepared enamel. *Quintessence Int* 41: e119-124.
107. Ansari ZJ, Fekrazad R, Feizi S, Younessian F, Kalhori KA, Gutknecht N (2012). The effect of an Er, Cr: YSGG laser on the micro-shear bond strength of composite to the enamel and dentin of human permanent teeth. *Lasers Med Sci* 27: 761-765.
108. Shafiei F, Jowkar Z, Fekrazad R, Khalafi-nezhad A (2014). Micromorphology analysis and bond strength of two adhesives to Er, Cr: YSGG laser-prepared vs. Bur-prepared fluorosed enamel. *Microsc Res Tech* 77: 779-784.
109. Malekafzali B, Fekrazad R, Mirfasihi A, Saedi S (2015). Comparison of microtensile bond strength of a resin composite to enamel conditioned by acid etching and Er, Cr: YSGG laser in human primary teeth. *Eur Arch Paediatr Dent* 16: 57-62.
110. Sung EC, Chenard T, Caputo AA, Amodeo M, Chung EM, Rizoiu IM (2006). Composite resin bond strength to primary dentin prepared with Er, Cr: YSSG laser. *J Clin Pediatr Dent* 30: 45-50.
111. Lee B-S, Lin P-Y, Chen M-H, Hsieh T-T, Lin C-P, Lai J-Y, Lan W-H (2007). Tensile bond strength of Er, Cr: YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin–resin interface. *Dent Mater* 23: 570-578.
112. Cardoso MV, Coutinho E, Ermis RB, Poitevin A, Van Landuyt K, De Munck J, Carvalho R, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2008). Influence of Er, Cr: YSGG laser treatment on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 10: 25-33.

113. Gurgan S, Kiremitci A, Cakir FY, Gorucu J, Alpaslan T, Yazici E, Gutknecht N (2008). Shear bond strength of composite bonded to Er, Cr: YSGG laser-prepared dentin. *Photomed Laser Surg* 26: 495-500.
114. Botta SB, Da Ana PA, Zezell DM, Powers JM, Matos AB (2009). Adhesion after erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser application at three different irradiation conditions. *Lasers in medical science* 24: 67-73.
115. Ergücü Z, Celik E, Ünlü N, Türkün M, Özer F (2009). Effect of Er, Cr: YSGG laser on the microtensile bond strength of two different adhesives to the sound and caries-affected dentin. *Oper Dent* 34: 460-466.
116. Tarçın B, Günday M, Oveçoğlu H, Türkmen C, Oveçoğlu M, Oksüz M, Ay M (2008). Tensile bond strength of dentin adhesives on acid-and laser-etched dentin surfaces. *Quintessence Int* 40: 865-874.
117. Çelik Ç, Özel Y, Bağış B, Erkut S (2010). Effect of laser irradiation and cavity disinfectant application on the microtensile bond strength of different adhesive systems. *Photomed Laser Surg* 28: 267-272.
118. Arslan S, Yazici AR, Gorucu J, Ertan A, Pala K, Antonson YUA, Antonson DE (2011). Effects of Different Cavity Disinfectants on Shear Bond Strength of a Silorane-based Resin Composite. *J Contemp Dent Pract* 12: 279-286.
119. Shafiei F, Fekrazad R, Kiomarsi N, Shafiei E (2013). Bond strength of two resin cements to dentin after disinfection pretreatment: effects of Er, Cr: YSGG laser compared with chemical antibacterial agent. *Photomed Laser Surg* 31: 206-211.
120. Ferreira LS, Apel C, Francci C, Simoes A, Eduardo CP, Gutknecht N (2010). Influence of etching time on bond strength in dentin irradiated with erbium lasers. *Lasers Med Sci* 25: 849-854.
121. Adebayo O, Burrow M, Tyas M, Palamara J (2012). Effect of tooth surface preparation on the bonding of kendinden-pürüzlendirmeliing primer adhesives. *Oper Dent* 37: 137-149.
122. Shahabi S, Chiniforush N, Bahramian H, Monzavi A, Baghalian A, Kharazifard MJ (2013). The effect of erbium family laser on tensile bond strength of composite to dentin in comparison with conventional method. *Lasers Med Sci* 28: 139-142.

123. Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H (2010). Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *J Prosthet Dent* 104: 92-97.
124. Kingman A, Hyman J, Masten SA, Jayaram B, Smith C, Eichmiller F, Arnold MC, Wong PA, Schaeffer JM, Solanki S (2012). Bisphenol A and other compounds in human saliva and urine associated with the placement of composite restorations. *J Am Dent Assoc* 143: 1292-1302.
125. Murray PE, Windsor LJ, Smyth TW, Hafez AA, Cox CF (2002). Analysis of pulpal reactions to restorative procedures, materials, pulp capping, and future therapies. *Crit Rev Oral Biol Med* 13: 509-520.
126. Simecek JW, Diefenderfer KE, Cohen ME (2009). An evaluation of replacement rates for posterior resin-based composite and amalgam restorations in US Navy and Marine Corps recruits. *J Am Dent Assoc* 140: 200-209.
127. Carvalho RM, Manso AP, Geraldini S, Tay FR, Pashley DH (2012). Durability of bonds and clinical success of adhesive restorations. *Dent Mater* 28: 72-86.
128. Ayar MK (2015). Reminder about long-term clinical trials as a gold standard for the bonding effectiveness of adhesive resins. *J Res Dent* 3: 54.
129. Roulet J-F (2012). Is in vitro research in restorative dentistry useless? *J Adhes Dent* 14: 103-104.
130. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater* 26: e78-e93.
131. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F (1999). The microtensile bond test: A review. *J Adhes Dent*: 299-309.
132. Kanca 3rd J (1992). Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. *Quintessence Int* 23: 39-41.
133. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B (2003). Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *Am J Dent* 16: 329-334.

134. De Moor R, Delmé K (2010). Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure, part 2: present-day adhesion to erbium-lased tooth structure in permanent teeth. *J Adhes Dent* 12: 91-102.
135. Eguro T, Maeda T, Tanabe M, Otsuki M, Tanaka H (2001). Adhesion of composite resins to enamel irradiated by the Er: YAG laser: application of the ultrasonic scaler on irradiated surface. *Lasers Surg Med* 28: 365-370.
136. Başaran G, Hamamcı N, Akkurt A (2011). Shear bond strength of bonding to enamel with different laser irradiation distances. *Lasers Med Sci* 26: 149-156.
137. Hoshing UA, Suvana Patil AM, Bandekar SD (2014). Comparison of shear bond strength of composite resin to enamel surface with laser etching versus acid etching: An in vitro evaluation. *J Conserv Dent* 17: 320.
138. Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Tay F, Marshall G (2002). Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *J Dent Res* 81: 119-122.
139. Eguro T, Maeda T, Otsuki M, Nishimura Y, Katsuumi I, Tanaka H (2002). Adhesion of Er: YAG laser-irradiated dentin and composite resins: Application of various treatments on irradiated surface. *Lasers Surg Med* 30: 267-272.
140. Shirani F, Birang R, Malekipour MR, Hourmehrz Z, Kazemi S (2014). Shear bond strength of resin composite bonded with two adhesives: Influence of Er: YAG laser irradiation distance. *Dent Res J (Isfahan)* 11: 689.
141. Scatena C, Torres CP, Gomes-Silva JM, Contente MMMG, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Borsatto MC (2011). Shear strength of the bond to primary dentin: influence of Er: YAG laser irradiation distance. *Lasers Med Sci* 26: 293-297.
142. Corona SAM, Atoui JA, Chimello DT, Borsatto MC, Pecora JD, Dibb RGP (2005). Composite resin's adhesive resistance to dentin: influence of Er: YAG laser focal distance variation. *Photomed Laser Surg* 23: 229-232.
143. Monghini EM, Wanderley RL, Pécora JD, Palma Dibb RG, Corona SA, Borsatto MC (2004). Bond strength to dentin of primary teeth irradiated with varying Er: YAG laser energies and SEM examination of the surface morphology. *Lasers Surg Med* 34: 254-259.
144. Gisler G, Gutknecht N (2014). The influence of the energy density and other clinical parameters on bond strength of Er: YAG-conditioned dentin compared to conventional dentin adhesion. *Lasers Med Sci* 29: 77-84.

145. Topcuoglu T, Oksayan R, Ademci KE, Goymen M, Usumez S, Usumez A (2013). Effects of water flow rate on shear bond strength of orthodontic bracket bonded to enamel surface after Er: YAG laser ablation. *Photomed Laser Surg* 31: 486-491.
146. Colucci V, Lucisano MP, do Amaral F, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Corona S (2008). Influence of water flow rate on shear bond strength of resin composite to Er: YAG cavity preparation. *Am J Dent* 21: 124-128.
147. Sagir S, Usumez A, Ademci E, Usumez S (2013). Effect of enamel laser irradiation at different pulse settings on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 83: 973-980.
148. Baraba A, Dukić W, Chieffi N, Ferrari M, Anić I, Miletić I (2013). Influence of different pulse durations of Er: YAG laser based on variable square pulse technology on microtensile bond strength of a kendinden-pürüzlendirmeli adhesive to dentin. *Photomed Laser Surg* 31: 116-124.
149. Firat E, Gurgan S, Gutknecht N (2012). Microtensile bond strength of an etch-and-rinse adhesive to enamel and dentin after Er: YAG laser pretreatment with different pulse durations. *Lasers Med Sci* 27: 15-21.
150. Gonçalves M, Corona S, Borsatto M, Pecora J, Dibb R (2005). Influence of pulse frequency Er: YAG laser on the tensile bond strength of a composite to dentin. *Am J Dent* 18: 165-167.
151. Aizawa K, Kameyama A, Kato J, Amagai T, Takase Y, Kawada E, Oda Y, Hirai Y (2006). Resin bonding to dentin irradiated by high repetition rate Er: YAG laser. *Photomed Laser Surg* 24: 397-401.
152. Ustunkol I, Yazici AR, Gorucu J, Dayangac B (2013). Influence of laser etching on enamel and dentin bond strength of Silorane System Adhesive. *Lasers Med Sci* 30: 695-700.
153. Ramos TM, Ramos-Oliveira TM, Moretto SG, de Freitas PM, Esteves-Oliveira M, de Paula Eduardo C (2014). Microtensile bond strength analysis of adhesive systems to Er: YAG and Er, Cr: YSGG laser-treated dentin. *Lasers Med Sci* 29: 565-573.
154. Carvalho AO, Reis AF, de Oliveira MT, de Freitas PM, Aranha ACC, Eduardo CdP, Giannini M (2011). Bond strength of adhesive systems to Er, Cr: YSGG laser-irradiated dentin. *Photomed Laser Surg* 29: 747-752.

155. Gonçalves M, Corona SAM, Palma-Dibb RG, Pécora JD (2008). Influence of pulse repetition rate of Er: YAG laser and dentin depth on tensile bond strength of dentin–resin interface. *J Biomed Mater Res A* 86: 477-482.
156. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Suzuki N, Murakami Y, Matsumoto K (2001). Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er, Cr: YSGG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg* 19: 297-303.
157. Moretto SG, Azambuja N, Arana-Chavez VE, Reis AF, Giannini M, Eduardo CdP, De Freitas PM (2011). Effects of ultramorphological changes on adhesion to lasered dentin—scanning electron microscopy and transmission electron microscopy analysis. *Microscopy Res Tech* 74: 720-726.
158. Gurgan S, Alpaslan T, Kiremitci A, Cakir FY, Yazıcı E, Gorucu J (2009). Effect of different adhesive systems and laser treatment on the shear bond strength of bleached enamel. *J Dent* 37: 527-534.
159. Yoshikawa T, Sano H, Burrow M, Tagami J, Pashley D (1999). Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res* 78: 898-905.
160. Ceballos L, Camejo DG, Fuentes MV, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, Pashley DH (2003). Microtensile bond strength of total-etch and kerdinden-pürüzlendirmeliing adhesives to caries-affected dentine. *J Dent* 31: 469-477.
161. Cho B-H, Dickens SH (2004). Effects of the acetone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength. *Dent Mater* 20: 107-115.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

T.C. Kimlik :27443561844
Soyadı, Adı :Ayar, Muhammet Kerim
Uyruğu :Türkiye Cumhuriyeti Devleti
Doğum yeri :İstanbul
Doğum tarihi :27.01.1982
Medeni hali :Evli
Telefon :05369536305
E-Posta :kerimayar@ktu.edu.tr, mkayar82@gmail.com
Yazışma Adresi :Üniversite mahallesi, Hane Sokak No:9/2, Bostancı, Trabzon

EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Lisans	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2000-2006
Lise	Eminönü Cıbalı Süper Lisesi	1996-2000

AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİM

Görevi	Kurum	Süre (Yıl – Yıl)
1. Serbest Diş Hekimi	Özel Muayehane	2006 - 2009
2. Araştırma Görevlisi	Karadeniz Teknik Üniversitesi	2009 -2015

YABANCI DİL

İngilizce

YAYINLAR (SCI/SCI-E indeksli dergilerdeki yayınlar)

1. Ayar MK (2015). Letter to the editor Re "Depletion of water molecules during ethanol wet-bonding with etch and rinse dental adhesives". Mater Sci Eng C Mater Biol Appl 50: 141-142.
2. Yesilyurt C, Ayar MK, Yildirim T (2015). The effect of simplified ethanol-wet bonding on dentin bonding durability of current etch-and-rinse adhesives. Dent Mater J.
3. Ayar MK, Yesilyurt C, Alp CK, Yildirim T (2014). Effect of ethanol-wet-bonding technique on resin–enamel bonds. J Dent Sci 9: 16-22.

4. Ayar MK (2015). Effect of simplified ethanol-wet bonding on microtensile bond strengths of dentin adhesive agents with different solvents. *J Dent Sci*10: 270-274.
5. Yesilyurt C, Sezer U, Ayar MK, Alp CK, Tasdemir T (2013). The effect of a new calcium-based agent, Pro-Argin, on the microhardness of bleached enamel surface. *Aust Dent J* 58: 207-212.
6. Yildirim T, Ayar MK, Akdad MS, Yesilyurt C. Radiopacity of Bulk-Fill Flowable Resin Composite Materials. *Niger J Clin Pract* (Basım aşamasında).
7. Yildirim T, Ayar MK, Yesilyurt C (2016). NaOCl Degradation of One-step One-bottle Self-etch Adhesives Bonded to Bovine Dentine. *J Adhes Sci Technol* 30: 210-217.
8. Yıldırım T, Ayar MK, Yesilyurt C, Kilic S. Evaluation of Microtensile and Tensile Bond Strength Tests Determining Effects of Er,Cr:YSGG Laser Pulse Frequency on Resin-Enamel Bonding. *Niger J Clin Pract* (Basım aşamasında).
9. Ayar MK, Yildirim T, Yesilyurt C (2015). Effects of Er,Cr:YSGG Laser Parameters on Dentin Bond Strength and Interface Morphology. *Miscorcopy Research and Technique* 78: 1104-1111.
10. Yıldırım T, Ayar MK, Yesilyurt C (2015). Influence of Different Er,Cr:YSGG Laser Parameters on Long-term Dentin Bond Strength of Self-etch Adhesive. *Laser Med Sci* 30: 2363-2368.

YAYINLAR (Diğer uluslararası hakemli dergilerdeki yayınlar)

1. Ayar MK (2014). Ethanol Application Protocols and Microtensile Dentin Bond Strength of Hydrophobic Adhesive. Tanta Dent J 11: 206-212.
2. Ayar MK (2015). Evaluation of resin-enamel interface micromorphology in respect of different Er,Cr:YSGG laser parameters. Photonics Lasers Med 4: 93-102.
3. Ayar MK (2015). Status of self-etch adhesives for bonding to pulp chamber dentin. J Res Dent 3: 49-53.
4. Ayar MK (2015). Reminder about Long-term Clinical Trials as a Gold Standard for Bonding Effectiveness of Adhesive Resins. J Res Dent 3: 54-55.
5. Ayar MK (2015). Bond durability of contemporary adhesive systems to pulp chamber dentin. Acta Biomat Odon Scandina 1: 76-80.
6. Ayar MK. A Review of Ethanol Wet-Bonding: Principles and Techniques. Eur J Dent (Basım aşamasında).

BİLDİRİLER

1. Ayar MK, Yildirim T, Yesilyurt C (2015). Effects of Different Er,Cr:YSGG Laser Parameters on Resin-Enamel/Dentin Bond Strength. CED-IADR Kongresi, 15 Ekim – 17 Ekim, Antalya, Türkiye.
2. Yesilyurt C, Ayar MK, Akdag MS, Yildirim T (2015). Impact of a new calcium-based agent on the enamel surface hardness after different bleaching treatments CED-IADR Kongresi, 15 Ekim – 17 Ekim, Antalya, Türkiye.
3. Yildirim T, Ayar MK, Yesilyurt C, Kilic S (2014). Effects of Laser Pulse Frequency on Enamel Bond Strength. IADR/PER Kongresi, 10 Eylül – 13 Eylül, Dubrovnik, Hırvatistan.
4. Ayar MK, Yesilyurt C, Alp CK (2011). Quality Of Adhesive/Dentin Interface With Ethanol-Wet Bonding. 45.CED-IADR Kongresi, 31 Ağustos-3 Eylül, Budapeşte, Macaristan.
5. Yesilyurt C, Ayar MK, Alp CK, Sezer U (2011). Effects Of A New Calcium-Based Agent – (Proargin) On Enamel Microhardness After Bleaching. 16.BaSS Kongresi, 28 Nisan- 1 Mayıs, Bükreş, Romanya.
6. Ayar MK, Yesilyurt C, Alp CK (2011). Microtensile Bond Strength Of A Glass-Ionomer Based Adhesive To Ethanol-Saturated Dentin. 16.BaSS Kongresi, 28 Nisan- 1 Mayıs, Bükreş, Romanya.

7. Ayar MK, Yildirim T, Yesilyurt C (2014). Er,Cr:YSGG lazer frekansının kendinden-pürüzlendirmeli adeziv/dentin bağlanma dayanımına etkisi. Restoratif Dişhekimliği Derneği 19.Uluslararası Bilimsel Kongresi, 27 Ekim – 29 Ekim, İstanbul, Türkiye.
8. Yesilyurt C, Ayar MK, Yildirim T (2014). Farklı kompozit yerleştirme kalıplarının mine ve dentin makaslama bağlanma dayanımlarına etkileri. Restoratif Dişhekimliği Derneği 19.Uluslararası Bilimsel Kongresi, 27 Ekim – 29 Ekim, İstanbul, Türkiye.
9. Ayar MK, Yildirim T, Yesilyurt C (2012). Dentin Bonding Durability of etch-and-rinse Adhesives in Respect to Simplified Ethanol-Wet Bonding. Türk Diş Hekimleri Birliği. 19. Bilimsel Kongresi 31 Mayıs– 2 Haziran, Ankara, Türkiye.
10. Ayar MK, Yesilyurt C, Yildirim T, Eyupoglu GB (2010). Effect of Ethanol-wet Bonding to Resin-Enamel Bonds. 14. EBDO Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi, 1-3 Ekim 2010, İzmir, Türkiye.

ÖDÜLLER

1. 2010, Poster sunum 3.'lük ödülü, 14. Ege Bölgesi Diş Hekimleri Odaları Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi, İzmir.
2. 2014, Poster sunum 3.'lük ödülü. Restoratif Diş Hekimleri Derneği 19. Uluslararası Bilimsel Kongresi, İstanbul.