

T.C.  
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DOĞAL VE SUNİ OLARAK OLUŞMUŞ FARKLI DENTİN  
YÜZEYLERİNE ADEZİVLERİN BAĞLANMA DAYANIMLARI  
VE MORFOLOJİK YAPILARI ÜZERİNE ER:YAG LAZERİN  
ETKİLERİ**

**Mehmet Özgür GÖNLÜM**

**DOKTORA TEZİ**

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**Danışman**

**Prof. Dr. Nimet ÜNLÜ**

**KONYA-2012**

T.C.  
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DOĞAL VE SUNİ OLARAK OLUŞMUŞ FARKLI DENTİN  
YÜZEYLERİNE ADEZİVLERİN BAĞLANMA DAYANIMLARI  
VE MORFOLOJİK YAPILARI ÜZERİNE ER:YAG LAZERİN  
ETKİLERİ**

**Mehmet Özgür GÖNLÜM**

**DOKTORA TEZİ**

**DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**Danışman**

**Prof. Dr. Nimet ÜNLÜ**

**KONYA-2012**

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne

Mehmet Özgür GÖNLÜM tarafından savunulan bu çalışma, jürimiz tarafından Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında Doktora Tezi olarak oy birliği ile kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: "Prof. Dr. Bora ÖZTÜRK" İmza  
Selçuk Üniversitesi

Danışman: "Prof. Dr. Nimet ÜNLÜ" İmza  
Selçuk Üniversitesi

Üye: "Doç. Dr. Yağmur ŞENER" İmza  
Selçuk Üniversitesi

Üye: "Doç. Dr. Hacer DENİZ ARISU" İmza  
Gazi Üniversitesi

Üye: "Yrd. Doç. Dr. Nevin ÇOBANOĞLU" İmza  
Selçuk Üniversitesi

ONAY:

Bu tez, Selçuk Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmenliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu ..... tarih ve ..... sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

İmza

“Prof. Dr. Tefvik TEKELİ”

Enstitü Müdürü

## ÖNSÖZ

Her şeyden önce doktora eğitimim süresince bana verdikleri destekten dolayı sevgili eşim Güngör Gönlüm'e ve kızım Eda Gönlüm'e teşekkür ederim. Uzun ve yorucu bu süreçte bana katlandıkları için onlara müteşekkirim.

Bu tezin hazırlanmasında bana cesaret veren en güncel ve bana göre en güzel konuyu seçen, eğitimimde sonsuz katkısı olan çok değerli danışmanım Prof. Dr. Nimet Ünlü'ye sonsuz teşekkür ederim. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın tüm öğretim üye ve çalışanlarına saygı ve selamlarımı sunarım. Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi çalışanlarına yardımlarından dolayı çok teşekkür ederim. Kimyasal solüsyonların hazırlanmasında özveriyle yardımlarını esirgemeyen Yrd. Doç. Dr. Semahat Küçükkolbaşı'na çok teşekkür ederim. Son olarak tezimin istatistiğinin yapılmasında yardımcı olan sevgili dostum Aykut Özlü' çok teşekkür ederim.

Bu tez çalışmasının tüm diş hekimliği camiasına faydalı olması dileklerle, saygılar sunarım.

## İÇİNDEKİLER

|                                                                                       |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Simgeler ve kısaltmalar .....                                                         | vi |
| 1.GİRİŞ .....                                                                         | 1  |
| 1.1.Dişhekimliğinde Adezyon (Bağlanma) Nedir? .....                                   | 1  |
| 1.2.Mineye Bağlanma .....                                                             | 4  |
| 1.3.Dentinin Yapısal Özellikleri .....                                                | 5  |
| 1.3.1.Dentinin histolojik yapısı .....                                                | 5  |
| 1.3.2.Dentinin kimyasal yapısı .....                                                  | 5  |
| 1.3.3.Dentinin fiziksel yapısı.....                                                   | 6  |
| 1.4.Dentine Bağlanmayı Etkileyen Faktörler .....                                      | 8  |
| 1.4.1.Klinik Olarak Dentin Yapısındaki Fizyolojik ve Patolojik<br>Değişiklikler ..... | 9  |
| 1.4.1.1.Çürükten etkilenmiş dentin ve tersiyer dentin.....                            | 9  |
| 1.4.1.2.Sklerotik dentin .....                                                        | 11 |
| 1.5.Dentine Adeziv Bağlantıyı Etkileyen Diğer Faktörler.....                          | 14 |
| 1.5.1.Dentinin Nemli Yapısı .....                                                     | 15 |
| 1.5.2.Smear Tabakası .....                                                            | 16 |
| 1.5.3.Yüzey Pürüzlülüğü .....                                                         | 17 |
| 1.5.4.Islanabilirlik ve Değim Açısı .....                                             | 17 |

|                                                                                                 |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1.5.5.Restoratif Rezinlerin Polimerizasyon Büzülmesi .....                                      | 18 |
| 1.5.6.Hibrit tabakası .....                                                                     | 19 |
| 1.6.Dentin Dokusunun Adeziv Bağlanmadaki Rolü .....                                             | 19 |
| 1.6.1.Dentine Bağlantıyı Güçlendirmek İçin Uygulanan Farklı<br>Yüzey Uygulamaları .....         | 21 |
| 1.6.1.1.Dentini asit ile pürüzlendirme .....                                                    | 22 |
| 1.6.1.2.Dentini lazer ile pürüzlendirme .....                                                   | 22 |
| 1.7.Dentine Bağlantıda Adeziv Sistemlerin Rolü .....                                            | 26 |
| 1.7.1.Total-Etch Adeziv Sistemler .....                                                         | 26 |
| 1.7.2.Self-Etch Adeziv Sistemler .....                                                          | 28 |
| 1.7.3.Cam İyonomer Esaslı Adeziv Sistemler.....                                                 | 29 |
| 1.8.Adeziv Sistemlerin Dentine Bağlantılarının İn vitro Koşullarda<br>Değerlendirilmeleri ..... | 30 |
| 1.8.1.Ağız İçi Koşulları Taklit Etmek İçin Kullanılan Test<br>Yöntemleri.....                   | 30 |
| 1.8.1.1.Termal siklus ile yaşlandırma yöntemi .....                                             | 30 |
| 1.8.1.2.Bekletme ile yaşlandırma yöntemi .....                                                  | 31 |
| 1.8.1.3.Oklüzal yükleme ile yaşlandırma yöntemi.....                                            | 31 |
| 1.8.1.4.Çiğneme simülatörü ile yaşlandırma yöntemi.....                                         | 32 |
| 1.8.2.Adeziv Sistemlerin Dentine Bağlanma Dayanım Testleri .....                                | 32 |
| 1.8.2.1.Makaslama bağlanma dayanım testleri (shear bond<br>strength test) .....                 | 32 |

|                                                                                                           |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1.8.2.2.Gerilim bağlanma dayanım testleri (tensile bond strength test) .....                              | 33 |
| 1.8.2.3.Push-out dayanım testleri .....                                                                   | 34 |
| 1.8.2.4.Esneklik dayanım testleri (flexural strength test).....                                           | 34 |
| 1.8.2.5.Yorulma testleri .....                                                                            | 34 |
| 1.8.2.6.Sızıntı testleri .....                                                                            | 35 |
| 1.8.3.Bağlanma Dayanım testleri Sonucu Oluşan Kırılma Tiplerinin Değerlendirilmesi.....                   | 35 |
| 1.8.4.Adeziv Sistemlerin Dentine Bağlantılarının Görüntüleme Sistemleriyle Değerlendirme Yöntemleri ..... | 36 |
| 1.8.4.1.Geçirimli elektron mikroskobu ile değerlendirme (transmission electron microscopy) .....          | 36 |
| 1.8.4.2.Taramalı elektron mikroskobu ile değerlendirme (scanning electron microscopy) .....               | 36 |
| 1.8.4.3.Atomik güç mikroskobu ile değerlendirme (atomic force microscopy).....                            | 37 |
| 1.9.Tez Çalışmasının Amacı .....                                                                          | 37 |
| 2.GEREÇ ve YÖNTEM.....                                                                                    | 39 |
| 2.1.Dişlerin Seçilmesi ve Yüzey Hazırlanması.....                                                         | 39 |
| 2.2.Farklı Dentin Yapılarına Göre Dişlerin Gruplandırılması .....                                         | 42 |
| 2.3.Hazırlanan Farklı Dentin Yapılarına Lazer Uygulanması .....                                           | 47 |
| 2.4.Çalışmada Kullanılacak Adezivlerin Uygulanma Prosedürleri .....                                       | 50 |
| 2.5.Mikrogerilim Bağlanma Dayanım Testi .....                                                             | 51 |

|                                                                                                 |     |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 2.6.Steromikroskop ile Kırılma Analizleri.....                                                  | 52  |
| 2.7.Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi için Örneklerin<br>Hazırlanması .....            | 53  |
| 2.8.İstatistiki Analiz.....                                                                     | 53  |
| 3.BULGULAR.....                                                                                 | 54  |
| 3.1.Dentine Mikrogerilim Bağlanma Dayanım Bulguları .....                                       | 54  |
| 3.1.1.Kontrol Grubu İçin Dentine Mikrogerilim Bağlanma<br>Dayanım Sonuçları.....                | 56  |
| 3.1.2.Lazer Grubu İçin Dentine Mikrogerilim Bağlanma<br>Dayanım Sonuçları.....                  | 61  |
| 3.2.Bağlantı Ara Yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskobu<br>(SEM) İle İnceleme Bulguları..... | 76  |
| 3.3.Farklı Dentin Yüzeylerinin AFM İnceleme Bulguları .....                                     | 95  |
| 3.4.Kırılma Başarısızlık Tiplerini İnceleme Bulguları.....                                      | 114 |
| 4.TARTIŞMA .....                                                                                | 121 |
| 5.SONUÇ VE ÖNERİLER .....                                                                       | 135 |
| 6.ÖZET.....                                                                                     | 137 |
| 7.SUMMARY .....                                                                                 | 139 |
| 8.KAYNAKLAR .....                                                                               | 140 |
| 9.ÖZGEÇMİŞ .....                                                                                | 154 |

### **Simgeler ve Kısaltmalar**

|                    |                                                         |
|--------------------|---------------------------------------------------------|
| 1                  | = Sağlam dentin grubu (SEM örneklerinde)                |
| 2                  | = Abraze dentin grubu (SEM örneklerinde)                |
| 3<br>örneklerinde) | = Çürükten etkilenmiş dentin grubu (SEM                 |
| 4                  | = Suni eroziv dentin grubu (SEM örneklerinde)           |
| 5                  | = Suni eroziv+abraze dentin grubu (SEM örneklerinde)    |
| 6<br>örneklerinde) | = Suni çürükten etkilenmiş dentin grubu (SEM            |
| KR                 | = Kompozit Resin (SEM örneklerinde)                     |
| D                  | = Dentin (SEM örneklerinde)                             |
| RT                 | = Resin Tag (SEM örneklerinde)                          |
| H                  | = Hibrit tabakası (SEM örneklerinde)                    |
| AFM                | = Atomic Force Microscopy                               |
| ASB2               | = Adper Singlebond 2, 3MEspe, ABD                       |
| ASE                | = AdheSE single bottle, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein |
| ASEOF              | = AdheSE One F, Ivoclar, Lichenstein                    |
| ASMP               | = Adper Scotchbond Multipurpose, 3MEspe, ABD            |
| CaCL <sub>2</sub>  | = Kalsiyum klorür                                       |
| <sup>0</sup> C     | = Santigrad derece                                      |
| Cm                 | = Santimetre                                            |
| CO <sub>2</sub>    | = Karbondioksit                                         |
| COOH               | = Karboksil                                             |
| CSE                | = Clearfil SE bond, Kuraray, Japonya                    |
| Dyn                | = santimetre gram saniye                                |
| EDTA               | = etilendiamin tetra asetikasit                         |
| Er, Cr: YSGG       | = Erbium: Yttrium Aliminium Garnet                      |

|                                  |                                               |
|----------------------------------|-----------------------------------------------|
| Er:YAG                           | = Erbium:Yttrium Aliminium Garnet             |
| FDA                              | = Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi               |
| F                                | = Flor                                        |
| GA                               | = G-aenial bonding, GC, Japonya               |
| GPa                              | = Giga pascal                                 |
| Ho: YAG                          | = Holmiyum: Yttrium Aliminium Garnet          |
| K                                | = Kontrol grubu                               |
| KCl                              | = Potasyum klorür                             |
| L                                | = Lazer grubu                                 |
| $\mu\text{m}$                    | = Mikrometre                                  |
| $\mu\text{TBS}$                  | = Microtensile bond strength                  |
| MPa                              | = Mega Pascal                                 |
| mJ                               | = Milijoule                                   |
| N                                | = Newton                                      |
| NaOCl                            | = Sodyum hipoklorit                           |
| NaF                              | = Sodyum florür                               |
| NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> | = Sodyum dihidrojen fosfat                    |
| Nd: YAG                          | = Neodymium : Yttrium Aliminium Garnet        |
| NH <sub>2</sub>                  | = Amin                                        |
| nm                               | = Nanometre                                   |
| OH                               | = Hidroksil                                   |
| pH                               | = Hidrojen konsantrasyonunun eksi logaritması |
| SH                               | = Hidrojen kükürt                             |
| SEM                              | = Scanning Electron Microscopy                |
| TEM                              | = Transvers Electron Microscopy               |

## 1. GİRİŞ

### 1.1. Dişhekimliğinde Adezyon(Bağlanma) Nedir?

Farklı moleküller arasındaki çekim kuvvetleri **adezyon** veya **bağlanma** olarak tanımlanır. Diğer bir tanımlamayla iki materyalin bir biri ile etkileşiminin tek bir ara yüzde toplanmasına da adezyon diyebiliriz. (Dayangaç 2000, Van Meerbeek ve ark 2003, Perdigao ve Swift 2006). Bağlanmayı sağlayan materyale **adeziv**, adezivin uygulandığı materyale ise **aderent** denir. Bu terminolojiye göre bağlayıcı sistemler adeziv, diş sert dokuları ise aderenttir. Bağlanmanın gerçekleşmesi için bu iki materyal arasında tam bir temas ve buna bağlı olarak çekim oluşması gerekir (Cagle 1973, Dayangaç2000.). Ara yüzde oluşan etkileşimler atomik etkileşimlerin tipine göre sınıflandırılır (Bayne ve Thompson 2011). Adezyon fiziksel, kimyasal ya da mekanik bağlantı şeklinde olabilir. Fiziksel bağlantı oldukça zayıf olan Van Der Waalls gibi elektrostatik bağlantı ile olmaktadır. Kimyasal bağlantı atomlar arası bağlantı anlamına gelir. Mekanik bağlantı ise materyaller arasındaki girintili yüzeyler arasında olan bağlantı şeklidir. Kohezyon daha çok iki materyalin yapışması şeklindeyken adezyon farklı atomların veya moleküllerin birleşmesi şeklinde de tanımlanabilir (Marshall ve ark 2010). Ancak çalışmalarda her iki bağlantı şeklinin de ortak değerlendirilmeleri yapılmaktadır. Bağlantı hatalarını tespit ederken her iki bağlantı şeklinin birleşimleri tespit edilmektedir (Marshall ve ark 2010). Adezyon değerlendirilirken adezyon-kohezyon oluşumu, adeziv-koheziv bağlantı ara yüzünün karakterizasyonu, bağlantıların yıkımı ve bu yıkımın analizi göz önünde bulundurulmalıdır (Marshall ve ark 2010).

Adezyon ve kohezyon, fiziksel, kimyasal ve mekanik kuvvetlerin katkıda bulunduğu yüzeydeki bağlantı gücünün toplamı olarak da değerlendirilebilir. Bağlantı adherent yüzeyde, adezivin içerisinde ve bu her iki yüzey arasında olmaktadır (Marshall ve ark 2010). Çalışmalarımızda bizler genellikle yüzeyler arasındaki bağlantıyla ilgileniriz. Fiziksel bağlantı kuvvetleri genellikle zayıftır.

Kimyasal bağlantı güçlüdür ancak yoğunluğu fazla sert maddelerde bunu başarmak güçtür. Mekanik bağlantı ise en uygun ve etkili olan bağlantıyı oluşturmaktadır (Marshall ve ark 2010).

Fiziksel bağlantı herne kadar zayıf da olsa bağlantı kuvvetlerine bir katkısı vardır. Van der Waals kuvvetleri özellikle suyun varlığında hidrojen bağlarının da oluşmasıyla diğer bağlantı kuvvetlerinin etkisini artırıcı özelliğe sahip olur (Baier 1992).

Kimyasal bağlantı kovalent, iyonik, metalik ve bazen de şelasyon bağlantılarını içerir. Kimyasal bağlantının oluşması için pek çok yol vardır. Atomlar arası oluşan bu bağlantıyı farklı maddeler arasında oluşturmak çok kolay olmayabilir (Marshall ve ark 2010). Organo-silan içeren ajanlarla kimyasal bağlantı oluşturmak mümkün olabilmektedir. Ancak aslında çoğu zaman bu bağlantı, yüzey fazları arasındaki moleküler boşlukların ıslatılıp materyallerin yüzey adaptasyonunu artırıcı olarak kalmaktadır (Marshall ve ark 2010). Dental uygulamalarda yüzeylerdeki kontaminantları elimine etmek oldukça zor olduğu için oluşan kimyasal bağlantı çoğu zaman zayıf kalmakta ve mekanik bağlantı tarafından gölgelenmektedir (Marshall ve ark 2010).

Mekanik kilitlenme adezyonun en yaygın şeklidir. Dental materyallerin böyle bir bağlantı için pek çok farklı şekli vardır, ancak hepsinin temel özelliği adherent yüzeydeki girintilerin içerisine yayılıp mekanik tutunma sağlamalarıdır (Bayne ve ark 1992). Amalgamın kavitedeki girintilere tutunması, monomerlerin asitlenmiş minedeki pürüzlü bölgelere tutunması gibi pek çok örnek mekanik kilitlenmeye örnek olabilir (Smith 1996).

Mikromekanik bağlantıda rezinin dentin içerisine yayılımı iki şekilde değerlendirilmektedir. Dentin tübülleri içerisindeki kilitlenme mikrotaglar ile kollajenler arası boşluklar içerisindeki kilitlenme ise nanotaglar ile ifade

edilmektedir. Nanotagların bulunduğu bağlantı en iyi bağlantı olarak değerlendirilmektedir (Marshall 2010).

Adeziv sistemler tarafından oluşturulan bağlantının tespiti için pek çok metot kullanılabilir:

ESCA (*Electron Spectroscopy for Chemical Analysis*) veya diğer adıyla XPS (*X-ray Photoelectron Spectroscopy*) X ışını kullanılarak yapılan yüzey analiz metodudur. Elektronların enerjilerini ölçerek elementlerin yapısı incelenir. Yüksek oranda vakum gerektiren bu sistemde örneklerin hasar görme oranı oldukça düşüktür.

SIMS (*Secondary Ion Mass Spectroscopy*) bir iyon (Xe, Ar, Ce, Ga) ışını kullanarak yüzeydeki atomların kütlelerini hesaplama metodunu kullanır. Çok pahalı ve yüksek derecede vakuma ihtiyaç duyar. Yüzeydeki bir iki atomdan faydalanarak yapılan bu metodda çok sınırlı derinlikte analiz yapılır ve ESCA gibi örneklerin çok kuru olması gerekmektedir. Bu da doğal dişte çalışmayı sınırlar.

FTIR (*Fourier Transform Infrared Spectroscopy*) infrared ışın kullanarak kimyasal yapıyı inceler. Yüzey bilgisi çok sınırlıdır.

Raman mikroskobu ışığın elastik dağılımından yararlanarak kimyasal yapı bilgisi verir. Çok çeşitli yapıya sahip numunelerde yüksek çözünürlüklü bilgi verir.

SEM/EDS (*Scanning Electron Microscopy/Energy Dispersive X-ray Spectroscopy*) dental malzemelerin yüzey ve kimyasal tespitinde en çok kullanılan metottur. Yüzey incelemesinde yeterli derecede derin görüntüler elde edilebilir. Kimyasal inceleme elektronlardan gelen X ışınları ile yapılır. Yüksek vakum gerektiren bu sistem az miktarda neme imkan tanır.

AFM (*Atomic Force Microscopy*) yüzey incelemesi için oldukça sık kullanılır. Keskin bir ucun sapmasının ölçülmesi yöntemiyle görüntü elde edilir. Bu yöntemin en önemli avantajı sıvı içerisinde bile kullanılabilir olmasıdır.

## 1.2. Mineye Bağlanma

Kristalize yapıda olan mine, ağırlıkça yaklaşık, %1-4 su, %1-2 organik ve %94-98 inorganik materyal içerir. Restoratif diş hekimliğinde rezin esaslı materyallerin mineye bağlanması önem arz etmektedir (Perdigao ve Swift 2006, Van Meerbeek ve ark 2006). Mine yüzeyi aprizmatik mine ile kaplıdır. Restorasyon yapılırken minenin prepare edilmesi ve pürüzlendirilmesi prizma gövdelerinin açığa çıkmasına sebep olur (Van Meerbeek ve ark 2006). Mine dokusuna asit uygulamasını tabiben yüzeyde yaklaşık 10 µm'lik kısmın rezorbe olduğunu ve 5-50 µm arasında pürüzlenmiş bir alan oluştuğunu görürüz. Bu işlem sonucu minenin yüzey enerjisi artar ve bağlanabilirliği yükselir. Böylece rezin esaslı materyallerin daha kolay ve kuvvetli bağlanabilirliği artmış olur (Schmidseder 2000). Mikromekanik bağlanma adı verilen bu bağlantı mine üzerinde oluşan pürüzlülüğün içine girerek polimerize olan rezin ile gerçekleşir (Barkmeier ve ark 1986, Schmidseder 2000, Perdigao ve Swift 2006). Mine yüzeyinde üç tip morfolojik pürüzlenme olur (Gwinnett 1971). Bunlar şu şekilde sınıflandırılır:

**Tip I pürüzlenme:** Mine prizmalarının iç kısmının çözündüğü ve *“bal peteği görünümü”* adı verilen tipik yapı.

**Tip II pürüzlenme:** Mine prizmalarının çeperlerinin çözünmesinden kaynaklanan ortasının çıkıntı şeklinde görüldüğü yapı.

**Tip III pürüzlenme:** Mine prizmalarına rastlanılmayan düzensiz yapı (Gwinnett 1971).

Rezinin mine prizmaları içerisine girdiği uzantılara **rezin tag** adı verilir. Bu yapılar bağlantının temelidir. Ayrıca rezin taglarda uzanan daha küçük yapılara da **mikro tag** adı verilir (Stewart ve ark 2002). Mikro uzantıların bağlanma kuvvetlerine etkisi oldukça fazladır (Dayangaç 2000). Bu etki sayıca fazla olmaları ve geniş yüzey alanlarından kaynaklanmaktadır. Mineyi pürüzlendirmek için kullanılan asidin türü, konsantrasyonu ve uygulama süresi yüzeyde meydana gelecek etkiyi değiştirir (Van Meerbeek ve ark 2006). Ayrıca mine yüzeyi üzerinde yapılan preparasyonla birlikte minenin kimyasal yapısı da bağlantıyı etkilemektedir (Van Meerbeek ve ark 2006).

Mine yüzeyinde bağlantıya en etkili asit fosforik asit olarak kabul edilmektedir (Retief 1992).

### **1.3. Dentinin Yapısal Özellikleri**

Dentine bağlanma mekanizmasını anlayabilmek için dentinin kompleks olan histolojik, kimyasal ve fiziksel yapısını iyi bilmek gerekir.

#### **1.3.1. Dentinin Histolojik Yapısı**

Diş tomurcuğunun diş papillasından mezoderm kökenli olarak oluşan pulpa-dentin dokusu bir kompleks halinde düşünülmelidir (Scott ve Symons 1974). Dentin odontoblastlar tarafından oluşturulur. Odontoblastların minenin oluşumunu takiben mineden pulpaya doğru kollajen matris salgılaması ve neticede bu matrisin mineralizasyonu ile dentin dokusu oluşur. Odontoblastların stoplazmik uzantıları dentinin içerisindeki kanallar boyunca mineye doğru uzanabilirler (Scott ve Symons 1974). Dentinin mineralize yapısı çapları 1-2 µm olan tübüllerden oluşur. Bu tübüller koronalde mineden pulpaya doğru 2,5 ile 3,5 mm uzunluğa ulaşırlar ve pulpadan gelen odontoblastik uzantı için bir yer oluştururlar veya içlerinde uzantıların ve doku sıvılarının artıklarını barındırırlar. Dentin kanalları içindeki sıvı pulpadan dışarı doğru devamlı ve sabit bir basınçla sahiptir. Bu intrapulpal basınç 25-30 mmHg olup, adezivin penetrasyonu açısından dezavantaj oluşturur. Dentin tübüllerinin dışında, boylarınca uzanan peritübüler dentin adı verilen oldukça fazla mineralize olmuş bir kılıf bulunur. Bu yapı temel olarak başlangıçta koronalde pulpa çevresindeki dentinde bulunur ve dentinogenezde yüksek miktarda mineralize olur (Arola ve Reprogl 2006).

#### **1.3.2. Dentinin Kimyasal Yapısı**

Dentinin kimyasal yapısını % 70 inorganik kalsiyum hidroksil apatit ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ), % 18 genellikle tip 1 kollajen fibril olan organik yapı ve

%12'sini de su oluşturur (Zavala-Alonso ve ark 2011). Kollajen fibriller hidroksi apatit kristalleri içerisine gömülmüş halde bulunmaktadır ve böylece inter-tübüler dentini oluştururlar (Sundaram ve ark 2004). Fizyolojik yaşlanma, travma ve hastalıklar dentini modifiye edebilmektedir (Marshall 1993).

### 1.3.3. Dentinin Fiziksel Yapısı

Dentin, pulpa dokusunun etrafında konda mine kökte sement ile çevrili sert bir dokudur. Dişin en düzgün, mineralize olmuş yapısı olan dentinin fiziksel yapısını iyi bilmek çürüğü, aşınmayı, sklerozisi anlamak açısından gereklidir. Ayrıca yapılacak olan restorasyonun yapısı ve bonding prosedürleri için de dentinin fiziksel yapısının iyi bilinmesi gerekir. Dentini pulpadan tamamen ayrı bir doku olarak değerlendirmek hata olur (Brannström 1982).

Pulpa yüzeyine yakın olan henüz mineralize olmamış dentin tabakasına predentin adı verilir. Dentin formasyonu pulpa canlı kaldıkça devam eder. İlk oluşan dentin tabakası primer dentindir. Dentinin kanallı yapısı içerisinde Tomes fibrilleri adı verilen odontoblastların stoplazmik uzantıları yer alır. Dentin kanallarının içi intertübüler dentinle dışı ise daha fazla mineralize olmuş peritübüler dentin ile çevrilidir. Dentin kanalları, mine-dentin sınırında pulpa-dentin sınırına göre daha seyrekler. Kanalların lümenleri de pulpaya yaklaştıkça genişlemektedir (Garberoglio ve Brannström 1976).

Primer dentin oluşumunu takiben dentin yapımı yavaşlamış olsa da sekonder dentin adı ile devam eder. Tamir ya da tersiyer dentin yapımı ise dış uyaranlardan etkilenecek bir tepki olarak oluşur. Bu uyaranlar (operatif işlemler, diş çürüğü, travma, erozyon, atrizyon ve abrazyon vb.) mezenşimal pulpa hücrelerini uyarır, bunların ikincil odontoblastlara farklılaşmasına yol açar ve dentin oluşumunu başlatırlar. Odontoblastların dentin kanallarında ölmesi ile mikroskopta karanlık görünen ölü alanlar oluşur (Scott ve Symons 1974). Bu ölü alanlar yaşa bağlı olarak odontoblastların canlılığını yitirmesi neticesinde de görülebilir.

Mine-dentin sınırından pulpaya doğru oluşan kalsifikasyonla peritübüler dentinde genişleme olur. Yaşlanma ya da yavaş ilerleyen çürük lezyonları ile oluşan bu doku sklerotik dentin olarak adlandırılır. Bu alanlar sert ve yoğun olduğu için pulpayı dış uyaranlara karşı daha dayanıklı hale getirir. Dışarıdan bakıldığında bu alanlar sert, parlak koyu renkte görülürler (Scott ve Symons 1974).

Dentinin mekanik yapısını incelerken dokunun elastik yapısını öne çıkartmak rezin-dentin arası bağlantıdaki başarısızlıkların fiziksel ölçümü için gereklidir. Dentinin yapısındaki bileşenlerin ve mikro yapısının anlaşılması mekanik yapısının anlaşılmasında yardımcı olacaktır. Dentinin mikro yapısına bakıldığında hacmen yaklaşık % 50 olacak şekilde karbonlanmış nanokristal yapıda mineral kristal apatit ve % 30 tip 1 kollajen fibrilleri görürüz. Kollajen fibrillerin çapı yaklaşık 50-100 nm'dir. Bu kollajen yapı rastgele yerleşmiş düzlemde dentin formasyonuna dik olacak şekilde bulunmaktadır ( Jones ve Boyde 1984). Kollajen iskeletin intrafibriller ve ektrafibriller olarak iki bölgesi vardır. İntrafibriller yapı kollajenlerin içindeki periyodik boşluklardan oluşurken ektrafibriller yapı, fibriller arası boşluklardan oluşur. Bu iki bölge arası tam belirgin olmasa da mineral yapının %70-75'i ektrafibriller yapı içerisinde yerleşmiş şekildedir. (Bonar ve ark 1985, Pidaparti ve ark 1996). Mineral kristalleri pulpa yönünde iğne benzeri yapıda iken mine yönünde düz bir tabaka oluşturacak şekilde ve kalınlığı da yaklaşık 5 nm'dir (Kinney ve ark 2001).

Dentin dokusunun etkin yapısal özellikleri, üzerine yüklenen yüke karşı dayanıklılığını ve kırılabilirliğini belirler. Young modülü, çekme, basma ve kırılma modüllerinin etkin yapısal özelliklerine birer örnektir ve bu modüller arası ilişkiler, dentinin bunlara verdiği tepkiler ve dokunun mikro yapısı incelenmesi gerekli kompleks ilişkilerdir. Bu ilişkiler dentin tübüllerinin yapısı, yerleşimi ve mineralizasyonu ile farklılık gösterebildiği gibi dentinin farklı formları ile de (çürükten etkilenmiş, aşınmış gibi) tamamen kompleks hale gelir (Kinney ve ark 2003).

Dentinin elastik özellikleri diş dokusunun dayanıklılığı konusunda öne çıkmaktadır. Elastik terimi genellikle sertlik, matris uyumu, Young modülü, makaslama modülü, ve Poisson'ın oranı içerisinde değerlendirilmektedir. Young modülügerilmenin birim şekil değiştirmeye oranıdır. Ancak dentinin kompleks yapısından dolayı zaman içerisinde dentinin Young modülü de değişmektedir. Bu nedenle kompozit materyalin ve dentinin sadece Young modülüne göre değerlendirilmesi hata olur. Ayrıca dentinin yapısındaki iki önemli eleman olan apatit ve kollajenin miktarlarındaki değişikliğin de Young modülünü değiştirdiği de bir gerçektir (Katz ve Ukraincik 1971, Balooch ve ark 1998).Mineral ve organik fazların katsayılarının arasındaki büyük farklardan dolayı belirgin sınırlar beklemek doğru olmaz. Bu nedenle dentinin mikro yapısı içerisinde kompozitin bağlanma düzenini araştırmak daha gerçekçi olur (Kinney ve ark 2003).

Islak dentinin ölçülen Young modülü 18-25 GPa arasındadır. Bu aralığın alt seviyesi fizyolojik streslere karşı daha dayanıklı olduğunu gösterir (Balooch ve ark 1998).

#### **1.4.Dentine Bağlanmayı Etkileyen Faktörler**

Adeziv materyal adherent yüzeyi ne kadar iyi ıslatabiliyorsa başarı o oranda artar. Ayrıca yüzeylerin temizliği de önemlidir. Yüzeylerin kontaminasyonu bağlantının kalitesini azaltmaktadır (Bayne ve Thompson 2011). Bağlantının dayanıklılığı ve kalıcılığı bazı faktörlere bağlıdır. Bu faktörlerin en başında adherent yüzeyin homojen olmayan yapısını sayabiliriz. Kavite preparasyon teknikleri ve bu sıradaki kontaminasyonlar, smear tabakası, bağlanmaya aksi yönde hareket eden dışsal kuvvetler ve adezivin kimyasal ve fiziksel özellikleri dentine bağlantıyı etkileyen önemli faktörlerdendir. Nem, fiziksel stresler, sıcaklık değişimleri, pH, beslenme gibi ağız içi şartlar da dentin dokusuna bağlantıyı etkileyen önemli faktörlerdendir (Schwartz ve ark 1996).

#### **1.4.1. Klinik Olarak Dentin Yapısındaki Fizyolojik, Fizyopatolojik Ve Patolojik Değişiklikler**

Dentin dokusunda hayat boyu patolojik ve fizyolojik değişiklikler olur. Bu değişikliklerin başlıcaları sklerotik dentin ve çürük dentindir (James ve ark 2006). Çürükten etkilenmiş dentinde dentin tübülleri içerisinde çok miktarda aside dirençli mineraller bulunmaktadır. Bu mineraller dentin geçirgenliğini azaltmakta, bakteri ve bakteri ürünlerinin pulpaya geçişini önlemektedir. Genellikle enfekte olmayan bu tabaka, tekrar mineralize olabileceği için daha konservatif kavite preparasyonları ile korunmalıdır (Kiremitçi 2008).

##### **1.4.1.1.Çürükten etkilenmiş dentin ve tersiyer dentin**

Dentin, dentin kanallarının varlığından dolayı asit ataklarına mineye göre daha az dirençlidir. Mineral yapısının azlığı bu asit ataklarından daha çok etkilenmesine sebep olur. Mineden dentine geçen çürük lezyonu lateral bir yayılım gösterir. Çürük dentin basit olarak yüzeysel ve derin olarak iki tabakada incelenebilir (Fusayama 1979). Yüzeysel tabaka bakterilerce enfektedir ancak alt tabaka enfekte değil sadece artıklardan etkilenmiş durumdadır (Fusayama 1979, Marshall ve ark 1997). Yüzeysel tabakadaki kollajen yapı geri dönüşümsüz bir şekilde denatüre olmuştur. Ancak alt tabakada bulunan kollajen matris remineralizasyona cevap verecek durumdadır (Kuboki ve ark 1977). Dentinde yavaş ilerleyen çürük lezyonlarında pulpa demineralize dentini tamir edebilir. Çürük tabakanın altındaki sağlam dentinin hemen üzerinde transparan tabaka bulunur. Bu tabakanın hemen önünde mineral içeriği fazla olan ve normal dentine oranla daha sert sklerotik dentin oluşur (Ogawa ve ark 1983). Sklerotik dentinde mineral çökmesi dentin kanal lümeninde olduğu için geçirgenliği normal dentine oranla daha azdır. Sklerotik dentine rezin materyallerin bağlanması daha zor olabilir (Pashley 1991). Sklerotik çürükten etkilenmiş dentinde bakterilerin varlığından dolayı rezin penetrasyonu

azalmaktadır ve sonuçta bu durum rezin dentin bağlantısını olumsuz etkilemektedir (Tay ve ark 1999).

SEM ve TEM çalışmaları adeziv ve çürükten etkilenmiş dentin arasındaki aralığın sağlam dentinle olandan daha fazla olduğu görülmüştür (Yoshiyama ve ark 2000, 2002). Bu kalınlık muhtemelen çürükten etkilenmiş dentinin kısmen demineralize oluşu ve yapısının daha pöröz olmasından kaynaklanmaktadır. Bu mineralizasyonu az ve pöröz yapı asitlerin daha derine inmesine ve monomerlerin yapı içerisine daha fazla geçişinden kaynaklanıyor olabilir ( Wang ve ark 2007).

Laboratuvar çalışmaları genellikle sağlam dentin üzerinde yapılmasına rağmen klinik olarak karşılaşılan dentin çürükten etkilenmiş dentin veya sklerotik dentindir. Harnirattisai ve ark (1993)'larının çalışmalarında çürükten etkilenmiş dentin ile servikal sklerotik dentindeki bağlantı farklılıkları SEM çalışması ile incelenmiştir. Bu çalışmalarda sklerotik dentindeki tıkanmış dentin kanallarına bonding girişinin çürükten etkilenmiş dentine oranla daha az olduğu tespit edilmiştir. Daha sonra çürükten etkilenmiş dentin veya sklerotik dentinde yapılan adeziv bağlanma dayanım çalışmalarının sonucunda elde edilen bağlantı değerleri sağlam dentine göre oldukça düşük bulunmuştur (2-3 MPa) (Nakajima 1999, Perdigao 1994).

Çürükten etkilenmiş dentin yüzeyinde yapılan bağlanma dayanım çalışmalarında, çürükten etkilenen yüzeyin düzensiz olması sebebi ile bağlantı yüzeylerinin etrafında yer alan sağlam dentin dokusunda materyalin uygulanmış olması bir sorun olabilir. Ancak Sano ve ark (1994)'larının tanıttığı mikrogerilim bağlanma dayanım ( $\mu$ GBD) metodunda bu ihtimal neredeyse ortadan kaldırılmıştır. Bu metotta yüzey bağlantısı  $1 \text{ mm}^2$  gibi oldukça küçük alanlarda değerlendirilebilmektedir. Günümüzde bu metot mikrogerilim bağlanma dayanım testi olarak adlandırılmaktadır. Bu test metodu ile yapılan bazı çalışmalarda total-etch ve self-etch adeziv sistemlerin sağlam dentinde, çürükten etkilenmiş dentine göre daha yüksek  $\mu$ GBD değeri gösterdiği rapor edilmiştir (Nakajima ve ark 2000, Ceballos ve ark 2003).

#### 1.4.1.2. Sklerotik Dentin

Diş üzerindeki eroziv ataklar yavaş ve uzun süreli olursa pulpal dentin hipermineralize veya skleroze olur. Bu süreçte organik yapı azalır, intertübüler alanda mineral artışına bağlı olarak peritübüler alan kalınlığının arttığı görülür (Meurman ve ten Cate 1996). Organik yapının azalmasıyla beraber bağlantı zayıflamaktadır. Sklerotik dentinin mikro yapısındaki bu tip değişiklikler diş yüzeyindeki açıkta kalmış dentine bağlantıyı azaltmaktadır (Duke ve Lindemuth 1991). Kwong ve ark (2002), *in vitro* bir araştırmada total-etch ve self-etch sistemlerin her ikisi için de sklerotik dentin yüzeyinde sağlam dentinle karşılaştırıldığında bağlanma değerlerinde %25 düşüş kaydedildiğini bildirmişlerdir. Bunun nedeni, sklerotik dentinde, dentin tübüllerinin kalsiyum fosfat kristalleri ile tıkanarak rezin infiltrasyonuna engel olması ve aside dirençli hipermineralize bir yüzey tabakasının bulunmasıdır (Kwong ve ark 2002).

Yapılan bir çalışmada asit uygulanmış eroziv dentinde rezin penetrasyonunun 30µm olduğu aynı çalışmada sağlam dentine penetrasyonun ise 100 µm olduğu tespit edilmiştir (Gewinnett ve Jendersen 1978).

Rezin dentin bağlantısında, tübül boşluğunun açıklığı ve intertübüler dentinin mineral yapısı önemlidir. Normale oranla oluşan ince rezin tag formasyonu taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi ile tespit edilmiş olup oluşan bağlantı hipermineralize dentinde sağlam dentine oranla zayıf bulunmuştur (Perdigao ve ark 1994). Ayrıca frez ile açığa çıkarılmış dentinin asit uygulandıktan sonra sklerotik dentine göre daha düzgün ve homojen bir yüzey elde edildiği de tespit edilmiştir (Gwinnett ve Kanca 1992).

Sklerotik lezyonlarda aside dayanıklı hipermineralize tabakanın varlığı bilinmektedir (Duke ve Lindemuth 1991, Mixson ve ark 1995). Smear tabakasının

kalın olduğu durumlarda asitler minerallerle nötralize olur ve dentin kanallarına yayılımı azalır. Bu durumlarda kuvvetli ve harici asit uygulamasının bağlantıyı arttırıcı olduğu tespit edilmiştir (Miyasaka ve Nakabayashi 1999).

Bir çalışmada sklerotik dentine bağlantının 16-19 MPa arasında, sağlam dentinde ise 22-30 MPa arasında olduğu tespit edilmiştir (Yoshiama ve ark 1996).

Dentin yapısında sklerotik oluşuma neden olan atrizyon, erozyon veya abrazyon adı ile adlandırılan aşınmalar oldukça sık görülen ve giderek artan bir sorun olarak karşımıza çıkmaktadır. Erozyon içsel veya dışsal asitlerle olan aşınmayı tanımlamak için kullanılmaktadır (Bartlett ve Dugmore 2008). Abrazyon karşıt yüzeylerle olan aşınmayı tanımlarken, atrizyon ise karşıt dişlerin birbirini aşındırması olarak tanımlanmaktadır (Bartlett ve Dugmore 2008). Pek çok çalışma bu faktörleri birbirinden ayırma ve tanımlama üzerine yapılmaktadır (Bardsley 2008). Bu çalışmalar en çok teşhis, sınıflama ve aşınmanın takibinde zorlanmaktadırlar. Aşınmanın nicel ve nitel olarak sayısal değerlerle tespit edilmesi bu çalışmalara kolaylık sağlamaktadır (Bardsley 2008). İdeal bir endeks kolay anlaşılır, kullanışlı ve tüm bilimsel ve klinik çalışmalarda kullanılabilir olmalıdır. Bu anlamda Smith ve Knight'ın endeksi en uygun olanıdır (Çizelge 2.1). Bu endeks klinik bulguların tartışmasız değerlendirilmesine olanak verir (Bardsley 2008). Ancak bu tablonun, ağızdaki tüm dişlere uygulanması zaman alıcıdır ve yaş ile ilgili karşılaştırma yapmak mümkün değildir (Bardsley 2008). Dişlerdeki aşınmanın aslında yaş ile de ilgisi vardır (Bartlett ve ark 1998). Sertlik derecesi ne kadar yüksek olursa olsun mine tabakası iki dişin karşılıklı sürtünmesi veya restorasyonlar ile teması neticesinde aşınır. Fizyolojik koşullarda mine her yıl yaklaşık olarak en fazla 29 µm aşınır (Lambrechts ve ark 1989). Bruksizim, parafonksiyonel alışkanlıklar, maloklüzyon, yaş, beslenme ile ilişkili olarak diş kaslarında azalmalar hatta dentin dokusu açığa çıkana kadar yıpranmalar söz konusu olabilir. Dişlerdeki yıpranma en çok molarların oklüzalinde ve keser dişlerin mamelonlarında görülür (Oh ve ark 2002, Verrett 2001). Aşınmada karşıt dişdeki materyal de önemlidir. Amalgam restorasyonlar karşıt minede aşınmaya sebep olurlar ancak yine de iki mine arasındaki aşınmadan daha az etkilidir (Lambrechts ve ark 1897). Kompozitlerin

aşınmadaki rolü içeriğine bağlıdır. Mikro dolduruculu kompozitler mineye yakın aşınma gösterirken, hibrit kompozitler amalgam ve mineye göre daha çok aşınmaya yol açarlar (Lutz ve ark1992). Seramik restorasyonların ise diş dokusu üzerindeki aşındırıcı etkisi en fazla olan materyaldir (Monasky ve Taylor1971).

Mineye göre dentin daha zor bağlanılan bir yapıya sahiptir (Swift ve ark 1995). Dış uyaranlarla meydana gelen aşınma sonucunda, pulpayı korumak amacı ile dentin tübüllerinde tıkanmalar oluşur (Van Meerbeek ve ark 1994, Yoshiyama ve ark 1996). Bu oluşum dentin hassasiyetini azaltırken, dentin kanallarının transparan dentin ile tıkanması sonucu rezin tagların oluşumu engellenir (Van Meerbeek ve ark 1994, Yoshiyama ve ark 1996, Nicholson 2006). Yüzeydeki hipermineralize tabaka ve altındaki remineralize olmuş denatüre kollajen tabakanın varlığı asit uygulamanın etkinliğini azaltır (Van Meerbeek ve ark 1994, Mixson ve ark 1995). Bu nedenle sağlam dentine oranla sklerotik dentine bağlanma daha düşüktür (El-din ve ark 2004, Tay ve Pashley 2004). Ayrıca Karakaya ve ark (2008)'lerinin bulgularına göre de self-etch ve total-etch ajanların birlikte kullanıldığı çalışmada sklerotik dentine bağlantı sağlam dentin örneklerine bağlantıdan düşük çıkmıştır.

Erozyon, diş dokusundan kalsiyum ve fosfat iyonlarının çözülmesi ile oluşan diş doku kaybıdır. Bu kimyasal çözünmede bakterilerin rolü yoktur. Eroziv diş dokusunun tedavisi oldukça zor ve pahalı olabilmektedir (Sundaram ve ark 2004). Erozyonu önlemek için bonding kullanımı doku kaybının daha fazla olduğu kron yapımından daha konservatif bir çözüm olabilmektedir, ancak zamanla aşınacağından dolayı fissür örtücüler gibi zamanla yenilenip koruyucu etkisinin devam etmesi sağlanmalıdır (Sundaram ve ark 2004). Asit erozyonu genellikle geniş yüzeylerde öncelikle minenin ve ardından dentin dokusunun harabiyetiyle sonuçlanır (Nemcovsky ve Artzi 1996). Minenin histolojik yapısına bağlı olarak erozyon mine prizmalarının çözünmesiyle veya aprizmatik yüzeylerin kimyasal olarak aşınmasıyla olmaktadır. Minenin aşınmasıyla birlikte aşınmaya çok daha hassas olan dentin açığa çıkar ve erozyon hızlanır (Sundaram ve ark 2004). Böyle bir durumda makroskobik olarak görüntü krem renginden sarı dentin rengine dönmeye başlar. Dentinin yüksek organik içeriği ve tübüler yapısı mineye göre daha süngerimsi ve nemli olmasına yol

açar (Sundaram ve ark 2004). Dentinin yüzeydeki üçte ikilik kısmında tübüleri saran yüksek oranda mineralize olmuş peritübüller vardır. Dentinin içeriğini ve yapısını değiştirebilen yaşlanma ve hastalıklar eroziv dentinin tamir prosedürünü de değiştirmektedir (Marshall 1993).

Dentin erozyonunun başlangıcında peritübüler dentinin içinde oyuklar oluştuğu ve tübüler yapının genişlediği tespit edilmiştir (Meurman ve ark 1991). İlerleyen lezyonlarda ise intertübüler alanların yıkıma uğrayarak dentinin pörözlü bir yapıya dönüştüğü bilinmektedir (Meurman ve ark 1991). Lezyon pulpaya doğru ilerlerken dinamik bir yapıya sahip dentin pulpayı korumak amacı ile buna cevap verebilir. Bu cevap genellikle yavaş ilerleyen lezyonlarda tübüllerin mineralize olup tıkanması ile karşımıza çıkmaktadır. Burada düşünülmesi gereken yeni kesilmiş dentine göre bonding prosedürünün farklı olması gerekliliğidir (Sundaram ve ark 2004).

Dentin tübüllerinin konumunun değişkenliği ve tübüllerin yoğunluğu bağlantının gücünü etkilemektedir. Tübüllerin lateral konumlanması rezin tagların yayılımını azaltacağı için bağlantı zayıf olmaktadır (Mixson ve ark 1995). Erozyonla yıpranan dentinde de lateral konumlanmalar oluşacağı için hibrit tabakası daha ince oluşur ve bağlantı normal dentine oranla daha zayıf olmaktadır (Harnirattisai ve ark 1993).

### **1.5. Dentine Adeziv Bağlantıyı Etkileyen Diğer Faktörler**

Güçlü adeziv bağlantı için yüzeyin temiz olması başlangıç için en önemli kriterdir. Sudan gelen ince film tabakası, organik artıklar ve biyofilm tabakası klinik çalışmalarda her zaman yüzeyde bulunmaktadır (Marshall ve ark 2010). Bu artıklar dişlerin fırçalanması ile ortadan kaldırılamaz. Bunun dışında dişlerin preparasyonu sırasında da smear tabakası adı verilen ve yüzey enerjisini düşüren bir tabaka oluşmaktadır (Marshall ve ark 2010). Bu yüzeylerde asit uygulaması pek çok artığı uzaklaştırmakta ve mikro-mekanik bağlantı için yüzeyde pürüzlülük yaratmaktadır (Baier 1992). Monomerler asitlenmiş yüzeyi ıslatıp penetrasyonu artırır ve mikromekanik bağlantının oluşumunu kolaylaştırır (Marshall ve Marshall 1999).

Hidrofilik monomerler oluşan çatlaklardan içeri girip polimerizasyondan sonra mikromekanik bağlantı için kilit oluşturlar. Islanmayı kolaylaştıran gruplar –OH, -SH, -COOH ve –NH<sub>2</sub> gibi moleküllerdir. F ise ıslanabilirliği olumsuz etkilemektedir (Baier 1992).

Adeziv materyal adherent yüzeyi ne kadar iyi ıslatabiliyorsa başarı o oranda artar. Ayrıca yüzeylerin temizliği de önemlidir. Yüzeylerin kontaminasyonu bağlantının kalitesini azaltmaktadır (Bayne ve Thompson 2011). Bağlantının dayanıklılığı ve kalıcılığı bazı faktörlere bağlıdır. Bu faktörlerin en başında adherent yüzeyin homojen olmayan yapısını sayabiliriz. Kavite preparasyon teknikleri ve bu sıradaki kontaminasyonlar, smear tabakası, bağlanmaya aksi yönde hareket eden dışsal kuvvetler ve adezivin kimyasal ve fiziksel özellikleri dentine bağlantıyı etkileyen önemli faktörlerdendir. Nem, fiziksel stresler, sıcaklık değişimleri, pH, beslenme gibi ağız içi şartlar da dentin dokusuna bağlantıyı etkileyen önemli faktörlerdendir (Schwartz ve ark 1996). Derin dentine rezin bağlantısı tübüllerden gelen nem ile genellikle daha düşüktür (Heymann ve Bayne 1993). Bununla birlikte hidrofilik monomer içeren dentin bonding ajanlar yüzey nemliliğinden etkilenmeyip dentine yayılabilmektedir (Sundaram ve ark 2004). Aşınmış dentinde ıslak veya su bazlı bonding kullanmak bu anlamda daha uygun olacaktır (Sundaram ve ark 2004). Su bazlı primerlerin su ihtiva eden bondinglerle kullanımının suyun yer değiştirme kabiliyetinden dolayı daha uygun olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca kurutulmuş dentindeki büzülmüş kollajenlerin tekrar ıslatılıp bondingler ile yeniden daha sıkı bağlar kurması da olası görülmektedir (Van Meerbeek ve ark 1998).

### **1.5.1. Dentinin Nemli Yapısı**

İnternal ve eksternal dentin nemliliği bağlantı açısından önemlidir. Tübüllerin uzunluğu, çapı, dentin sıvısının viskozitesi, dentin sıvısında çözünen maddelerin moleküler hacmi, difüzyon için elde edilen yüzey, tübüllerin açıklığı ve pulpal sirkülasyon ile maddelerin uzaklaştırılma oranı internal dentinal ıslaklığı etkileyen faktörlerdendir (Schwartz 1996). Pulpa boynuzları üzerindeki okluzal dentin merkezden, proksimal dentin okluzalden, koronal dentin kök dentininden daha geçirgendir. Bu çeşitlilik dentini bağlanma açısından mineden daha zor bir doku

yapar. Adezyonu etkileyen diğerk bir faktör de túbüllerden sızan dentin sıvısıdır. Bu sıvı, adeziv materyal ile adezyon alanı için rekabet halindedir. Eksternal dentinal ıslaklığın ya da çevre neminin de dentine bağlanma dayanımını negatif etkilediğı gösterilmiştir (Schwartz 1996).

### 1.5.2. Smear Tabakası

Kavite preparasyonu sırasında diş yüzeyleri üzerinde debris birikimi oluşur. Buna kan, tükürük, bakteri gibi oluşumların eklenmesi ile smear tabakası denilen yapı oluşur. Smear tabakasının kalınlığı, morfolojisi ve kompozisyonu kullanılan aletin tipi, kavite dezenfeksiyonu, dentin alanına göre değişebilir. Smear tabakasının kalınlığı 0,5-5 µm arasında kayıt edilmiştir (Dayangaç 2000, Schwartz 1996).

Bağlantı yüzeyini arttırmak için yapılan pürüzlendirme işlemi sırasında kullanılan asit, diş yüzeyini temizleyerek mikroskobik girinti ve çıkıntılar oluşturur (Dayangaç 2000). Dentinin serbest yüzey enerjisi mineye göre daha düşüktür (44,8 dynes/cm). Ağız içinde diş yüzeyi kritik yüzey gerilimi düşük olan (28 dyn/cm) ve adezivin ıslatmasını yetersiz kılan salya pelikülü ile kontamine olur (Schwartz ve ark 1996). Bundan dolayı kavite preparasyonu boyunca oluşan düşük yüzey enerjili smear tabakası doğal diş yüzeyinden tamamen temizlenmeli veya kullanışlı hale getirilmelidir. Smear tabakası olmadığı durumlarda 1µm'lik hibrit tabakasının yaklaşık olarak 10 MPa civarında bağlantı sağladığı bilinmektedir (Watanable ve Pashley 2000).

İyatrojenik olarak oluşan bu tabakanın kesilen diş dokusu ve restoratif materyal arasındaki bağlanmaya etkisi negatiftir. Smear artıkları dentin túbüllerini kapatır. Yıkılarak ya da ovularak uzaklaştırılamadığı ve dentin geçirgenliğini de %86 oranında azalttığı bildirilmiştir (Schwartz 1996). Çeşitli adeziv sistemlerle bu smear tabakası tamamen kaldırılır ya da modifiye edilerek bağlantının artırılması sağlanır. Smear tabakasını tamamen kaldırmadan modifiye eden self-etch adezivler smear tabakasının pulpayı koruyan bir bariyer olarak kalması, dentin sıvısı ile adezivlerin etkilerinin azalmaması ve smear tabakasının bakteriyel geçişi durdurabilecek bir bariyer olarak kalması amacı ile kullanılırlar (Van Meerbeek ve ark 1998). Total-etch sistemler ise smear tabakası tamamen ortadan kaldırılarak

dentindeki kollajenlerin ortaya çıkıp adeziv rezinin penetrasyonunu arttırmak amacı ile kullanılmaktadır. Smear tabakasının kaldırılması ile porözite artar ve mikromekanik tutuculuk artar (Pashley ve ark 1997).

### **1.5.3. Yüzey Pürüzlülüğü**

Bağlantıyı arttıran ıslanabilirliğin etkinliği yüzeydeki mikro seviyedeki pürüzlülük ile artmaktadır. Islanabilirlik Wenzel denklemindeki pürüzlülük oranı ile ilişkilendirilir (Wenzel 1936). Bu oran kısaca düz ve pürüzlü yüzeyler arası değim açısının oranıdır. Bu denkleme göre değim açısı  $90^0$ 'den küçükse ıslanabilirlik artmaktadır (Marshall ve ark 2010).

Adezyon materyallerin bağlanması için derinlemesine kontağa ihtiyaç duyar. İki materyalin yapısı farklı olduğunda materyallerin derinlemesine kontağından söz etmek zor olur. Atomlar arası bağlantıda kristal formunda kimyasal bir eşitlik vardır. Burada atomlar arası bağlantı yerine yüzey enerjisine bağlı olarak sadece beş atom kalınlığında fiziksel bir bağlantıdan söz edilebilir (Haisma 2002).

### **1.5.4. Islanabilirlik ve Değim Açısı**

Islanabilirlik ve değim açısının bağlantıdaki rolü çok büyüktür. Adezyonun gerçekleşebilmesi için iki materyal ilişkide olmalıdır. Bağlantının gücü adezivin adherent yüzeye akışı ve iyi ıslatması ile doğru orantılıdır. Bunun için adezivin kritik yüzey gerilim değeri, adherentin kritik yüzey gerilim değerine eşit ya da ondan daha az olmalıdır (Dayangaç 2000). Yüzeyin ıslatılması, yüzey üzerindeki damlanın değim açısı ile karakterizedir. Adherent yüzeyine damlatılan adeziv oluşturduğu küre parçasına her iki maddenin birleştiği yerden çizilen teğet ile adherent yüzeyi arasında oluşan açı 'kontakt açısı' ya da 'değim açısı' olarak ifade edilir. İdeal bir ıslanma için değim açısının sıfır dereceye yakın olması gerekmektedir (Phillips 1991). Ayrıca adezivin düşük vizkoziteli olması da penetrasyonun artışı için istenen özellikler arasındadır (Dayangaç 2000, Schwartz ve ark 1996).

Değim açısı yüzeydeki damlanın yüzeyle yaptığı iç açısı olarak da kısaca ifade edilebilir. Bu açı materyaller arası yüzey enerjileri denklemini belirler (Marshall ve ark 2010).

Islanabilirlik şart olmasa da genellikle su ( $H_2O$ ) kullanılarak belirlenir. Değim açısı  $90^\circ$ 'den büyükse ıslanamaz, küçükse kolay ıslanabilir,  $0^\circ$ 'ye yakınsa tam olarak yayılabilir anlamında değerlendirilir (Marshall ve ark 2010). Islanabilirlik derecesi, adezyon derecesiyle eşdeğerdir (Marshall ve ark 2010). Dental adezyonda istenen yüzeyin hızlı bir şekilde ıslatılması ve neticede koheziv kuvvetlerin bağlantıdaki rolünün artırılmasıdır (Marshall ve ark 2010).

Düşük değim açısı temiz ve yüksek yüzey enerjili yüzeylerde sıvılar veya monomerler tarafından oluşturulur. Yüksek yüzey enerjili maddeler sert, kristal yapılı ve yüksek erime noktasına sahiptirler. Asit uygulanmış mine de bu özelliklere sahiptir. Ancak dentin kollajeni düşük yüzey enerjisine sahiptir (Baier 1992). Yüksek yüzey enerjili mine ve dentin çeşitli sıvılarla kontamine edilip nemli kalması sağlanır. Bu şekilde nemli dentinin monomerler tarafından iyi ıslatılabilmesi mümkün olur (Marshall ve ark 2010). Yüzeyin tam olarak ıslanması adezyon için gerekli olsa da son aşama değildir. Mikro çatlaklardan içeri yayılan adeziv materyalin tam olarak polimerize olup bağlantının gerçekleşmesi gerekmektedir (Marshall ve ark 2010).

#### **1.5.5. Restoratif Rezinlerin Polimerizasyon Büzülmesi**

Young modülü de denilen elastisite modülü malzemenin kuvvet altında şekil değiştirmesinin ölçüsüdür. Polimerizasyon esnasında büzülen kompozitlerin büzülme miktarı içeriğindeki inorganik doldurucu oranı ile ilişkilidir (Perdigao ve Swift 2011). Elastik modülü düşük olan mikrofil kompozitler polimerizasyon streslerine daha dayanıklıdır (Gladys ve ark 1997). Yüksek elastisite modülüne sahip kompozitler polimerizasyon esnasındaki stresleri tolere edemezler. Oluşan kuvvetleri kompozit ve diş dokusu arasındaki adeziv yüzeye iletirler. Sonuçta bu arayüzde mikro çatlaklar oluşur ve zamanla mikrosızıntı meydana gelir. Bu durum da bağlantının zayıflamasına neden olur. Ancak son zamanlarda geliştirilen adeziv sistemlerle bu olumsuzluklar azaltılmaya çalışılmaktadır (Browning ve ark 2000).

Polimerizasyon esnasındaki bu olumsuz durumu azaltmak için, özellikle sınıf iki kavitelere yan duvarlara kompozit ile diş dokusu arasında düşük vizkoziteli kompozit kullanımı önerilmektedir (Kemp-Scholte ve Davidson 1990). Düşük vizkoziteli kompozitlerin mikrosızıntıyı azalttıkları ispatlanmıştır ancak Sınıf II kaviterlerin basamağındaki etkinlikleri kanıtlanamamıştır (Fortin ve ark 1994).

#### **1.5.6. Hibrit Tabakası**

Asit düzenleyiciler (*conditioner*) ile dentin yüzeyinin demineralizasyonunu takiben kollajen fibril ağı açığa çıkar. Düşük viskoziteli monomerler bu bölgeye penetre olarak eriyen hidroksiapatit kristallerinin bıraktığı nano boşlukları doldurur ve kollajenlerin etrafını sararlar. Polimerizasyonun sağlanması ile adeziv rezin mikromekanik olarak dentin kollajeni ile bağlanır. Oluşan rezinle güçlendirilmiş, aside dirençli bu alan ‘hibrit tabakası’ olarak adlandırılır ( Schwartz ve ark 1996, Nakabayashi ve Pashley 1998, Alaçam 2000). Bu tabaka daha çok diş dokusunun organik kısmı ile adeziv rezinin birlikte oluşturduğu kompozisyonudur. Bu tabaka çoğunlukla asitlere dirençlidir (Nakabayashi ve ark 1982, Nakabayashi ve Pashley 1998). Bu tabaka sayesinde kompozit rezin ve dentin arasında orta dereceli elastisite modülüne sahip bir alan oluşturulur. Bu elastik bölge bağlantı yüzeyinde oluşan stresleri azaltarak, bağlantının korunmasını ve marjinal bütünlüğün kalıcılığını sağlamaktadır (Moszner ve ark 2005, Uno ve Finger 1995, Van Meerbeek ve ark 1993). Hibrit tabakasının kalınlığından ziyade kalitesinin önemli olduğu ve dentine bağlanma değerleri ile hibrit tabakası kalınlığı arasında bir ilişki olmadığı saptanmıştır (Nakajima ve ark 1999, Say ve ark 2003).

#### **1.6. Dentin Dokusunun Adeziv Bağlanmadaki Rolü**

Dental adezyonda en çok kullanılan bağlantı şekli mekanik bağlantı olup genellikle mikroskobik seviyelerdedir. Buna ek olarak düşük düzeyde de olsa kimyasal bağlantı da görülmektedir. Dentinde asit kullanılarak oluşturulan mikroskobik boyuttaki *undercut*’lar dental adezyonun temelini oluşturmaktadır.

Bağlantıda kilitlenme boyutu 10 µm civarında ise mikromekanik bağlantıdan söz edilmektedir (Buonocore 1955).

Rezinler dentine yüksek organik yapısından dolayı, mineye göre daha farklı bağlanırlar. Dentinin yaşayan bir doku oluşu, mineral yapısının azlığı ve sürekli nemli oluşu bağlantıda sorunlar yaşanmasına yol açar (Sundaram ve ark 2004). Dentine bağlanacak olan materyalin ilk önce yüzeye tutunması ve ıslak yüzeyde kalabilmesi gerekmektedir. Yeni kesilmiş dentindeki düzensiz smear tabakasının bonding sistemler ile modifiye edilmesi veya ortadan kaldırılması gerekmektedir. Böylece rezin materyalin dentinin içerisine girebilmesi kolaylaşacaktır (Watson ve Bartlett 1994).

Geleneksel olarak bonding sistemler jenerasyonlarına göre sınıflandırılırlardı. Ancak bunun bilimsel yanının zayıf olmasından dolayı artık sistemlerin uygulamadaki basamak sayılarına göre sınıflandırılmaları kullanılmaktadır (Sundaram ve ark 2004). Pek çok bonding sistem, dentini demineralize ederek kollejen ağlarının ve smear tabakasını kaldırarak dentin tübüllerinin açığa çıkmasını sağlayacak asit ihtiva etmektedir (Ericson 1989). Primerler, hidroksietilmetakrilat gibi hidrofilik monomer ve çözücüler içerirler. Bu maddeler hidrofobik rezinlerin, demineralize dentinin mikroskobik girintilerine girme kabiliyetini arttırırlar (Nakabayashi ve ark 1982). Kompozit restorasyon ve dentin arasındaki bu tabaka tübüllerin ve intertübüler dentinin arasına girmiş rezinden oluşur ve hibrit tabaka adıyla anılır (Van Meerbeek 1992).

Tek şişe self-etch bondinglerde asit, primer ve bonding ajanla birleşmiş haldedir. Yüzeye uygulanması sonucu smear tabakası çözünür, dentin demineralize olur ve aynı zamanda dentin monomerle dolar. Penetrasyon ve demineralizasyon aşaması moleküllerin asit kısmını nötralize eder. Hava ile kurutma ve ışık uygulama aşamaları polimer oluşumu ve hibrit tabakasının oluşmasına yol açar (Fry 2000).

Dentine bağlantı değerlendirilirken rezin ve dentinin bağlantı yüzeylerinin incelenmesi gerekmektedir. Bağlantıdaki kopmanın gerçekten bağlantı yüzeyinde mi, yoksa adherent yüzeyde mi olduğu iyi tespit edilmelidir. Aksi takdirde edinilen kırılma analizi verileri bağlantıya ait değil bağlanılan yüzeydeki materyale ait olur (Marshall ve ark 2010) ya da hem bağlantıya ait hem de materyaldeki kopma verileriyle kombine halde olduğu gibi veriler karışık olabilir (Marshall ve ark 2010).

Dentinin histolojik yapısının kompleks olmasından dolayı araştırmacılar minedeki gibi dentinde de güçlü bir bağlantı kurabilmek için çalışmaktadırlar. Dentindeki tübüllerin yoğunluğu, çapı, peritübüler ve intertübüler dentin oranı adezyonu etkileyen faktörlerdendir (Dayangaç 2000). Dentindeki demineralize ve sklerotik alanlar da adezyona etki eder. Restorasyon yapılacak bölgedeki kalan dentin miktarı mevcut dentin tübül sayısı ve çapı açısından bağlantıyı etkileyen faktörler arasındadır (Dayangaç 2000).

#### **1.6.1. Dentine Bağlantıyı Güçlendirmek İçin Uygulanan Farklı Yüzey Uygulamaları**

Dentinde kavite açarken kullanılan frez tipinin dentin dokusunun kimyasal ve fiziksel özelliklerini değiştirdiği tespit edilmiştir. Bu işlemin smear tabakası oluşturduğu ve oluşan farklı tip ve yapıdaki smear tabakasının bağlantıyı doğrudan etkilediği bilinmektedir (Eick ve ark 1970). Elmas frezler karbit frezlere göre daha kalın bir smear tabakası oluştururlar ve dentin dokusunda düzensizliğe neden olurlar (Brännström ve ark 1979). Bu düzensizlik dentine adezivlerin bağlantısını düşürür.

Elmas frez ile açılan kavitelerdeki adeziv bağlantı değerlerinin ultrasonik ve Er:YAG lazer ile açılan kavitelerdeki bağlantı değerlerinden yüksek olduğu tespit edilmiştir (Cardoso ve ark 2008). Dentin yüzey hazırlamasında lazer tercih edildiğinde ablasyon oluşumu sonucu mikrokaterler oluşur. Bu oluşumun bağlantıyı

azaltıcı yönde etki ettiğine dair çalışmalar mevcuttur (Nakabayashi ve Pashley 1998, De Munck ve ark 2002, Tay ve Pashley 2001).

#### **1.6.1.1.Dentini asit ile pürüzlendirme**

Smear tabakası varlığının adeziv ile dentin dokusu arasında kuvvetli bağ oluşumunu azalttığı tespit edilmiştir (Pashley ve Carvalho 1997). Kuvvetli bir bağlantı için total-etch tekniğinde dentinin asit ile muamele edildiği bilinmektedir. Dentin yüzeyine uygulanan asit (fosforik, maleik, sitrik ve nitrik) smear tabakasının tamamen uzaklaşmasını sağlar (Pashley ve Carvalho 1997). Bunun yanı sıra intertübüler dentin yüzeyinde demineralizasyonlar oluşur ve intertübüler kollajenden hidroksiapatitin uzaklaştırılmasıyla nano boşluklar meydana gelir ve artan mikroporoziteyle uygulanacak adezivin tutuculuğu artmış olur (Pashley ve Carvalho 1997).

Total-etch sistemler iki ya da üç aşamalı olabilir. Her iki sistemde de asit ayrı olarak uygulanır ancak primer ile adeziv ayrı olarak ya da birlikte uygulanır (De Munck ve ark 2005).

#### **1.6.1.2. Dentini lazer ile pürüzlendirme**

Dentin dokusu içerisinde bulunan hidroksiapatit kristalinin merkezindeki hidroksil iyonu ve interkristalin boşluktaki su molekülü ve hidroksil grupları lazerin etkisi ile hızla buharlaşmaya çalışır ve neticede küçük patlamalar oluşur. Bu patlamalar dental ablasyonun temelidir (Coluzzi 2004). Ablasyon neticesinde yüzeyde girintiler oluşur. Su aracılığıyla oluşan patlayıcı ablasyon miktarı yüzeyseldir (1-10 µm) (Watanabe ve ark 1996). Bu işlem esnasında verilen su ve hava pulpa dokusunu aşırı ısınmadan korumaktadır. Yapılan çalışmalar pulpanın bu uygulamalardan etkilenmediğini göstermektedir (Goodis ve ark 2004, Ana ve ark 2007, Kılınç ve ark 2009). Ayrıca lazer atım sayısının azaltılması ile de pulpada

oluşabilecek zararların önüne geçilebilmektedir, burada yüzey penetrasyonu az olduğu için lazerin yeterli derecede etkisi sağlanabilmektedir (Wittschier 2004).

Diş hekimliğinde FDA'nın (Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi) 1997 yılında kullanımını onayladığı Er:YAG (Erbium:Yttrium Aliminium Garnet) lazer yaygın olarak sert dokularda en çok kullanılan lazerdir (Aoki ve ark 2004). Dalga boyu 2940 nm olan Er:YAG lazer su tarafından en iyi absorbe edilen lazerdir (Aoki ve ark 2004).

Düşük karakterli enerjinin yüksek karakterli enerjiye dönüşümüyle elde edilen lazer ışığı ( Light Amplication by Stimulated Emission of Radiation) pek çok yerde kullanıldığı gibi diş hekimliğinde de kullanılmaktadır. Lazer, radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi sonucu oluşmaktadır (Fuller 1997). Tek renkli, birbirine paralel aynı yönlü ışık olan lazerin diş hekimliğinde kullanılan tüm tipleri aşağıda mevcuttur:

- CO<sub>2</sub>,
- Er: YAG,
- Er, Cr: YSGG,
- Ho: YAG,
- Nd: YAG,
- Diode,
- Argon ve
- Alexandrite lazerler kendilerine has uygulamalarda etkili olarak kullanılabilmektedirler.

Atomun yörüngesinde bulunan elektronlara dışarıdan verilen enerji ile kendi taban enerjilerinden yüksek enerji seviyelerine çıkıp tekrar taban enerjisine geri dönmeleri sırasında kendiliğinden verdikleri bir enerji vardır. Bu enerji yayılımına spontan emisyon adı verilmektedir. Ancak dışarıdan enerji verilmesi sırasında eklenen kuantum enerjisi ile salınan enerjiye etkilemeli emisyon adı verilmektedir ki

bu adı ilk kez Einstein kullanmıştır. İşte bu kuantum enerji yayılımına lazer adı verilmektedir (Coluzzi 2004).

Yukarıda kısaca lazer oluşumundan bahsettikten sonra seçeceğimiz dokuya uygun lazeri bulabilmek için lazerin parametrelerini bilmeliyiz (Ishikawa ve ark 2003, Coluzzi 2004).

Lazer Parametreleri;

1- Dalga boyu: Her dokunun lazer ışığını abzorbsiyonu farklıdır. Üzerinde çalışılacak dokunun en iyi abzorbe ettiği en az saçılma uğrattığı lazer dalga boyu seçilmelidir. Böylece güvenli ve etkili çalışılabilir.

2- Güç yoğunluğu: Lazerin yoğunluğu üzerine düştüğü dokunun  $\text{cm}_2$ 'sinde tek atımının verdiği enerjidir. Birimi watt'dır (W). Bu alan daireseldir. Alan küçüldükçe lazerin gücü artar, bu nedenle odak mesafesinin iyi ayarlanması gerekmektedir. Böylece en etkili güç elde edilebilir.

3- Enerji yoğunluğu: Belli bir zamanda uygulanan enerji miktarıdır. Birimi Joule'dür (J). Uygulanan yer  $\text{cm}^2$  cinsinden hesaplandığı için bu alandaki güç yoğunluğu enerji yoğunluğu olarak belirlenir ( $\text{J}/\text{cm}^2$ ).

4- Frekans: Lazerin saniyedeki atım sayısıdır. Birimi Hertz (hz)'dir.

5- Atım süresi: Bir lazer atımının emisyonu için geçen süredir. Atım süresinin kısalığı lazeri güçlü kılar böylece dokunun ısınması azalmış olur.

6- Işığın çapı: Santimetre karedeki foton yoğunluğu olarak bilinir.

Lazer Rezonatörü; lazer ışığının oluştuğu kutuya 'lazer rezonatörü' veya 'lazer kavitesi' adı verilir. Bu kavite içerisinde üç adet önemli bölge bulunmaktadır:

1- Işıık kaynağı: Fotonların elde edileceğı, dalga yayılımı yapacak olan maddenin elektronlarının enerji alabilmesi için gerekli enerji kaynağıdır. Bu enerji, elektrik akımı, ksenon ya da kripton lamba veya başka bir lazerden gelen ışıık kaynağından elde edilebilir.

2- Dalga yayılım maddesi: Oluşan ışıığın kavite içerisinde yayılım göstereceğı bir maddeye ihtiyaç vardır. Bu maddeler: Nd: YAG veya Er: YAG kristali, sıvılaştırılmış Argon ve gaz halde bulunan CO<sub>2</sub> olarak sayılabilir.

3- Optik Rezonans Kavitesi: Fotonların hareketlendiğı kutu içerisinde paralel halde bulunan aynalar hem ışıığın şiddetini artırır hem de birbirine paralel düzenli fotonların oluşmasına imkan tanır. Yarı geçirgen olan aynalardan birinden, oluşan belli kalitedeki lazer ışığı dışarı çıkar ve yayılım gösterir. İşte bu tek dalga boyundaki lazerin oluşmasını sağlayan kutunun tümüne 'optik rezonans kavitesi' denir (Ishikawa ve ark 2003, Coluzzi 2004). Kısaca optik rezonatör lazerin etkisini artırır ve karakteristik özelliklerini verir (Ishikawa ve ark 2003). Bu özellikler; paralellik, ışıık dalgalarının aynı fazda olması ve tek renkliliktir.

Lazer Doku İlişkisi; Lazer ışıığının dokulara çarptığında aşağıdaki olaylar görülür.

1) Emilim (absorbsiyon): Absorbe edilen ışıık enerjisi dokularda en çok ısı gibi farklı formlara dönüşür. Işığın dalga boyuna bağılı olarak dokulardaki elemanlar ışığı absorbe ederler. Diş hekimliğinde daha çok sert doku için kullanılan uzun dalga boyu (3 µm) su ve hidroksiapatit tarafından emilir. Oluşan ısı artışı neticesinde lazerin etkisi görülür (Coluzzi 2004).

2) Geçiş (transmisyon): Lazer doku içerisinde ilerleyebilir. Bu ilerleme dalga boyuna ve çarptığı dokuya göre değişir (Coluzzi 2004).

3) Yansıma (refleksiyon): Lazer dokuya uygulandığında paralel veya dağınık biçimde yansır. Örneğın mine ve amalgamda yansıma çok fazla olabilir (Coluzzi 2004).

4) Saçılma (scatter): Hedeflenen doku içerisinde lazer yayılırken farklı noktalara da saçılabilir. Emilim arttıkça saçılma azalmaktadır (Coluzzi 2004).

Lazerin fotobiyolojik etkileri;

1) Fotokimyasal etki: Lazer ışığının termal etkisi olmadan sadece dokuda kimyasal reaksiyonlar başlatabilme özelliğidir. Tümör hücrelerinin yok edilmesi, kompozitin polimerizasyonu bu tip özelliğe örnek olabilir (Coluzzi 2004).

2) Fototermal etki: Lazer uygulanan dokuda oluşan ısı neticesinde bu özellik görülür. Dokuda oluşan aşırı ısınma ile fotoablasyon, buharlaşma, protein denatürasyonu, koagülasyon ve hemostaz görülür (Coluzzi 2004).

3) Fotomekanik ve fotoelektrik etkisi: Dokularda oluşan hızlı ısınma neticesinde çok hızlı termal genleşme ve mekanik şok dalgaları sonucu fotoablasyon ve optik kırılmalar ile mekanik şok dalgaları sonucu fotodistrupsiyon görülür (Coluzzi 2004).

4) Fotoakustik etki: Lazer enerjisi ile doku içerisinde şok ses dalgaları sonucu patlamalar oluşur buda fotoakustik etkinin meydana gelmesini sağlar (Coluzzi 2004).

## **1.7. Dentine Bağlantıda Adeziv Sistemlerin Rolü**

### **1.7.1. Total-Etch Adeziv Sistemler**

Yapılan çalışmalar sonucunda smear tabakası varlığının rezin ile dentin dokusu arasında kuvvetli bağ oluşumunu azalttığı tespit edilmiştir (Pashley ve Carvalho 1997). Bu nedenle kuvvetli bağlantı istenildiğinde dentin asit ile pürüzlendirilmelidir. Total-etch tekniğinde dentin ve minenin asit ile muamele edildiği bilinmektedir. Dentin yüzeyine uygulanan asit (fosforik, maleik, sitrik ve nitrik asitler) smear tabakasının tamamen uzaklaşmasını sağlar (Pashley ve Carvalho 1997). Bunun yanı sıra intertübüler dentin yüzeyi de demineralize olur ve intertübüler kollajenden hidroksiapatitin uzaklaştırılmasıyla nano boşluklar oluşur ve artan mikroporoziteyle uygulanacak adezivin tutuculuğu artmış olur (Pashley ve Carvalho 1997). Bu aşama total-etch adeziv sistemlerin 3. ya da 2. aşamasının ilk ayağını oluşturur. Yüzey birikintilerden arındırılmak amacı ile yıkanır ve kurutulur

(Kwong ve ark 2002). Bu noktada dikkat edilmesi gerekli konu aşırı kurutmamak ya da ıslak bırakmamaktır. Çünkü aşırı kurutma ile açıkta kalan kollajen ağlar büzülür ve uygulanacak adezive destek sağlayamaz, ıslak bırakıldığında da adezivin yüzeye dağılımı engellenmiş olur (Hashimoto M ve ark 2002). Hashimoto ve ark (2003) dentine asit uygulama zamanı arttıkça  $\mu$ GBD değerinin düştüğünü belirtmişlerdir.

Total-etch sistemlerde asit uygulamasını takiben ıslanabilirliği arttırmak için primer adında materyaller kullanılmaktadır (Erickson 1992). Primerler aseton, etanol ya da su gibi bir çözücü içerisinde erimiş halde bulunan polimerlerden oluşmaktadır (Inoue ve ark 2000). Bu çözücüler dentin yüzeyinden suyu uzaklaştırarak kollajende nem kalmasının önüne geçerek kollajen ağına monomerlerin taşınmasına aracılık etmektedirler (Jacobsen ve ark 1994). Primerlerin içerisinde en çok HEMA, BPDm, PMDM, PENTA gibi monomerler bulunmaktadır.

Üç aşamalı total-etch uygulamalarının 3. ayağını adeziv oluşturur. Asitleme sonucu kollajende oluşan nano boşlukları dolduran adeziv, aynı zamanda ortamda kalan hidroksiapatitlerle de karışarak hibrit tabaka adı verilen yeni bir yapı oluşturur (Nakabayashi ve ark 1982, 1991). Bu sistemin en büyük avantajı teknik hassasiyetin fazla olmasıdır. Ancak asidin yıkanma zorunluluğu sonucu dentinin nemli ya da fazla kuru kalması ve uygulama süresinin uzunluğu bu sistemin dezavantajıdır (Dayangaç 2000).

İki aşamalı total-etch sistemlerde asit ayrı iken primer ve adeziv aynı şişededir. Temelde üç aşamalı sistemle etki aynıdır ancak uygulama süresinin azlığı bu sistemi daha kullanılır hale getirmiştir (Kugel ve Ferrari 2000). Hibridizasyonun yetersiz olmasının önüne geçmek için asitle hidroksiapatit kristalleri uzaklaştırıldıktan sonra dentin hava ile fazla kurutulmamalıdır. Dentin nemli kaldığı sürece kollajen fibrillerin büzülmediği dolayısı ile bağlantının arttığı gözlenmiştir (Kanca 1992, Pashley ve Carvalho 1997).

### 1.7.2. Self-Etch Adeziv Sistemler

Self-etch sistemler smear tabakasını kaldırmayıp çözerler veya modifiye ederler. Smear tabakasının altındaki dentini de kısmen demineralize ederler (Watanabe ve ark 1994, Pashley ve Carvalho 1997). Self-etch adeziv sistemler smear tabakası içerisinde geçip dentine ulaşmayı amaçlarlar (Watanabe ve ark 1990). Total-etch tekniğindeki gibi harici agresif bir asit uygulanmadığı için self-etch adezivler yıkama gerektirmezler (Fusayama ve ark 1979). Su ile yıkanmadığı için hava ile kurutma işlemi sırasında kollajende oluşacak büzülme ya da aşırı nemli kalmasının önüne geçilmiş olur (Pashley ve Carvalho 1997). Self-etch adezivler her ne kadar asidik monomerler ihtiva etse de total-etch adezivler ile demineralize edilmiş dentine göre penetrasyonlarının daha az olduğu bilinmektedir (Kiyomura 1987). Ancak ince bir smear tabakasının varlığında sağlam dentinde self-etch adezivlerle kuvvetli bağlantı elde edildiği görülmektedir (Watanabe ve ark 1994, Yoshiyama ve ark 1996, Prati ve ark 1998). Self-etch primerler dentini 2 µm ve üzerinde hibridize ederler ve klinik olarak polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan streslere karşı koyduğu belirtilmiştir (Opdam ve ark 1998). Self-etch uygulamasında yıkanmadan sadece hava uygulanan yüzeydeki çözünen smear tabakası bonding işlemine dahil olur. Böylece demineralize olmuş smear tabaka ve smear tıkaçlarını fiks ederek smear tabaka ile içiçe geçmiş bir hibrit tabaka oluşur (Kanca 1992, Watanabe ve ark 1994, Tay ve ark 1996, Cheong ve ark 2003).

Self-etch sistemler pH derecelerine göre hafif ( $\text{pH} > 2$ ) ve kuvvetli ( $\text{pH} < 2$ ) olarak da sınıflandırılabilirler (Van Meerbeek ve ark 2003). pH değeri 2 civarında olanların daha iyi bir bağlantı oluşturduğu ve uzun süre restorasyon-dentin arasında mikrosızıntı görülmediği rapor edilmiştir (Şenvar 1981). Ancak bu sistemlerin mineye bağlantıları oldukça azdır (Kanemura ve ark 1999, Pashley ve Tay 2001). pH değeri 1 civarında olan sistemler dentine daha derin infiltre olurlar ve 2-3 mikron kalınlığında hibrit tabakasının oluşmasına neden olurlar. Hibridizasyonda görülen kollajen görüntüleri (halı kılı), tübül duvarı hibridizasyonu ve lateral duvar hibridizasyonu pH'sı 1 civarında olanlarda daha sık görülür (Van Meerbeek ve ark 2003).

Self-etch adezivler tek şişe veya iki şişe olarak uygulanabilirler. İki şişeli sistemlerde asit ajan yerine primer uygulamasının içerisindeki asidik monomerler ile birlikte uygulanır. Adeziv uygulaması primer uygulamasını takiben yapılır. Tek şişe sistemlerde ise asidik monomerler ilave edilmiş primer ile adeziv aynı aşamada uygulanır. Bu sistemler dentinin yüzeysel demineralizasyonu ve aynı anda da bu demineralize olmuş dentin derinliği boyunca açığa çıkmış kollajen yapıya adezivin infiltre olması ile tutuculuğu sağlamaya çalışırlar (Van Meerbeek ve ark 2003). Dentine bağlanma değerleri açısından bu sistemlerin total-etch sistemlerden daha düşük değerler gösterdiğinin bildirilmesi özellikle de tek aşamalı sistemlerde daha dikkatli olunmasını gerektirmektedir (Van Meerbeek ve ark 2003a,2003b).

### **1.7.3. Cam İyonomer Esaslı Adeziv Sistemler**

Cam iyonomerler diş sert dokularına yüksek molekül ağırlıklı *polycarboxyl* bazlı polimerler vasıtasıyla bağlanırlar (Van Meerbeek ve ark 2003). Herhangi bir yüzey işlemine gerek duymadan doğrudan bağlanabildikleri gibi polyalkenoik asit ile yüzey yapılandırmasının bağlantıyı arttırdığı tespit edilmiştir (Inoue ve ark 2001). Polyalkenoik asit uygulaması ile asidin karboksil grupları ile hidroksiapatitin kalsiyumu arasında iyonik bağlar oluşarak gerçek bir kimyasal bağ meydana gelmektedir (Yoshida ve ark 2000, Van Meerbeek ve ark 2003). Yüzey hazırlanması işlemi sonucunda kollajen ağının etrafında bir miktar hidroksiapatit kalmaktadır, bu ağ ile oluşan hibrit tabakasına mikromekanik bağlantı kurabilen cam iyonomerlerin diş dokularına bağlantıları artmaktadır (Tay ve ark 2001, Yip ve ark 2001).

## **1.8. Adeziv Sistemlerin Dentine Bağlantılarının *İn vitro* Koşullarda Değerlendirilmeleri**

### **1.8.1. Ağız İçi Koşulları Taklit Etmek İçin Kullanılan Test Yöntemleri**

Restoratif materyallerin uzun dönem başarılarının tespit edilmesi için yapılan *in vitro* deneylerde ağız içi koşullar laboratuvar ortamında taklit edilmektedir. Ağız içi koşulların gerçeğe yakın taklit edilmesi ile zaman ve materyalden tasarruf edilmektedir.

#### **1.8.1.1. Termal siklus ile yaşlandırma yöntemi**

Ağız içi ısının normal koşullarda yaklaşık olarak 35,2 ( $\pm 2$ ) olduğu tespit edilmiştir (Spierings ve ark 1987). Diş dokuları ile restoratif materyallerin termal genleşme katsayıları farklıdır, bu sebepten dolayı mikrosızıntıya neden olabilecek boşlukların oluştuğu tespit edilmiştir (Verslius ve ark 1996). Dental restoratif materyallerin ağız içerisindeki koşullarını taklit edebilmek için başvurulan yöntemlerden en önemlisi olan termal siklus pek çok araştırmacı tarafından kullanılmıştır (Gale ve Darvell 1999, Li ve ark 2002, Frankenberger ve Tay 2005). Yapılan bir araştırmada 10.000 kez 5<sup>0</sup> C ile 55<sup>0</sup>C arasında yapılan termal döngünün bir yıllık doğal döngüyü taklit ettiği rapor edilmiştir (Gale ve Darvell 1999).

Xie ve ark (2002) iki aşamalı total-etch adezivlerin termal strese maruz bırakıldığında,  $\mu$ GBD değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı oranda düştüğünü rapor etmişlerdir. Ancak bazı araştırmacılar da termal döngünün bağlanma dayanımına önemli bir etkisinin olmadığını göstermişlerdir (Leloup ve ark 2001).

Termal siklus ile yapılan yaşlandırma sonucunda kollajenlerin hidrolizi ile ya da termal genişleme katsayısı dişe göre daha fazla olan restoratif materyallerin genişip daralması sonucu boşluklar olduğu bildirilmiştir (McCabe ve Walls 1998, Gale ve Darvell 1999).

#### **1.8.1.2. Bekletme ile yaşlandırma yöntemi**

Bu metodda örnekler en çok 37<sup>0</sup>C'deki yapay tükürük ya da su içerisinde belirli bir süre bekletilerek yapay olarak yaşlandırılmaktadır. Bu periyot birkaç ay, 4-5 yıl veya daha uzun süreler olabilir. Kitasako ve ark (2000) *in vivo* yaptıkları çalışmada hibrit kompozit ve tek aşamalı adeziv sistemin restorasyon tamamlandıktan sonra 3. gün ile 90. gün arasında yapılan mikrogerilim bağlanım değerlerinin zamanla önemli derecede düştüğünü bildirmişlerdir. Çoğu çalışma bağlanma kuvvetlerinde kısa bir bekleme periodundan sonra bile azalma olduğunu göstermiştir (De Munck ve ark 2003). Bağlanma kuvvetlerindeki azalma, rezin veya kollajenin hidrolizle yıkımına bağlıdır. Ayrıca su, polimerize matrikse infiltre olarak mekanik özelliklerinin azalmasına ve artık monomerler sebebi ile bağlantının zayıflamasına neden olur (Santerre 2001, Hashimoto 2002).

De Munck ve ark. (2005) klinik çalışmalarında iki basamaklı total-etch adeziv olan One-Step ile restore edilen servikal kaviterlerde 3 yıl sonunda % 50 restorasyon kaybı, üç basamaklı total-etch adeziv olan All-Bond 2 ile restore edilen servikal kaviterlerde bir yıl sonunda % 2, üç yıl sonunda % 27 restorasyon kaybı belirlemişlerdir.

#### **1.8.1.3. Oklüzal yükleme ile yaşlandırma yöntemi**

Doğal koşulları taklit etmenin bir diğer yolu da mekanik olarak diş sert dokularına kuvvet yükleme yapmaktır (Frankenberger ve ark 2005b). Belli bir kuvvet altında yapılan bu tip çalışmalarda termal siklusun da eklenmesi ile

bağlantının zayıfladığı tespit edilmiştir (Frankenberger ve ark 2005a). Mekanik yüklemenin nanosızıntı açısından incelendiği çalışmada sızıntı yönünden etkilenmediği tespit edilmiştir (Li ve ark 2002b). Ancak yeni adezivlerin gelişmesi ile pek çok çalışmaya gerek vardır.

#### **1.8.1.4. Çiğneme simülatörü ile yaşlandırma yöntemi**

Bu yöntem ile ağız içi çiğneme koşulları taklit edilmeye çalışılmaktadır. Bir makine yardımı ile istenilen sayıda 50 N kuvvet ve 0,5 Hz frekansla numuneler üzerine çiğneme kuvveti uygulanır (Kramer ve ark 2012).

#### **1.8.2. Adeziv Sistemlerin Dentine Bağlanma Dayanım Testleri**

##### **1.8.2.1. Makaslamabağlanma dayanım testleri (shear bond strength test)**

Araştırmacılar ara yüz bağlantı kuvvetlerinin ölçümünde kullanılan çekme dayanım testlerinin kuvvet uygulanması esnasında ortaya çıkan streslerden dolayı ufak değişikliklerin sonuçları olumsuz etkilediğini savunmaktaydılar (Van Noort ve ark 1991, Sano ve ark 1994). Bunun yerine yapışma bölgesi diş yüzeyine paralel olarak hareket eden bir kuvvet tarafından kırılan makaslama dayanım testi kullanılmaktadır. Örnekler makine içinde özel bir parça kullanılarak sabitlenir ve diş yüzeyine paralel olarak belli bir hızla hareket eden makaslama kafası yardımı ile kırılır (Özyöney 2008). Makaslama dayanım testinde elde edilen bağlantı değerleri gerilim testinde elde edilenden daha büyük olduğu için bu test daha cazip olmuştur (Finger ve Fritz 1996). Ayrıca makaslama kuvvetlerinin ağız ortamını daha iyi taklit ettiği düşünülmektedir, ancak bu test metodunda çok fazla koheziv kırılmalar olmaktadır (Perdigao ve ark 1997).

### 1.8.2.2. Gerilim bağlanma dayanım testleri (tensile bond strength test)

Makaslama testleri değişken kuvvet dağılımları nedeni ile diş dokusunda koheziv kopmalara sebep olduğu için gerilme dayanım testleri ( $\mu$ TBS) bağlantı kuvvetlerinin tespitinde daha çok kullanılır olmuştur (Tantbirojn ve ark 2000). Gerilme dayanım testinde bölgesel farklılık gösteren yerlerdeki (aşınmış dentin, çürükten etkilenmiş dentin gibi) bağlantıyı tespit etmek daha gerçekçi olmaktadır (Pashley ve ark 1999). Bu test metodunda stres dağılımı da daha düzenli olarak bağlanan yüzeylere iletilmektedir (Sudsangiam ve van Noort 1999). Birçok çalışma küçük boyutlu örneklerde stres dağılımının daha dengeli olduğunu böylece asıl kuvvete daha yakın başarısızlık değerleri olduğunu göstermektedir (Van Noort ve ark 1989, Pashley ve ark 1995).

Makaslama ve gerilme testlerinde genellikle 7-12 mm<sup>2</sup>'lik bir bağlantı yüzeyi kullanılmaktadır. Ancak bu boyuttaki deneylerde çok fazla koheziv başarısızlık olduğu için yaklaşık 1 mm<sup>2</sup>'lik alanda yapılan mikrogerilim dayanım testi daha başarılı sonuçlar vermektedir (Ericsson ve ark 1989, Perinka ve ark 1992).

Mikrogerilim bağlanma testi 0,25-1 mm<sup>2</sup> alana uygulanan adezivin bağlanma direnci için kullanılan bir test metodudur. Makaslama ve gerilim testlerine göre yüksek bağlanma değeri ve çok düşük varyasyon katsayısı elde edilmesi ile daha güvenilir sonuçların ortaya çıktığı mikrogerilim testlerinde görülmektedir (Sano ve ark 1994). Bu metodda bond uygulanan yüzey çok küçük olduğu için bağlanan yüzeylerdeki internal defektler az sayıda olur ve yük esnasındaki stres dağılımı homojen olur, böylece daha yüksek bağlanma kuvvetleri elde edilebilir (Pashley ve ark 1995). Farklı diş bölgelerinde farklı derinliklerde ölçüm yapılabilmesi, aynı diştten çok sayıda örnek elde edilebilmesi mikrogerilim bağlantı testinin en öne çıkan özellikleridir (Tao ve Pashley 1988, Yoshikawa ve ark 1999).

### **1.8.2.3. Push-out dayanım testleri**

Çekme dayanım (push-out) testlerinde genellikle 7-12 mm<sup>2</sup>'lik bir bağlantı yüzeyi kullanılmaktadır. Bu test yönteminde yapışma bölgesi dış yüzeyine 90° açıyla hareket eden bir kuvvet tarafından kırılır. Bu testte dikkat edilmesi gereken en önemli nokta, örneklerin birbirine yapıştırılması sırasında yanlış yüzey açılanmasından kaynaklanan hatalı sonuçların oluşmasının engellenmesidir (Özyöney 2008).

### **1.8.2.4. Esneklik dayanım testleri (flexural strength test)**

Materyaldeki çatlak başlaması ve yayılması incelenir. Esneklik dayanımı materyalin çatlak yayılımına direncinin ölçülmesidir. Numunenin geometrisine, yüzey pürüzlülüğüne, test konfigürasyonu gibi faktörlere bağlıdır. Esneklik dayanıklılığı materyalin yapısal özelliği olduğundan test tipinden bağımsızdır (De Munck ve ark 2005).

### **1.8.2.5. Yorulma testleri**

Ağız ortamında diş ve restorasyon arası bağlantı, fonksiyon sırasında sürekli bir kuvvet altında kalır. Bu döngülerin her biri tek başına yıkıma neden olmaz fakat zamanla büyüyen çatlaklar oluşturarak marjinal bozulmaya ve restorasyon kaybına neden olur. Yorulma, materyalin kırılma gücünün altında tekrarlayan stres uygulamalarından sonra, mekanik özelliklerde oluşan azalmadır. Yorulma testleri, materyal ve ara yüzün çok sayıda döngüden sonra çatlak oluşumuna dayanımı hakkında bilgiler verir (Baran ve ark 2001).

#### 1.8.2.6. Sızıntı testleri

Restoratif materyalin diş dokusuna bağlanmadaki zayıflığı sonucu mikrosızıntı olur. Diğer bir sebep de restoratif materyalin polimerizasyon büzülmesidir (Trowbridge 1987, Sporrius ve Grossman 1989). Kompozit rezinin ısısal genleşme katsayısı, dişin sert dokularından farklıdır. Polimerize olurken oluşan büzülme, ısısal tepkiler, fonksiyon esnasındaki stresler gibi sebepler ile ortaya çıkan mikrosızıntıyı engellemek neredeyse imkansızdır (Derand 1990, Bulucu ve Belli 1998). Mikrosızıntıya sebep olan boşluklar 10-20 µm civarındadır. Ancak daha sonraları 20-100 nm'lik boşlukların da olabileceği ve bakteri ürünlerinin ve enzimlerinin geçebileceği ve nanosızıntıya yol açabileceği tespit edilmiştir (Sano ve ark 1995). Nanosızıntıya yol açan boşlukların, kollajen fibrillerin arasının adeziv rezin tarafından doldurulamaması ya da su artıklarından dolayı rezinin penetre olamaması sonucu olduğu bildirilmektedir (Sano ve ark 1995).

Mikrosızıntıyı tespit etmek için; *in vitro* olarak organik boya penetrasyon ve kuantitatif metot olan sıvı ölçüm yöntemleri kullanılmaktadır (De Munck 2005). Yapılan bir çalışmada iki basamaklı etanol-su bazlı OptiBond Solo'nun makaslama bağlantı kuvvetinin suda bekletme ve termal siklus işlemlerinden sonra azaldığı görülmüştür (Gianni 2003). Aseton bazlı adezivlerle mükemmel *in vitro* bağlanma kuvveti sağlansa da teknik hassasiyet gerektirmelerinden dolayı uzun dönemde klinik başarıları düşük bulunmuştur (Van Meerbeek ve ark 2003).

#### 1.8.3. Bağlanma Dayanım Testleri Sonucu Oluşan Kırılma Tiplerinin Değerlendirilmesi

Bağlanma dayanım testi sonucu elde edilen yüzeyler stereo mikroskop altında incelenerek başarısızlık tipleri belirlenir. Başarısızlık tipinin değerlendirilmesi test yönteminin, materyallerin güvenilirliği açısından önemlidir. Işık mikroskobu ile yapılan inceleme sonucunda kırılma bağlantı yerinde ise adeziv, bağlanan

materyalde ya da yüzey içerisinde ise koheziv ya da her iki durum mevcutsa karışık (mix) olarak adlandırılmaktadır (Kwong ve ark 2002).

#### **1.8.4. Adeziv Sistemlerin Dentine Bağlantılarının Görüntüleme Sistemleriyle Değerlendirme Yöntemleri**

##### **1.8.4.1. Geçirimli elektron mikroskobu ile değerlendirme (transmission electron microscopy)**

Geçirimli Elektron Mikroskobu veya TEM (*Transmission Electron Microscope*) cismin içinden geçirilen yüksek enerjili elektronların görüntülenmesi prensibine dayanır. Elektronların atomlardan daha küçük olmaları ve teorik olarak atomik seviye altındaki detayların "görülmesi" için imal edilen bir mikroskoptur. Son yıllarda nanosızıntı çalışmalarında oldukça sık kullanılır hale gelmiştir. Bu teknikte rezin tabakasındaki ya da hibrit tabakasındaki boşluklara gümüş iyonlarının birikerek verdiği görüntülerle bağlantıdaki hataların tespiti yapılmaktadır (Sano ve ark 1995).

##### **1.8.4.2. Taramalı elektron mikroskobu ile değerlendirme (scanning electron microscopy-SEM)**

Dentin dokusu ile bağlantı kuran materyaller arasındaki ilişkinin tespitinde en çok kullanılan görüntüleme yöntemlerinden birisidir. SEM’de incelenecek örnek yüzeyi elektron demeti ile taranır. Materyalden yansıyan elektronlar dedektörler vasıtasıyla toplanır ve görüntü elde edilir. Elektronların absorbe edildiği bölgeler koyu yansıtıldığı bölgeler parlak olarak görüntü verir (Watt 1996). Böylece birkaç mikrometre genişliğindeki aralıkların tespiti mümkün olabilmektedir. Bağlantının görüntülenebilmesi için dentinin yüksek konsantrasyonlu asitler (HCl ya da HNO<sub>3</sub>) ile demineralize edilmesi gerekir (Nakabayashi ve Takarada 1992). Bunun ardından

da organik içeriklerin uzaklaştırılması için numuneler sodyum hipoklorit içerisinde bekletilir.

#### **1.8.4.3. Atomik güç mikroskobu ile değerlendirme (atomic force microscopy)**

AFM (atomic force microscopy) diş sert dokularındaki yapısal değişiklikleri gözlemlemek amacı ile kullanılabilmektedir (Marshall ve ark 2000). Son zamanlarda AFM ile asit uygulanmış dentinde peritübüler değişiklikler, intertübüler demineralizasyonlar, dentindeki kollajen yapı ve diğer kalsifiye dokulardaki yapısal değişiklikler incelenebilir olmuştur (Marshall ve ark 1993,1995, Kinney 1996). Atomik güç mikroskobu malzemelerin yüzey topografisini çok hassas bir iğnenin yüzeyi taramasıyla atomlar arası kuvvetleri nanonewton hassasiyetinde ölçebilen bir metoddur. Sivri iğneler mikrofabrikasyon teknolojisiyle çok küçük silikon yaylar üzerine yerleştirilir. İğne ile yüzey arasındaki kuvvetten dolayı bükülen yayın sapması, yayın arkasına odaklanan lazer ışığı yardımı ile bir foto detektör üzerine düşürülür ve çok duyarlı bir şekilde ölçülür. İğne ile yüzey arasındaki kuvvet, bir geri besleme devresiyle sabit tutulur ve iğne yüzeyi tararken ölçülen iğne hareketi, bize yüzeyin topografisini verir (<http://en.wikipedia.org>). Atomik güç mikroskobu (AFM) çalışmaları dentindeki yapısal ve boyutsal değişikliklerin belirlenmesinde kullanılan en iyi metodlardan biridir (Georgescu ve ark 2010). AFM ile çalışmanın en önemli avantajı yüksek çözünürlüklü görüntüler vermesi ve hava ile nemden etkilenmemesidir (Marshall ve ark 1993, Cassinelli ve Morra 1994).

#### **1.9. Tez Çalışmasının Amacı**

Ağız içerisinde dişlerin mine ve dentin dokusu çeşitli faktörlerin etkisiyle zarara uğrayabilmektedir. Bunların başında çürük nedeniyle oluşan diş sert doku kayıpları gelmektedir. Çürük harici nedenlerle de diş sert doku kayıpları oluşabilmektedir. Mine ve dentin dokusu üzerinde asitli içecek ve yiyecekler demineralizasyon ve erozyona sebep olurken, aşırı diş fırçalama veya diş gıcırdatma

gibi alışkanlıklar da mekanik olarak abrazyona yol açmaktadır. Bunun gibi çürük harici nedenlerle oluşan diş sert doku kayıplarıyla günümüzde oldukça sık karşılaşmaktayız. Bütün bu doku kayıpları çeşitli adeziv materyaller kullanılarak onarılmaya çalışılmaktadır. Bu doku kayıpları kronik ya da akut travmalar ile oluştuğu için dokuda da çeşitli değişikliklere yol açarak adeziv sistemlerin bağlantılarını olumsuz etkileyebilmektedir. Projemizin amacı, bazı adeziv sistemlerin doğal ve suni olarak demineralizasyon, erozyon ve abrazyon oluşturulmuş dentin dokularına bağlanma dayanımları ve morfolojileri üzerine Er:YAG lazerin etkilerini araştırmaktır.

## 2. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu *in vitro* çalışma Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında ve Teknokent Araştırma Merkezinde gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya başlanmadan önce Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulundan olur raporu (07.12.2010 tarihli, 2010/04 sayılı toplantı ve 15 sayılı karar) alınmıştır. Bu *in vitro* araştırma dişlerin dentin yüzeylerinde doğal yada suni olarak oluşmuş/oluşturulmuş farklı dentin yapıları üzerine lazer uygulanmanın 6 farklı adeziv sistemin bu yüzeylere  $\mu$ GBD'ı üzerine etkisini değerlendirmek amacıyla gerçekleştirildi. Çalışmamızda Selçuk Üniversitesi Teknokent Araştırma Merkezinde bulunan Er:YAG Lazer sistemi kullanılmıştır.

### 2.1. Dişlerin Seçilmesi ve Yüzey Hazırlanması

Çalışmamızda periodontal sebeple çekilmiş 240 adet çürüksüz, 60 adet patolojik olarak skor 3 seviyesinde (Smith ve Knight 1984) oklüzal yüzeyi aşınmış (Resim 2.1) ve 60 adeti ise oklüzal yüzeyinde dentin kalınlığının üçte bir seviyesini geçmemiş çürük bulunan (Resim 2.2) toplam 360 adet insan molar dişi kullanıldı (Çizelge 2.1). Dişlerin üzerindeki eklentiler el aletleriyle uzaklaştırıldıktan sonra, pomza ve lastik kullanılarak düşük turda bir mikromotor yardımıyla polisaj yapıldı ve kullanılmadan önce 4°C'de %0,01 timol içeren serum fizyolojik içerisinde bekletildi. Daha sonratüm dişlerin kronları açıkta kalacak şekilde akrilik bloklar içerisine gömüldü. Dişlerin kronları *Isomet* (Isomet, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA) cihazında düşük hızda elmas separe ile su soğutması altında oklüzal yüzeylerinde düz bir dentin dokusu elde edilecek şekilde kesildi (Resim 2.3).



Resim2.1. Smith ve Knight endeksine göre skor 3 seviyesinde oklüzal yüzeyi aşınmış molar diş.



Resim2.2. Oklüzal çürüklü diş.

Çizelge 2.1. Smith ve Knight Aşınma Endeksi

| SKOR | YÜZEY           | KRİTERLER                                                                                                                                             |
|------|-----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 0    | B/L/O/I<br>C    | Yüzeyde aşınma yok<br>Kontur kaybı yok                                                                                                                |
| 1    | B/L/O/I<br>C    | Mine yüzeyinde kayıp<br>Çok az düzeyde kontur kaybı                                                                                                   |
| 2    | B/L/O<br>I<br>C | Yüzeyin üçte birinden az dentin açığa çıkmış<br>Dentin açılmış mine kaybı<br>Defekt 1 mm'den az                                                       |
| 3    | B/L/O<br>I<br>C | Yüzeyin üçte birinden fazla dentin açıkta<br>Mine ve dentinde kayıplar<br>Defekt 1-2 mm arası                                                         |
| 4    | B/L/O<br>I<br>C | Mine tamamen yok, pulpa açıkta, sekonder dentin açıkta<br>Pulpa veya sekonder dentin açıkta<br>Defekt 2 mm'den fazla, pulpa ve sekonder dentin açıkta |

Not: B: bukkal, L: lingual, O: oklüzal, I: İnsizal, C: singulum olarak kısaltılmıştır.



Resim 2.3. Isomet kesit cihazı

## 2.2. Farklı Dentin Yapılarına Göre Dişlerin Gruplandırılması

Dentin yüzeyleri açığa çıkan diş örnekleri aşağıdaki şekilde gruplandırıldı:

**G1;** Sağlam dentin örnekleri,

**G2;** Doğal aşınmış dentin örnekleri,

**G3;** Doğal çürükten etkilenmiş dentin örnekleri,

**G4;** Suni olarak erozyon oluşturulmuş dentin örnekleri,

**G5;** Suni olarak erozyon+abrazyon oluşturulmuş dentin örnekleri,

**G6;** Suni olarak çürük oluşturulmuş dentin örnekleri.

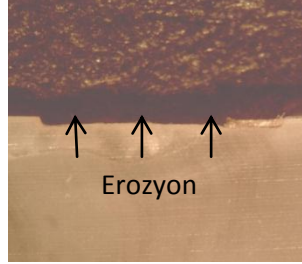
**G1 Sağlam dentin örnekleri:** Açığa çıkan dentin yüzeyleri 30 saniye boyunca tek yönlü olacak şekilde akar su altında önce 200 sonra 300 ve daha sonra da 600 grit zımpara ile standart bir smear tabakası elde etmek için zımparalandı (Erhardt ve ark 2008). Zımpara kağıdı her on dişte bir değiştirildi. Her on diş için harcanan zımpara yüzeyi 70cm<sup>2</sup> olarak belirlendi.

**G2 Doğal aşınmış dentin örnekleri:** Bu gruptaki dişlerin doğal olarak aşınmış dentin dokusu düz bir yüzey haline gelecek şekilde yukarıda anlatılan kesim ve zımparalama işlemine tabi tutuldu. Her dişin oklüzalindeki aşınan yeri farklı olduğu için her bir örnek için küçük şemalarla aşınan dentin yüzeyi numunelerin üzerine işaretlendi (ileride yapılacak olan kompozit blokların sadece aşınmış dentine uygulanabilmesi amacı ile).

**G3 Çürükten etkilenmiş dentin örnekleri:** Oklüzal dentin yüzeyi açığa çıkarıldıktan sonra çürük bulunan dişlerin yüzeyi çürük boyayıcı ajanla, görsel olarak ve ekskavatör yardımı ile kontrol edilerek çürükten etkilenmiş dentin yüzeyi açığa çıkana kadar aşındırıldı. Bu gruptaki dişler de standart bir smear tabakası elde edilmek için yukarıda bahsedilen zımparalama işlemine tabi tutuldu.

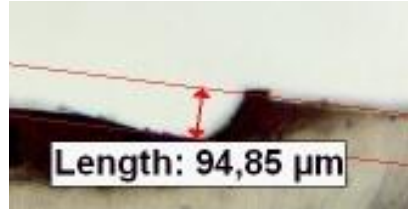
**G4 Suni olarak erozyon oluşturulmuş dentin örnekleri:** Bu gruptaki 60 adet diş suni erozyon oluşturmak için kullanıldı. Oluşturulan erozyonun ışık mikroskopunda gözlenebilmesi için grubun haricinde fazladan 5 adet dişin oklüzal dentin yüzeyleri açığa çıkarıldıktan sonra, oklüzal yüzeyinde 2 x 4 mm'lik bir alan açıkta kalacak şekilde tüm yüzeyleri renkli tırnak cilası ile kapatıldı. Dişler, bir şişede 250 ml kola

içerisinde oda ısısında 25 saat boyunca her 5 saatte bir sıvı değiştirilecek şekilde bekletildi. Kolaların pH'sı ölçüldü ve standart olması için her seferinde yeni şişe açıldı. Bu işlemleri takiben dişler yıkandı ve oluşturulan pencere yüzeyine dik olacak şekilde 100-150 mikronluk kesitler alındı. Bu kesitler polarize ışık mikroskopunda 5x ve 10x büyütme ile gözlenerek oluşturulan erozyon tespit edildi (Resim2.4).



Resim 2.4. Erozyon oluşumunun stereo mikroskopta gözlenmesi (10x büyütme ile).

Erozyonun derinliği, demineralize alanın tabanı ile avaraj yüzey arasında ölçülerek yapıldı. Bu tespitler fotoğrafla kayıt altına alındı (Resim2.5, Resim 2.6). Erozyon oluşumu gözlendikten sonra bu gruba ait 60 adet dişin, aynı prosedürler takip edilerek (pencere oluşturmadan) tüm oklüzal yüzeyleri erozyona maruz bırakıldı.



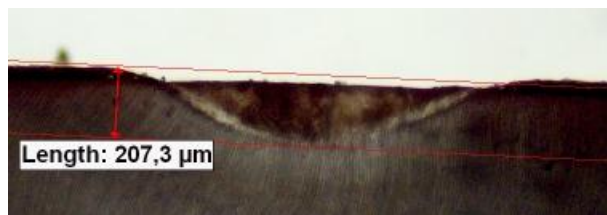
Resim2.5.Suni erozyon oluşturulmuş dentin yüzeyindeki ölçüm (10x büyütme ile).

**G5 Suni olarak erozyon + abrazyon oluşturulmuş dentin örnekleri:** Bu gruptaki 60 adet dişte oluşturulan erozyonun+abrazyonun ışık mikroskopunda gözlenebilmesi için grubun haricinde fazladan 5 adet dişin oklüzal dentin yüzeyleri açığa çıkarıldıktan sonra, oklüzal yüzeyinde 2x4 mm'lik bir alan açıkta kalacak şekilde tüm yüzeyleri renkli tırnak cilası ile kapatıldı. G4'deki erozyon oluşturma prosedürüne ilaveten dentin yüzeyleri toplam 15.000 diş fırçası darbesine maruz bırakıldı (Resim 2.6).

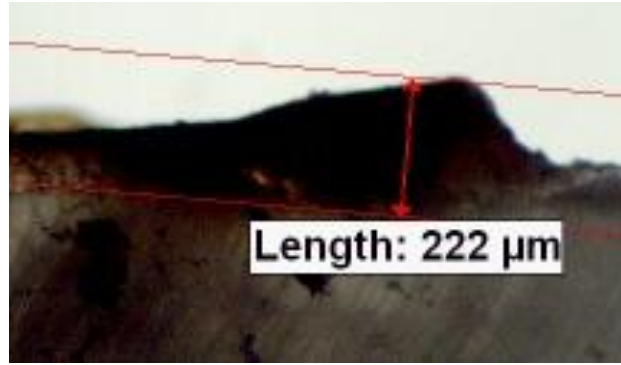


Resim 2.6. Abrasyon oluşturmak için kullanılan fırçalama cihazı

Abrasyon oluşturmak için yapılan fırçalama, erozyon oluşturma prosedüründeki her 5 saatte bir solüsyon değişimi sonrasında her seferinde 3000 adet olacak şekilde toplam beş sefer uygulandı. Yapılan klinik araştırmalarda hastaların dişlerini, günde iki sefer 2-3 dakika süresince diş fırçasını dişe 90 derece açı ile tutarak fırçaladıkları tespit edilmiştir. Bu süre zarfında diş başına günde sekiz fırça darbesi gelmektedir (Parry ve ark 2008). Bu çalışma dikkate alındığında çalışmamızdaki 15.000 fırça darbesi yaklaşık olarak 5 yılı taklit etmektedir. Fırçalama sırasında renklendiricisi olmayan tek tip bir diş macunu kullanıldı. Fırça darbelerinin hızı 120 rpm olarak belirlendi. Kullanılan diş fırçası dişler üzerine 60 gram kuvvetle 20<sup>0</sup> C'deki suni tükürük içerisinde çalıştırıldı (Borjian ve ark 2010). Bu işlemleri takiben dişler yıkandı ve oluşturulan pencereye dik olacak şekilde 100-150 mikronluk kesitler alındı. Bu kesitler polarize ışık mikroskopunda 5x ve 10x büyütme ile gözlenerek oluşturulan erozyon ve abrasyon tespit edildi. Bu tespitler fotoğrafla kayıt altına alındı (Resim2.7, Resim 2.8). Gruptaki diğer dişler de aynı prosedürlere uyarak hazırlandı.



Resim2.7. Suni erozyon+abrasyon oluşturulmuş dentin yüzeyi (büyütme 10 x).



Resim2.8. Suni erozyon+abrazyon oluşturulmuş dentin yüzeyi.

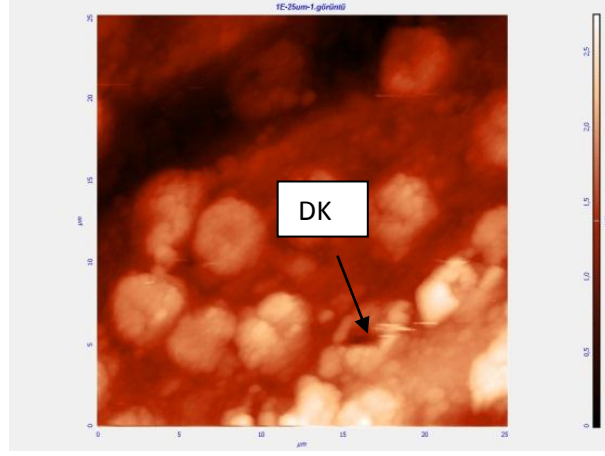
**G6 Suni olarak çürük oluşturulmuş dentin örnekleri:** Bu gruptaki 60 adet diş daha önceden hazırlanmış oklüzal dentin yüzeylerinde suni olarak çürük oluşturmak amacı ile kullanıldı. Çürük oluşumunun gözlenmesi amacı ile grubun haricinde 5 adet diş aşağıdaki prosedürlere uygun olarak ve çizelge 2.2'deki solüsyonlarda bekletildi.

Çizelge 2.2. pH siklusu solüsyonlarının içerikleri

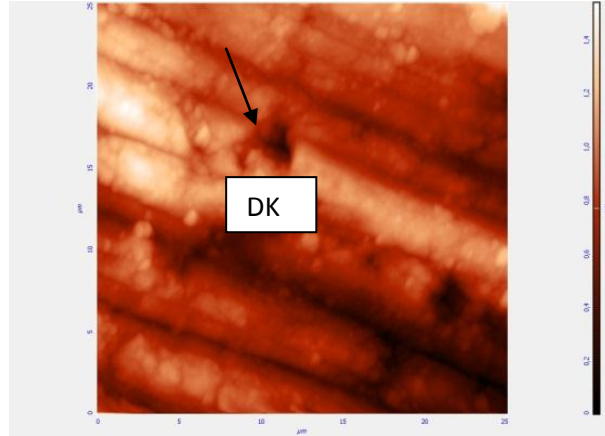
| DEMİNERALİZASYON<br>SOLÜSYONU                        | MİNERALİZASYON<br>SOLÜSYONU                          | SUNİ TÜKÜRÜK                                         |
|------------------------------------------------------|------------------------------------------------------|------------------------------------------------------|
| pH 4.5                                               | pH 7.0                                               | pH 7.0                                               |
| 2.2 mM calcium (CaCl <sub>2</sub> )                  | 1.5 mM calcium (CaCl <sub>2</sub> )                  | 1.5 mM calcium (CaCl <sub>2</sub> )                  |
| 2.2 mM phosphate (NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> ) | 0.9 mM phosphate (NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> ) | 0.9 mM phosphate (NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> ) |
| 0.05M sodium acetate                                 | 0.15M KCl                                            | 0.15M KCl                                            |
| 0.05M acetic acid                                    | 0.1M Tris buffer                                     | 0.1M tris buffer                                     |
| 1 ppm fluoride (NaF)                                 | 10 ppm fluoride (NaF)                                |                                                      |

Dişlerde çürük oluşumu 37°C'de pH siklus modeli ile gerçekleştirildi. Her diş 3 saat boyunca demineralizasyon solüsyonunda (156mL/diş) bekletildi. Bunu takiben 45 saat boyunca dişler mineralizasyon solüsyonunda (78 mL/diş) bekletildi. Demineralizasyon solüsyonu her 4 siklusta, mineralizasyon solüsyonu ise her siklusta yenisi ile değiştirildi. Elde edilen numunelerin yüzey değerlendirmesi AFM

ile yapıldı, oluşan demineralize yüzeyler fotoğraflar ile tespit edildi (Resim2.9, Resim 2.10).



Resim 2.9. Remineralize olmuş dentin kanalları (DK: Dentin kanalı)



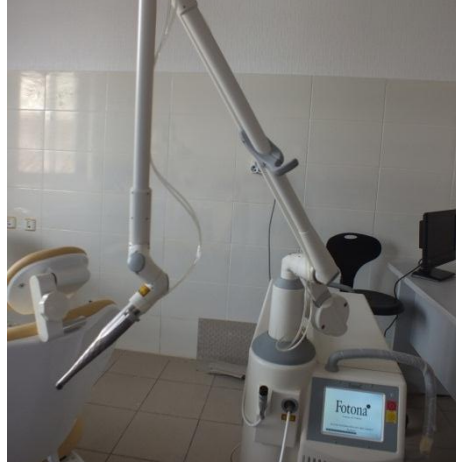
Resim 2.10.Sağlam dentindeki dentin kanalları

Bu gruptaki diğer dişler de aynı şekilde işleme maruz bırakıldı. Yüzey hazırlanması tamamlanan tüm dentin örnekleri distile suda 37°C’de 24 saat bekletildi.

### **2.3. Hazırlanan Farklı Dentin Yapılarına Lazer Uygulanması**

6 ana grupta hazırlanmış dentin yüzeyleri, Er:YAG lazer muamelesi yapılacak ve yapılmayacak olmak üzere 2'şer alt gruba ayrıldı. Bu gruplar son olarak toplam 6 adet edezivin uygulanabilmesi için her bir grupta 5 adet diş olacak şekilde tekrar 6 adet alt gruba daha ayrıldı (n=5).

Lazer uygulanacak dentin örneklerinin yüzeylerinin hazırlanmasında Er:YAG lazer cihazının (Fotona Fidelis III AT, Slovenya) (Resim 2.11) kendi ayarlarında yer alan ve literatürde de belirtilen dentin yüzey asitleme parametrelerine uygun olacak şekilde (Birang ve ark 2008, Katleen ve ark 2006) non kontakt uçla, 120 mJ enerjide 10 Hz frekansta, toplam güç 1.2 watt olacak şekilde, 4 hava ve 8 su (5 ml/dk) parametreleri ile kullanıldı (Resim 2.12, Resim 2.13). Klinik doğal şartlarını taklit etmek amacı ile lazerle pürüzlendirme işlemi 20 saniye boyunca elle 7mm uzaklıktan uygulamayı sağlayacak bir kanal aleti ile destek alınarak dentin yüzeyine yaklaşık 90° açı ile uygulandı.



Resim 2.11. Er: YAG Lazer cihazı



Resim 2.12. Non-kontak lazer ucu



Resim 2.13. Çalışmamızda kullanılan lazerin güç göstergesi

Çalışmada kullanılan adezivler, sistemler ve kompozit rezin aşağıdaki Çizelge 2.3’ de gösterilmiştir.

Çizelge 2.3.Çalışmada kullanılacak adezivlerin içerik, uygulanma prosedürleri ve üretici firmaları

| ADEZİV SİSTEMLER                                             | İÇERİĞİ                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | KULLANIM ŞEKLİ                                                                                                                                                                                                                                               | LOT NO                        | ÜRETİCİ FİRMA                  |
|--------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------|--------------------------------|
| <b>G-aenial Bond</b><br>(tek şişe self-etch)                 | Aseton<br><br>4-Methacryloxyethyltrimellitic acid anhydride (4-META)<br><br>Triethyleneglycol dimethacrylate                                                                                                                                                                                             | Uygulamadan sonra 10 saniye bekleyin, 5 saniye hava ile kurutun ve 10 saniye ışık uygulayın (halojen/led)                                                                                                                                                    | 1011181                       | GC Tokyo/Japonya               |
| <b>AdheSE One F</b><br>(tek şişe self-etch)                  | bis-acrylamide, su, alkol, bismetacrylamide<br><br>dihydrogen phosphate, amino acid acrylamide, hydroxyl alkyl<br><br>methacrylamide, alkyl sulfonic acid acrylamide, highly dispersed silicon<br><br>dioxide, initiators, stabilizers and potassium fluoride.                                           | Uygulamadan sonra 20 saniye bekleyin,hava ile kurutun ve 10 saniye ışık uygulayın (halojen/led)                                                                                                                                                              | P31000                        | Ivoclar Vivadent Liechtenstein |
| <b>Adper Single Bond 2</b><br>(tek şişe total-etch)          | Vitrebond™ Copolymer Nanofiller,Ethanol,Dimethacrylates,HE MA<br><br>Su, Initiators                                                                                                                                                                                                                      | Mine ve dentine 15 sn. asit uygulayın ve bol suyla yıkayın.Pamuk veya süngerle kurutun, hava sıkmayın. Dişi nemli olarak bırakın. 2 kat Adper Single Bond uygulayın. Hafifçe hava sıkın ve bondun kaviteye yayılması sağlayın.<br><br>10 sn. ışık uygulayın. | N241284                       | 3M ESPEABD                     |
| <b>Adper Scotchbond multipurpose</b><br>(2 şişe total- etch) | Primer: 2-Hydroxyethyl methacrylate (HEMA)SuCopolymer of acrylic and itaconic acidsAdeziv: Bisphenol A diglycidyl ether dimethacrylate (Bis-GMA), 2-Hydroxyethyl methacrylate (HEMA) Asit: Phosphoric acidSynthetic amorphous silica                                                                     | Mine ve dentine 15 sn. asit uygulayın ve bol suyla yıkayın.Kurutun<br><br>Primeri uygulayın 5 saniye süreyle kurutun, adeziv sürün ve 10 saniye ışık uygulayın                                                                                               | N221115<br>N223916<br>N221866 | 3M ESPE ABD                    |
| <b>Clearfil SE Bond</b><br>(2 şişe self-etch)                | Primer: Metakriloloksidesil dihidrojen fosfat (MDP),2 hidroksietil metakrilat (HEMA), Hydrophilic dimethacrylate, CQ, N, N-Diethanol p-toluidine, su, dl-kamforkinon. Adeziv: MDP, Bis-GMA, HEMA, Hydrophobic dimethacrylate, CQ, N, N-Diethanol p-toluidine, Silanated colloidal silica, dl-kamforkinon | Primeri 20 saniye süreyle uygulayın, hava ile solventlerin uzaklaşmasını sağlayın, adezivi uygulayın 10 saniye ışınlayın.                                                                                                                                    | 00972A<br>01443A              | Kuraray Japonya                |
| <b>AdheSE Single bottle</b><br>(2 şişe self-etch)            | Primer: dimethacrylate, phosphonic acid acrylate, initiators and stabilizers aqueous solution<br><br>Bond: HEMA, dimethacrylate, Silicon dioxide, initiators and stabilizers                                                                                                                             | Primeri 30 saniye uygulayın, adezivi sürün ve 10 saniye ışınlayın.                                                                                                                                                                                           | M38939<br>M35027              | Ivoclar Vivadent Liechtenstein |
| <b>KOMPOZİT</b>                                              | <b>İÇERİĞİ</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                           | <b>KULLANIM ŞEKLİ</b>                                                                                                                                                                                                                                        | <b>LOT NO</b>                 | <b>ÜRETİCİ FİRMA</b>           |
| <b>Clearfil photo posterior</b>                              | Silanated silica, barium glass and colloidal silica, bisphenol A diglycidylmethacrylate, triethyleneglycol dimethacrylate, di-camphorquinone                                                                                                                                                             | Kaviteye yerleştirmeden sonra 20 saniye ışınlanır, 2,5 mm geçen kalınlıklarda 40 saniye ışınlanır                                                                                                                                                            |                               | Kuraray, Japonya               |

#### 2.4. Çalışmada Kullanılacak Adezivlerin Uygulanma Prosedürleri

Adezivler üretici firmanın talimatlarına göre uygulandıktan sonra dişlerin oklüzal yüzeylerine 3mm kalınlığında kompozit (Clearfil photo posterior, Kuraray, Japonya) dolgu materyali ile 2 tabaka şeklinde ve her tabaka 20 saniye ışınlanarak bloklar oluşturuldu (Resim 2.14, Resim 2.15). Işık kaynağı olarak halojen ışık cihazı ( $400 \text{ mW/cm}^2$ ) kullanıldı (Hilux dental curing light unit, Benlioğlu, Ankara, Türkiye).



Resim 2.14. Kompozit blokların hazırlanışı oklüzal görünüm.



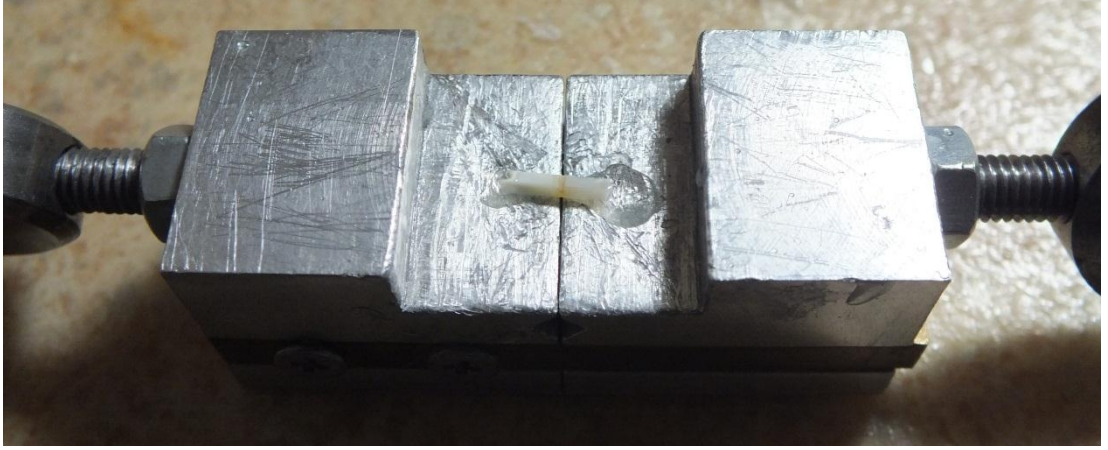
Resim 2.15. Kompozit blokların hazırlanışı mesio-distal görünüm.

## 2.5. $\mu$ GBD Testi

Kompozit blokları tamamlanan dişler, bir gün distile suda bekletildikten sonra düşük hızda çalışan elmas separe (Isomet1000; percision saw, Buehler, ABD) kullanılarak uzun akslarına paralel olacak şekilde yaklaşık 1 mm arayla, mesial-distal düzlemde sonra da bukkio-lingual düzlemde kesildi (Resim 2.16). Test çubuklarının akrilik bloklardan ayrılmaları için oklüzal yzeeye paralel olacak şekilde son kesimleri yapıldı. Sonuçta  $1.00\pm0.003\text{mm}^2$ 'lik kare kesitli test çubukları elde edildi. Böylece her dişten 5 adet olacak şekilde bir grup için toplam 25 adet test çubuğu elde edilmiş oldu.  $\mu$ GBD testi için, test çubukları mikrogerilim test cihazının iki ucu hareketli aparatına (Microtensile tester, Bisco, Schamburg, ABD) bir siyanoakrilat adeziv ile uçlarından yapıştırıldı (Resim 2.17.). Test cihazının yükleme hızı 1mm/dk ve yükleme kuvveti 100 N olacak şekilde belirlenerek test çubukları koparıldı. Bir dijital mikrometre (Mitutoyo, Japonya) ile test çubuklarının kenar uzunlukları ölçülerek bağlanma yüzey alanı hesaplandı. Newton (N) cinsinden elde edilen sonuçlar yüzey alanına bölünerek megapascal'a (MPa) evrildi.



Resim 2.16.Mikrogerilim testi için çubukların hazırlanması.



Resim 2.17. Test çubuğunun mikrogerilim test aparatına yerleştirilmesi

## 2.6. Steromikroskop ile Kırılma Analizleri

Mikrogerilim testi uygulanan her bir örneğin kırılma yüzeyleri 40X büyütmede stereomikroskopta (Olympus SZ4045 TRPT, Osaka, Japonya) incelendi. Başarısızlık tipleri;

- 1- Restoratif materyalin % 20 sinden daha az dentin yüzeyinde kalmışsa dentinde adeziv başarısızlık,
- 2- Restoratif materyalin %80'inden fazlası dentin yüzeyinde kalmışsa kompozitte koheziv başarısızlık olarak,
- 3- Dentinin %80'inden fazlası restoratif materyal üzerinde kalmışsa dentinde koheziv başarısızlık olarak,
- 4-Dentin yüzeyinde koheziv başarısızlıktan daha az ama adeziv başarısızlıktan daha fazla restoratif materyal kalmışsa karışık (adeziv/koheziv) başarısızlık olarak belirlendi.

## 2.7. SEM Analizi için Örneklerin Hazırlanması

Bağlantı yüzeylerinin değerlendirilebilmesi için her bir gruptan 2'şer numune SEM'da incelenmek üzere hazırlandı ve değerlendirildi.

Taramalı Elektron Mikroskopunda rezindentin ara yüzeylerini değerlendirmek amacıyla hazırlanan örneklerin yüzeyleri 1200 gritlik silikon karpit zımpara ile parlatıldı, daha sonra örnekler 6 mol/ 1 HCl içerisinde 30 saniye bekletildi ve 15 dakika ultrasonik yıkama ile yıkandı. Bunu takiben 5 dakika % 5'lik sodyum hipoklorit uygulandı ve numuneler tekrar 15 dakika ultrasonik yıkama ile yıkandı. Deproteinizasyon işleminden sonra dişler artan derecelerde (% 50, % 70, % 95, % 100) etanol ile 15'er dakika bekletilerek dehidratasyona uğratıldı. Bu şekilde hazırlanan dişler 24 saat süre ile havada kurutulup yüzeyleri altın kaplama cihazında (Hummer VII coater, Anatech Ltd. Alexandria) altında kaplandı. SEM (JEOL, JSM 5410, Tokyo, Japan) ile 500 X büyütmede incelendi.

## 2.8. İstatistikî Analiz

Er:YAG lazer uygulanmış farklı dentin yüzeylerine 6 farklı adeziv sisteminin uygulanması sonucu tüm gruplardan elde edilen mikro gerilim bağlanma dayanım bulguları MPa cinsinden hesaplandı. Tüm gruplardaki dentin yüzeyine bağlanma kuvveti değerlerinin istatistiksel analizi SPSS 13.0 istatistikî analiz programında üç yönlü varyans analiz testi ile yapıldı. Test gruplarına normallik testi uygulanarak test dağılımının normal olduğu belirlendi. Böylece gruplar arası karşılaştırmalar için parametrik test kullanıldı. Varyans analizi sonucunda, farklı grup ortalamalarının karşılaştırılmasında Tukey HSD testi kullanıldı.

### 3. BULGULAR

Bu çalışmada Er:YAG lazer uygulanmış veya uygulanmamış farklı dentin yüzeylerine 6 farklı adeziv sisteminin uygulanması sonucu elde edilen veriler;

1.  $\mu$ GBD'na etkisinin istatistiki bulguları,
2. Bağlantı ara yüzlerinin SEM inceleme bulguları,
3. Farklı dentin yüzeylerinin AFM inceleme bulguları,
4. Kırılma başarısızlık tiplerinin inceleme bulguları, şeklinde 4 ana başlık altında verildi.

#### 3.1. Dentine $\mu$ GBD Bulguları

Er:YAG lazer uygulanmış farklı dentin yüzeylerine 6 farklı adeziv sisteminin uygulanması sonucu tüm gruplardan elde edilen mikro gerilim bağlanma dayanım bulguları MPa cinsinden hesaplandı. Tüm gruplardaki dentin yüzeyine bağlanma kuvveti değerlerinin istatistiksel analizi üç yönlü varyans analiz testi ile yapıldı. Varyans analizi sonucunda, farklı grup ortalamalarının karşılaştırılmasında Tukey HSD testi kullanıldı.

Elde edilen bulgular sonucunda;

- lazerin,
- 6 farklı adeziv sistemin kullanımının,
- farklı dentin yüzeylerinin,

dentine bağlanma dayanımları üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkileşim yapıp yapmadığının tespiti amacı ile üç yönlü varyans analizi yapılmış ve tüm bu grupların dentine bağlanma dayanımları üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olduğu tespit edilmiştir ( $p<0.05$ ) (Çizelge3.1)

Çizelge 3.1. Tüm grupların ortalama bağlanma değerleri arasındaki üç yönlü varyans analizi

| Kaynak                            | Karelerin Özeti | df   | Ortalamaların Karesi | F         | Önemlilik |
|-----------------------------------|-----------------|------|----------------------|-----------|-----------|
| Corrected Model                   | 91569,565(a)    | 71   | 1289,712             | 21,365    | ,000      |
| Intercept                         | 639920,923      | 1    | 639920,923           | 10600,805 | ,000      |
| Gruplar-KontrolveLazer            | 391,866         | 1    | 391,866              | 6,492     | ,011      |
| Gruplar-Farklı Dentin Yüzeyleri   | 6277,467        | 5    | 1255,493             | 20,798    | ,000      |
| Adezivler                         | 53254,513       | 5    | 10650,903            | 176,441   | ,000      |
| Gruplar-KontrolveLazer *          |                 |      |                      |           |           |
| Gruplar-Farklı Dentin Yüzeyleri   | 5700,442        | 5    | 1140,088             | 18,886    | ,000      |
| Gruplar-KontrolveLazer *          |                 |      |                      |           |           |
| Adezivler                         | 1136,906        | 5    | 227,381              | 3,767     | ,002      |
| Gruplar-Farklı Dentin Yüzeyleri * |                 |      |                      |           |           |
| Adezivler                         | 11959,152       | 25   | 478,366              | 7,925     | ,000      |
| Gruplar-KontrolveLazer *          |                 |      |                      |           |           |
| Gruplar-Farklı Dentin Yüzeyleri * |                 |      |                      |           |           |
| Adezivler                         | 12849,218       | 25   | 513,969              | 8,514     | ,000      |
| Error                             | 82579,751       | 1368 | 60,365               |           |           |
| Total                             | 814070,239      | 1440 |                      |           |           |
| Corrected Total                   | 174149,316      | 1439 |                      |           |           |

### 3.1.1. Kontrol Grubu İçin Dentine $\mu$ GBD Sonuçları

Çizelge 3.2. Kontrol grubundaki adezivlerin, farklı dentin yüzeylerinin ve adezivler ile farklı dentin yüzeylerinin bağlanım değerleri arasındaki varyans analiz sonuçları

| Kaynak                  | Karelerin özeti        | df  | Ortalama Kare | F        | Önemlilik |
|-------------------------|------------------------|-----|---------------|----------|-----------|
| Corrected Model         | 41906,809 <sup>a</sup> | 35  | 1197,337      | 16,243   | ,000      |
| Intercept               | 335991,892             | 1   | 335991,892    | 4557,969 | ,000      |
| Adezivler               | 23470,997              | 5   | 4694,199      | 63,680   | ,000      |
| Farklı dentin yüzeyleri | 6574,756               | 5   | 1314,951      | 17,838   | ,000      |
| Adezivler *             | 11861,055              | 25  | 474,442       | 6,436    | ,000      |
| Farklı dentin yüzeyleri |                        |     |               |          |           |
| Error                   | 50421,239              | 684 | 73,715        |          |           |
| Total                   | 428319,939             | 720 |               |          |           |
| Corrected Total         | 92328,048              | 719 |               |          |           |

Yapılan varyans analizi sonucunda Çizelge3.2. üzerinde kontrol grubundaki adezivlerin, farklı dentin yüzeylerinin ve adezivler ile farklı dentin yüzeyleri arasındaki dentine bağlanma etkisi anlamlı bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

Çizelge 3.3. Kontrol grubundaki adezivlerin kendi aralarında yapılan karşılaştırmalı Tukey HSD test sonuçları

| Adezivler | N   | 1                  | 2                  | 3                  |
|-----------|-----|--------------------|--------------------|--------------------|
| ASE       | 120 | 13,77 <sup>a</sup> |                    |                    |
| ASEOF     | 120 | 15,51 <sup>a</sup> |                    |                    |
| GA        | 120 |                    | 21,73 <sup>b</sup> |                    |
| ASB2      | 120 |                    | 21,80 <sup>b</sup> |                    |
| ASMP      | 120 |                    |                    | 26,90 <sup>c</sup> |
| CSE       | 120 |                    |                    | 29,90 <sup>c</sup> |
| Sig.      |     | 0,619              | 1.00               | 0,075              |

Çizelge 3.3.'deki kontrol gruplarında tüm dentin yüzeyleri için adezivler arası yapılan karşılaştırmalı Tukey HSD test sonuçlarına göre aynı sütun içerisinde bulunan adezivler arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ). Yine tüm dentin yüzeyleri için dentine en yüksek bağlanma dayanımını CSE ve ASMP adeziv sistemler gösterirken, en düşük bağlanma dayanımını ise ASE ve ASEOF adeziv sistemler göstermiştir.

Çizelge 3.4. Kontrol gruplarında tüm adeziv sistemlerin 6 farklı dentin yüzeylerine bağlanma dayanımlarının kendi aralarında yapılan karşılaştırmalı Tukey HSD test sonuçları.

| Farklı dentin yüzeyleri                | N   | 1                  | 2                   | 3                   | 4                   |
|----------------------------------------|-----|--------------------|---------------------|---------------------|---------------------|
| Suni Eroziv+Abraze dentin              | 120 | 17,38 <sup>a</sup> |                     |                     |                     |
| Suni Eroziv dentin                     | 120 | 18,83 <sup>a</sup> |                     |                     |                     |
| Doğal Çürükten etkilenmiş dentin       | 120 | 20,49 <sup>a</sup> | 20,49 <sup>a</sup>  |                     |                     |
| Sağlam dentin                          | 120 |                    | 22,35 <sup>ab</sup> | 22,35 <sup>ab</sup> |                     |
| Doğal Abraze dentin                    | 120 |                    |                     | 24,89 <sup>bc</sup> | 24,89 <sup>bc</sup> |
| Suni olarak çürükten etkilenmiş dentin | 120 |                    |                     |                     | 25,68 <sup>c</sup>  |
| Sig.                                   |     | 0,057              | 0,548               | 0,197               | 0,981               |

Çizelge 3.4.'deki kontrol gruplarında farklı dentin yüzeyleri arasında yapılan karşılaştırmalı Tukey HSD test sonuçlarına göre aynı sütun içerisinde bulunan dentin yüzeyleri arasında fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ). Yine tüm adeziv sistemlerin 6 farklı dentin yüzeyine bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında en yüksek bağlanma dayanımı suni olarak çürükten etkilenmiş dentin ve doğal abraze dentin yüzeylerinde gözlenirken, en düşük bağlanma dayanımını ise suni olarak oluşturulmuş eroziv+ abraze dentin, sadece suni eroziv dentin ve doğal çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde görülmüştür.

Çizelge 3.5. Kontrol grubundaki adezivlerin farklı dentin yüzeylerine göre elde edilen ortalama  $\mu$ GBD'ları ve standart sapmaları.

|         | Farklı dentin yüzeyleri                    | Adezivler | N  | Ort $\pm$ SS<br>(MPa) |
|---------|--------------------------------------------|-----------|----|-----------------------|
| Kontrol | G1-Sağlam Dentin Yüzeyi                    | GA        | 20 | 25,43 $\pm$ 7,79      |
|         |                                            | CSE       | 20 | 27,36 $\pm$ 9,68      |
|         |                                            | ASE       | 20 | 21,49 $\pm$ 9,94      |
|         |                                            | ASMP      | 20 | 25,27 $\pm$ 9,20      |
|         |                                            | ASB2      | 20 | 14,82 $\pm$ 7,62      |
|         |                                            | ASEOF     | 20 | 19,71 $\pm$ 11,11     |
|         | G2- Doğal Aşınmış Dentin Yüzeyi            | GA        | 20 | 29,14 $\pm$ 9,22      |
|         |                                            | CSE       | 20 | 36,51 $\pm$ 12,37     |
|         |                                            | ASE       | 20 | 17,71 $\pm$ 8,57      |
|         |                                            | ASMP      | 20 | 24,77 $\pm$ 9,12      |
|         |                                            | ASB2      | 20 | 25,80 $\pm$ 11,72     |
|         |                                            | ASEOF     | 20 | 15,43 $\pm$ 5,24      |
|         | G3-Doğal Çürükten Etkilenmiş Dentin Yüzeyi | GA        | 20 | 18,25 $\pm$ 6,57      |
|         |                                            | CSE       | 20 | 32,32 $\pm$ 9,18      |
|         |                                            | ASE       | 20 | 12,11 $\pm$ 4,22      |
|         |                                            | ASMP      | 20 | 26,03 $\pm$ 11,72     |
|         |                                            | ASB2      | 20 | 15,89 $\pm$ 6,33      |
|         |                                            | ASEOF     | 20 | 18,34 $\pm$ 9,39      |
|         | G4-Suni Erozyonlu Dentin Yüzeyi            | GA        | 20 | 18,99 $\pm$ 6,55      |
|         |                                            | CSE       | 20 | 25,85 $\pm$ 9,89      |
|         |                                            | ASE       | 20 | 6,45 $\pm$ 4,15       |
|         |                                            | ASMP      | 20 | 23,21 $\pm$ 9,30      |
|         |                                            | ASB2      | 20 | 22,90 $\pm$ 8,87      |
|         |                                            | ASEOF     | 20 | 15,56 $\pm$ 6,56      |

|  |                                                     |       |    |             |
|--|-----------------------------------------------------|-------|----|-------------|
|  | G5-Suni Erozyon+Abrazyon oluşturulmuş dentin yüzeyi | GA    | 20 | 21,95 ±8,90 |
|  |                                                     | CSE   | 20 | 27,34±9,57  |
|  |                                                     | ASE   | 20 | 6,26±2,85   |
|  |                                                     | ASMP  | 20 | 24,84 ±6,47 |
|  |                                                     | ASB2  | 20 | 17,19 ±9,64 |
|  |                                                     | ASEOF | 20 | 6,71 ±2,92  |
|  | G6-Suni Çürük Oluşturulmuş Dentin Yüzeyleri.        | GA    | 20 | 16,60 ±8,51 |
|  |                                                     | CSE   | 20 | 30,04±11,41 |
|  |                                                     | ASE   | 20 | 18,60±5,67  |
|  |                                                     | ASMP  | 20 | 37,30 ±8,65 |
|  |                                                     | ASB2  | 20 | 34,23±10,05 |
|  |                                                     | ASEOF | 20 | 17,32±8,08  |

Çizelge 3.5.'deki verilere göre kontrol grubundaki 6 farklı dentin yüzeyine 6 farklı adeziv sistemin bağlanma dayanımlarını tek tek değerlendirecek olursak; sağlam dentin yüzeyine uygulanan 6 farklı adeziv kendi aralarında karşılaştırıldığında dentine en yüksek bağlanma dayanımını CSE Bond sergilerken, en düşük bağlanma dayanımını ise ASB2 göstermiştir. CSE ile ASB2 ve ASEOF arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenirken ( $p<0.05$ ), GA, ASE ve ASMP arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark kaydedilmemiştir ( $p>0.05$ ) (Çizelge 3.5).

Doğal aşınmış dentin yüzeylerine 6 farklı adeziv sistemin bağlanma dayanımını karşılaştırıldığımızda en yüksek bağlantıyı CSE grubu gösterirken, en düşük bağlanma dayanımını ise ASEOF grubu göstermiştir. CSE grubunun doğal aşınmış dentin yüzeylerine bağlanma dayanımları ile GA'nın bağlanma dayanımları arasında istatistiki açıdan önemli bir fark bulunmazken ( $p>0.05$ ), ASE, ASMP, ASB2 ve ASEOF ile aralarında istatistiki olarak anlamlı bir fark gözlemlenmiştir ( $p<0.05$ ) (Çizelge 3.5).

Diğer farklı dentin yüzeylerinden doğal çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine, suni erozyon oluşturulmuş ve yine suni olarak erozyon ve aşınma birlikte oluşturulmuş dentin yüzeylerinde 6 farklı adeziv sistemin bağlanma dayanımını karşılaştırdığımızda bütün gruplarda en yüksek bağlantıyı yine CSE grubu göstermiş, en düşük bağlanma dayanımını ise yine her üç farklı dentin yüzeyinde de ASE grubu göstermiştir. Doğal çürükten etkilenmiş yüzeyde CSE'nin bağlanma dayanımı ile ASMP arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ( $p>0.05$ ), GA, ASE, ASB2 ve ASEOF ile aralarında istatistiksel olarak oldukça anlamlı farklılıklar gözlenmiştir ( $p<0.05$ ). Suni erozyonlu dentin yüzeyine CSE 'nin bağlanma dayanımı diğer adezivlerin bağlanma dayanımıyla benzer şekilde istatistiksel açıdan karşılaştırıldığına ASMP ve ASB2 adeziv sistemlerin bağlanma dayanımları ile aralarında anlamlı farklılık kaydedilmezken ( $p>0.05$ ), GA, ASE ve ASEOF adeziv sistemlerin bağlanma dayanımları arasında anlamlı farklılıklar belirlenmiştir ( $p<0.05$ ). Aynı şekilde suni olarak hem erozyon hem de aşınma bir arada oluşturulmuş dentin yüzeylerine CSE'nin bağlanma dayanımı ile GA ve ASMP adeziv sistemlerinin bağlanma dayanımları arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunmazken ( $p>0.05$ ), ASE, ASB2 ve ASEOF adeziv sistemlerin bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak oldukça anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0.05$ ) (Çizelge 3.5).

Suni olarak çürük oluşturulmuş dentin yüzeylerine 6 farklı adeziv sistemin bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında ASMP en yüksek bağlanma dayanımı gösterirken, en düşük bağlanma dayanımını ise GA adeziv sistem göstermiştir. En yüksek bağlanma dayanımı gösteren ASMP ile diğer adeziv sistemlerin bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak karşılaştırma yapıldığında CSE ve ASB2 adeziv sistemler ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken ( $p>0.05$ ), GA, ASE ve ASEOF adezivleri ile aralarında ise istatistiksel olarak oldukça anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0.05$ ) (Çizelge 3.5).

### 3.1.2. Lazer Grubu İçin Dentine $\mu$ GBD Sonuçları

Çizelge3.6. Lazer gruplarında yapılan gruplar arası varyans analizi sonuçları.

| Source                               | Type III Sum of Squares | df  | Mean Square | F        | Sig. |
|--------------------------------------|-------------------------|-----|-------------|----------|------|
| Corrected Model                      | 49270,891 <sup>a</sup>  | 35  | 1407,740    | 29,942   | ,000 |
| Intercept                            | 304320,897              | 1   | 304320,897  | 6472,796 | ,000 |
| adeziv ler                           | 30920,423               | 5   | 6184,085    | 131,533  | ,000 |
| farklı dentin yüzeyleri              | 5403,153                | 5   | 1080,631    | 22,985   | ,000 |
| adeziv ler * farklı dentin yüzeyleri | 12947,315               | 25  | 517,893     | 11,015   | ,000 |
| Error                                | 32158,512               | 684 | 47,015      |          |      |
| Total                                | 385750,300              | 720 |             |          |      |
| Corrected Total                      | 81429,403               | 719 |             |          |      |

Yapılan varyans analizi sonucunda Çizelge3.6. üzerinde lazer grubundaki adezivlerin, farklı dentin yüzeylerinin ve adezivler ile farklı dentin yüzeyleri arasındaki dentine bağlanma etkisi anlamlı bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

Çizelge3.7. Lazer grupları içerisinde 6 farklı adeziv sistemleri arası yapılan karşılaştırmalı Tukey HSD test sonuçları.

| Adezivler | N   | 1                 | 2                  | 3                  | 4                  | 5                  |
|-----------|-----|-------------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|
| ASE       | 120 | 9,90 <sup>a</sup> |                    |                    |                    |                    |
| ASEOF     | 120 |                   | 15,79 <sup>b</sup> |                    |                    |                    |
| GA        | 120 |                   |                    | 18,83 <sup>c</sup> |                    |                    |
| ASB2      | 120 |                   |                    |                    | 22,72 <sup>d</sup> |                    |
| ASMP      | 120 |                   |                    |                    |                    | 27,26 <sup>e</sup> |
| CSE       | 120 |                   |                    |                    |                    | 28,86 <sup>e</sup> |
| Sig.      |     | 1,00              | 1,00               | 1,00               | 1,00               | 0,466              |

Çizelge 3.7. lazer uygulanmış dentin yüzeylerinde adezivler arası karşılaştırmalı Tukey HSD test sonuçlarına göre aynı sütunu paylaşan adezivler arasında anlamlı bir fark yoktur ( $p>0,05$ ). Tüm dentin yüzeyleri için dentine en yüksek bağlanma dayanımını CSE ve ASMP adeziv sistemler gösterirken, en düşük bağlanma dayanımını ise ASE adeziv sistemi göstermiştir.

Çizelge 3.8. Lazer grupları içerisinde 6 farklı dentin yüzeyleri arasında yapılan karşılaştırmalı Tukey HSD test sonuçları

| Farklı dentin yüzeyleri                | N   | 1                  | 2                  |
|----------------------------------------|-----|--------------------|--------------------|
| Sağlam dentin                          | 120 | 16,66 <sup>a</sup> |                    |
| Doğal çürükten etkilenmiş dentin       | 120 | 18,51 <sup>a</sup> |                    |
| Suni eroziv dentin                     | 120 | 18,77 <sup>a</sup> |                    |
| Suni olarak çürükten etkilenmiş dentin | 120 |                    | 22,26 <sup>b</sup> |
| Doğal abraze dentin                    | 120 |                    | 22,77 <sup>b</sup> |
| Suni Eroziv+Abraze dentin              | 120 |                    | 24,38 <sup>b</sup> |
| Sig.                                   |     | 0,162              | 0,159              |

Çizelge 3.8.'de lazer uygulanmış 6 farklı dentin yüzeyi arasında yapılan karşılaştırmalı Tukey HSD test sonuçlarına göre aynı sütun içerisindeki dentin yüzeyleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ). Tüm adeziv sistemlerin 6 farklı dentin yüzeyine bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında en yüksek bağlanma dayanımı kontrol grubuna benzer şekilde suni olarak çürükten etkilenmiş dentin ve doğal abraze dentin yüzeylerine ilaveten suni eroziv+abraze dentin yüzeylerinde de gözlenirken, en düşük bağlanma dayanımını ise sağlam dentin, suni olarak oluşturulmuş eroziv dentin ve doğal çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde görülmüştür.

Çizelge 3.9. 6 farklı adeziv sistemin lazer uygulanmış 6 farklı dentin yüzeyine ortalama  $\mu$ GBDları ve standart sapma değerleri.

| Lazer | Farklı dentin yüzeyleri                    | Adezivler | N  | Ort $\pm$ SS<br>(MPa) |
|-------|--------------------------------------------|-----------|----|-----------------------|
|       | G1-Sağlam Dentin Yüzeyi                    | GA        | 20 | 20,00 $\pm$ 4,88      |
|       |                                            | CSE       | 20 | 19,82 $\pm$ 5,95      |
|       |                                            | ASE       | 20 | 9,05 $\pm$ 2,18       |
|       |                                            | ASMP      | 20 | 23,15 $\pm$ 7,39      |
|       |                                            | ASB2      | 20 | 18,21 $\pm$ 5,54      |
|       |                                            | ASEOF     | 20 | 9,74 $\pm$ 4,74       |
|       | G2- Doğal Aşınmış Dentin Yüzeyi            | GA        | 20 | 15,12 $\pm$ 4,63      |
|       |                                            | CSE       | 20 | 35,72 $\pm$ 6,90      |
|       |                                            | ASE       | 20 | 9,05 $\pm$ 4,36       |
|       |                                            | ASMP      | 20 | 28,21 $\pm$ 6,21      |
|       |                                            | ASB2      | 20 | 33,40 $\pm$ 9,03      |
|       |                                            | ASEOF     | 20 | 15,14 $\pm$ 9,48      |
|       | G3-Doğal Çürükten Etkilenmiş Dentin Yüzeyi | GA        | 20 | 12,32 $\pm$ 2,96      |
|       |                                            | CSE       | 20 | 24,95 $\pm$ 7,40      |
|       |                                            | ASE       | 20 | 11,46 $\pm$ 4,94      |
|       |                                            | ASMP      | 20 | 27,10 $\pm$ 6,95      |
|       |                                            | ASB2      | 20 | 18,72 $\pm$ 4,32      |
|       |                                            | ASEOF     | 20 | 16,52 $\pm$ 9,95      |
|       | G4-Suni Erozyonlu Dentin Yüzeyi            | GA        | 20 | 20,17 $\pm$ 6,04      |
|       |                                            | CSE       | 20 | 20,16 $\pm$ 6,51      |
|       |                                            | ASE       | 20 | 8,22 $\pm$ 1,99       |
|       |                                            | ASMP      | 20 | 21,56 $\pm$ 8,67      |
|       |                                            | ASB2      | 20 | 24,62 $\pm$ 8,01      |

|                                                     |       |    |             |
|-----------------------------------------------------|-------|----|-------------|
| G5-Suni Erozyon+Abrazyon Oluşturulmuş Dentin Yüzeyi | ASEOF | 20 | 17,91±5,52  |
|                                                     | GA    | 20 | 20,11±4,27  |
|                                                     | CSE   | 20 | 34,30±10,27 |
|                                                     | ASE   | 20 | 9,23±2,27   |
|                                                     | ASMP  | 20 | 39,03±9,55  |
|                                                     | ASB2  | 20 | 26,04±8,83  |
|                                                     | ASEOF | 20 | 17,61±5,62  |
|                                                     | GA    | 20 | 25,24±10,63 |
|                                                     | CSE   | 20 | 38,20±9,28  |
|                                                     | ASE   | 20 | 12,45±5,51  |
|                                                     | ASMP  | 20 | 24,53±8,46  |
|                                                     | ASB2  | 20 | 15,34±7,10  |
|                                                     | ASEOF | 20 | 17,82±5,90  |

Çizelge 3.9.'a göre lazer uygulanmış 6 farklı dentin yüzeyine 6 farklı adezivin bağlanma dayanımları tek tek değerlendirildiğinde;

Sağlam dentin yüzeyine, doğal çürükten etkilenmiş dentin yüzeyi ve suni olarak hem erozyon hem de aşınma bir arada oluşturulmuş dentin yüzeylerine uygulanan 6 farklı adeziv arasında dentine en yüksek bağlanma dayanımını her üç yüzey içinde ASMP gösterirken, en düşük bağlanma dayanımını ise sırasıyla doğal dentin yüzeyinde ASE, doğal çürükten etkilenmiş dentinde GA ve suni olarak oluşturulan erozyon+abraz dentin yüzeyinde ise ASE adeziv sistem kaydetmiştir. Her üç farklı dentin yüzeyinde en yüksek bağlanma dayanımı gösteren ASMP ile sağlam dentin yüzeyinde CSE, GA ve ASB2 adeziv sistemler ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmezken ( $p>0.05$ ), ASE ve ASEOF adezivler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark kaydedilmiştir ( $p<0.05$ ) (Çizelge 3.3). Doğal çürükten etkilenmiş dentin yüzeyi ve suni olarak erozyon+aşınma oluşturulmuş dentin yüzeylerinde de en yüksek bağlanma dayanımı gösteren ASMP istatistiksel olarak bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında CSE ile aralarında anlamlı fark

kaydedilmemiş ( $p>0.05$ ), ancak diğer adeziv sistemler olan GA, ASE, ASB2 ve ASEOF ile aralarında istatistikî açıdan anlamlı bir fark elde edilmiştir ( $p<0.05$ ) (Çizelge3.9).

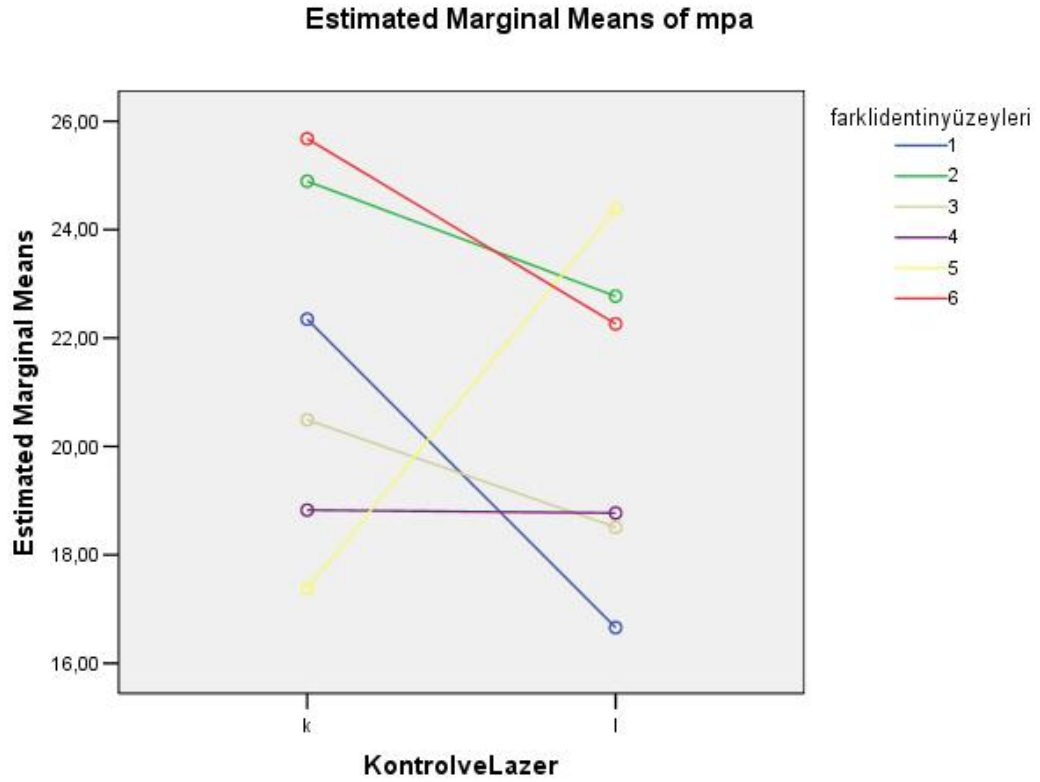
Doğal aşınmış dentin yüzeyleri ve suni oluşturulmuş dentin yüzeylerinde 6 farklı adeziv sistemin bağlanma dayanımını karşılaştırdığımızda en yüksek bağlantı dayanımını CSE grubu gösterirken, en düşük bağlanma dayanımını ise ASE grubu göstermiştir. CSE grubunun doğal aşınmış dentin yüzeylerindeki diğer adeziv sistemlerin bağlanma dayanımları ile karşılaştırıldığında ASB2 ve ASMP'un bağlanma dayanımları ile aralarında istatistiki açıdan önemli bir fark bulunmazken ( $p>0.05$ ), GA, ASE ve ASEOF ile aralarında istatistiki olarak anlamlı bir fark gözlemlenmiştir ( $p<0.05$ ). Suni olarak çürük oluşturulmuş dentin yüzeyinde de en yüksek bağlanma dayanımı gösteren CSE diğer adeziv sistemlerle istatistiksel olarak karşılaştırıldığında tümü ile aralarında istatistiki açıdan anlamlı bir fark elde edilmiştir ( $p<0.05$ ) (Çizelge3.9).

Diğer farklı dentin yüzeylerinden suni olarak oluşturulmuş eroziv dentin yüzeyine 6 farklı adeziv sistemin bağlanma dayanımını karşılaştırdığımızda en yüksek bağlantıyı total etch sistem olan ASB2 grubu göstermiş, en düşük bağlanma dayanımını ise yine self-etch sistem olan ASE grubu göstermiştir. Suni eroziv dentin yüzeyinde ASB2'nin bağlanma dayanımı ile CSE, GA ve ASMP arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ( $p>0.05$ ), ASE ve ASEOF ile aralarında istatistiksel olarak oldukça anlamlı farklılıklar gözlenmiştir ( $p<0.05$ ) (Çizelge 3.9).

Çizelge 3.10. Kontrol ve lazer gruplarındaki farklı dentin yüzeylerinin ortalama  $\mu$ GBDları ve standart sapma değerleri

| Farklı Dentin Yüzeyleri          |     | Kontrol                        | Lazer                          |
|----------------------------------|-----|--------------------------------|--------------------------------|
|                                  | N   | Ort $\pm$ SD<br>(MPa)          | Ort $\pm$ SD<br>(MPa)          |
| Sağlam dentin                    | 120 | 22,35 $\pm$ 10,05 <sup>a</sup> | 16,66 $\pm$ 7,50 <sup>b</sup>  |
| Doğal Abraze dentin              | 120 | 24,89 $\pm$ 11,79 <sup>a</sup> | 22,77 $\pm$ 12,29 <sup>a</sup> |
| Doğal Çürükten Etkilenmiş Dentin | 120 | 20,49 $\pm$ 10,01 <sup>a</sup> | 18,50 $\pm$ 8,68 <sup>a</sup>  |
| Suni Eroziv Dentin               | 120 | 18,82 $\pm$ 10,55 <sup>a</sup> | 18,77 $\pm$ 8,18 <sup>a</sup>  |
| Suni Eroziv+Abraze Dentin        | 120 | 17,38 $\pm$ 11,00 <sup>a</sup> | 24,38 $\pm$ 12,45 <sup>b</sup> |
| Suni Çürükten Etkilenmiş Dentin  | 120 | 25,68 $\pm$ 12,17 <sup>a</sup> | 22,26 $\pm$ 11,59 <sup>a</sup> |

Not: Kontrol ve lazer grupları arasında istatistiki harflendirmeler aynı satırlar arasında her dentin yüzeyi için yapılmıştır. Her satırdaki aynı harfler, arasında istatistiksel olarak fark olmadığını gösterir ( $p>0,05$ ).



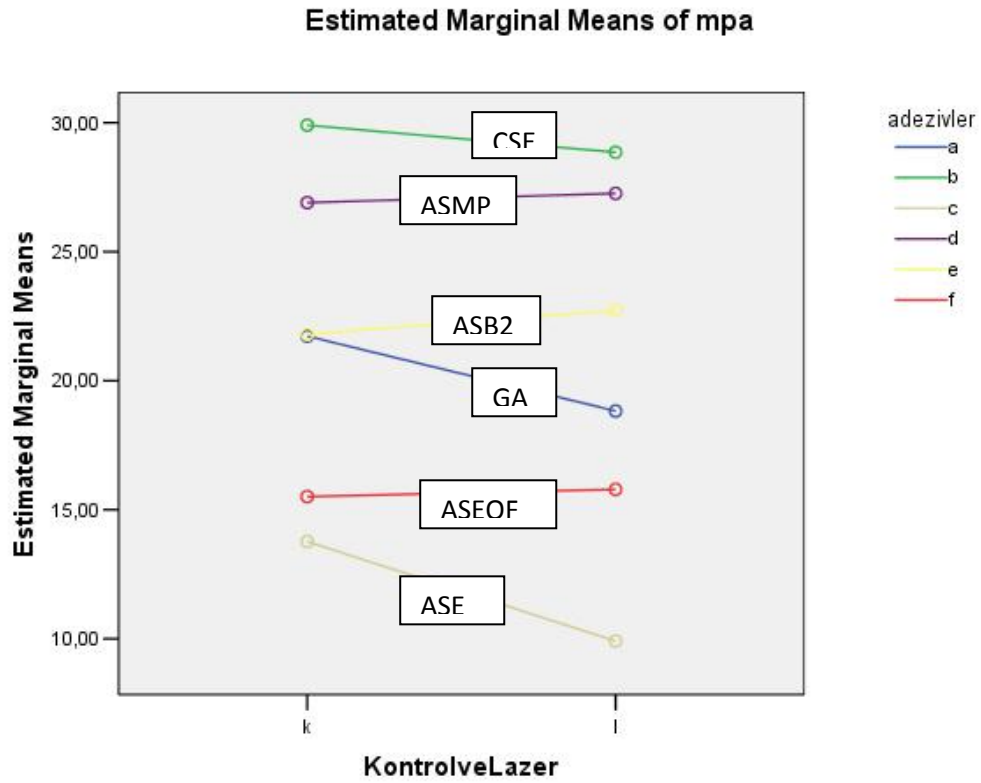
Grafik 3.1. Farklı dentin yüzeylerinin kontrol ve lazer gruplarına göre ortalama değerlerinin grafiksel görünümü. (1:sağlam dentin, 2:abrazedentin, 3:çürükten etkilenmiş dentin, 4:suni eroziv dentin,5:suni eroziv+abrazedentin, 6:suni çürük oluşturulmuş dentin).

Çizelge 3.10.'daki verilere göre kontrol ve lazer gruplarındaki farklı dentin yüzeylerinde tüm adeziv sistemlerin bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında suni eroziv+abrazedentin yüzeyi hariç tüm diğer dentin yüzeylerinde düşüş gözlenmiştir. Ancak lazer grubunda sadece sağlam dentin yüzeyinde bu düşüş istatistiksel açıdan önemlilik arz etmektedir ( $p<0.05$ ). Lazer uygulamanın tüm farklı dentin yüzeyleri arasında sadece suni eroziv+abrazedentin yüzeyinde bağlanma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede yükselttiği kaydedilmiştir ( $p<0.05$ ) (Çizelge.3.10, Grafik 3.1).

Çizelge 3.11. Kontrol ve lazer gruplarındaki farklı adeziv sistemlerin ortalama  $\mu$ GBD ve standart sapma değerleri.

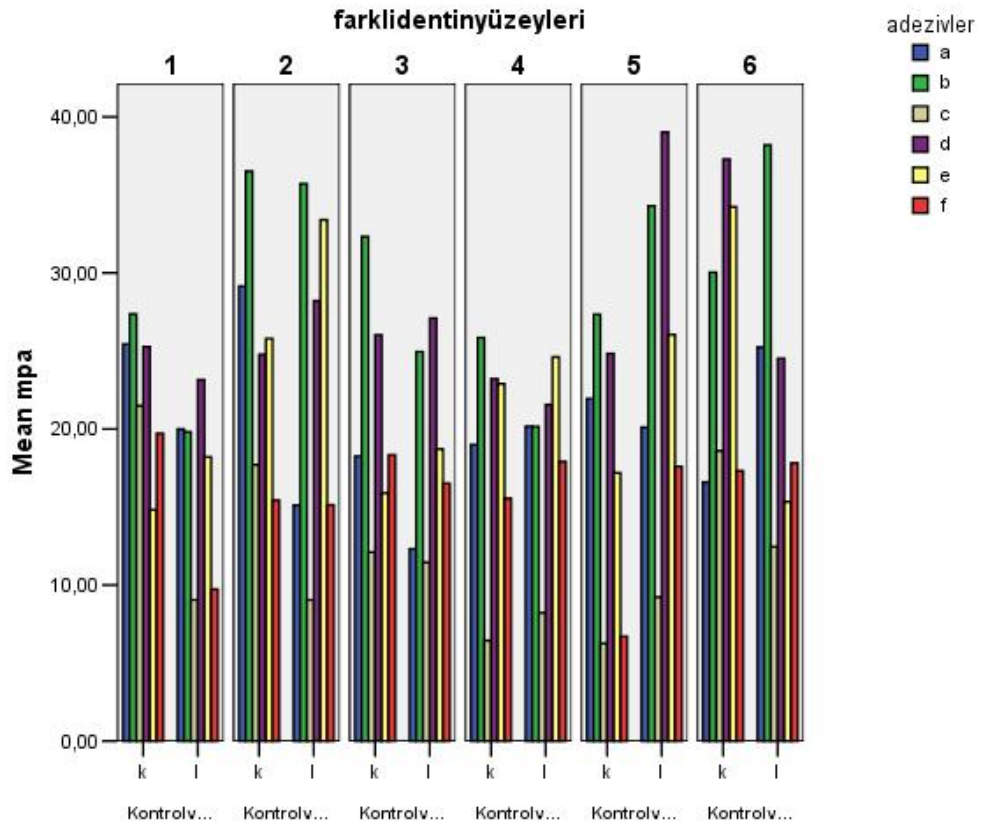
| Adezivler |     | Kontrol                        | Lazer                          |
|-----------|-----|--------------------------------|--------------------------------|
|           | N   | Ort $\pm$ SD<br>(MPa)          | Ort $\pm$ SD<br>(MPa)          |
| GA        | 120 | 21,73 $\pm$ 8,97 <sup>a</sup>  | 18,82 $\pm$ 7,24 <sup>a</sup>  |
| CSE       | 120 | 29,90 $\pm$ 10,82 <sup>a</sup> | 28,86 $\pm$ 10,77 <sup>a</sup> |
| ASE       | 120 | 13,77 $\pm$ 8,66 <sup>a</sup>  | 9,91 $\pm$ 4,04 <sup>b</sup>   |
| ASMP      | 120 | 26,90 $\pm$ 10,18 <sup>a</sup> | 27,26 $\pm$ 9,67 <sup>a</sup>  |
| ASB2      | 120 | 21,80 $\pm$ 11,30 <sup>a</sup> | 22,72 $\pm$ 9,41 <sup>a</sup>  |
| ASEOF     | 120 | 15,51 $\pm$ 8,64 <sup>a</sup>  | 15,78 $\pm$ 7,58 <sup>a</sup>  |

Not: Kontrol ve lazer grupları arasında istatistiki harflendirmeler aynı satırlar arasında her bir adeziv sistem için yapılmıştır. Her satırdaki aynı harfler arasında istatistiksel olarak fark olmadığını gösterir ( $p>0,05$ ).

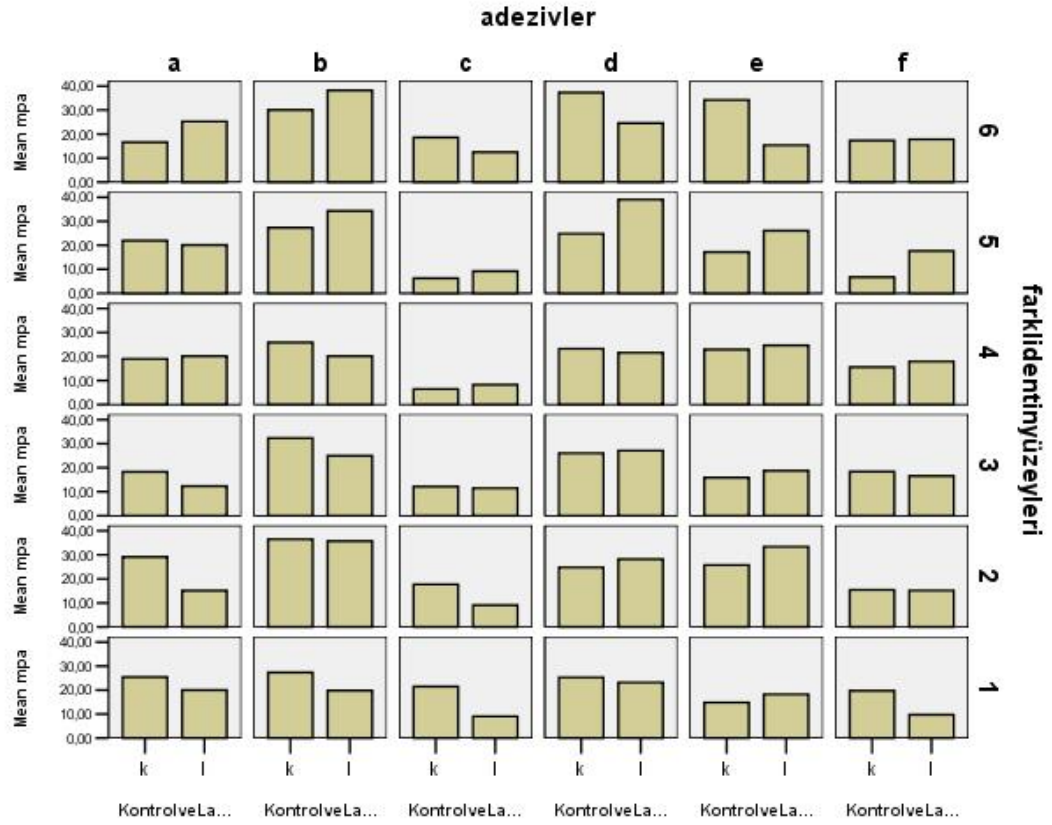


Grafik 3.2: Kontrol ve lazer gruplarındaki farklı adeziv sistemlerin grafiksel görünümü (a:GA, b:CSE, c:ASE, d:ASMP, e:ASB2, f:ASEOF).

Çizelge 3.11.'daki verilere göre kontrol ve lazer gruplarındaki farklı adeziv sistemlerin tüm farklı dentin yüzeylerindeki bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında sadece ASE grubunda lazer uygulamanın istatistiksel olarak anlamlı bir düşüşe neden olduğu kaydedilmiştir ( $p < 0.05$ ) (Çizelge.3.10, Grafik 3.2).



Grafik 3.3: Kontrol ve lazer gruplarında farklı adezivlerin farklı dentin yüzeylerinde ortalama değerlerinin grafiksel görünümü. (a:GA, b:CSE, c:ASE, d:ASMP, e:ASB2, f:ASEOF, 1:sağlam dentin, 2:abrazedentin, 3:çürükten etkilenmiş dentin, 4:suni eroziv dentin, 5:suni eroziv+abrazedentin, 6:suni çürükten etkilenmiş dentin).



Grafik 3.4: Kontrol ve lazer gruplarında farklı adezivlerin farklı dentin yüzeylerinde ortalama değerlerinin grafiksel görünümü. (a:GA, b:CSE, c:ASE, d:ASMP, e:ASB2, f:ASEOF, 1:sağlam dentin, 2:abrazedentin, 3:çürükten etkilenmiş dentin, 4:suni eroziv dentin,5:suni eroziv+abrazedentin, 6:suni çürükten etkilenmiş dentin).

Çizelge 3.12. Kontrol ve lazer grubundaki adezivlerin farklı dentin yüzeylerine göre elde edilen ortalama  $\mu$ GBDları ve standart sapmaları.

| Farklı dentin yüzeyleri                           | Adezivler | N  | Kontrol Grubu<br>Ort $\pm$ SS<br>(MPa) | Lazer Grubu<br>Ort $\pm$ SS<br>(MPa) |
|---------------------------------------------------|-----------|----|----------------------------------------|--------------------------------------|
| <b>G1-Sağlam Dentin Yüzeyi</b>                    | GA        | 20 | 25,43 $\pm$ 7,79 <sup>a</sup>          | 20,00 $\pm$ 4,88 <sup>b</sup>        |
|                                                   | CSE       | 20 | 27,36 $\pm$ 9,68 <sup>a</sup>          | 19,82 $\pm$ 5,95 <sup>b</sup>        |
|                                                   | ASE       | 20 | 21,49 $\pm$ 9,94 <sup>a</sup>          | 9,05 $\pm$ 2,18 <sup>b</sup>         |
|                                                   | ASMP      | 20 | 25,27 $\pm$ 9,20 <sup>a</sup>          | 23,15 $\pm$ 7,39 <sup>a</sup>        |
|                                                   | ASB2      | 20 | 14,82 $\pm$ 7,62 <sup>a</sup>          | 18,21 $\pm$ 5,54 <sup>a</sup>        |
|                                                   | ASEOF     | 20 | 19,71 $\pm$ 11,11 <sup>a</sup>         | 9,74 $\pm$ 4,74 <sup>b</sup>         |
| <b>G2- Doğal Aşınmış Dentin Yüzeyi</b>            | GA        | 20 | 29,14 $\pm$ 9,22 <sup>a</sup>          | 15,12 $\pm$ 4,63 <sup>b</sup>        |
|                                                   | CSE       | 20 | 36,51 $\pm$ 12,37 <sup>a</sup>         | 35,72 $\pm$ 6,90 <sup>a</sup>        |
|                                                   | ASE       | 20 | 17,71 $\pm$ 8,57 <sup>a</sup>          | 9,05 $\pm$ 4,36 <sup>b</sup>         |
|                                                   | ASMP      | 20 | 24,77 $\pm$ 9,12 <sup>a</sup>          | 28,21 $\pm$ 6,21 <sup>a</sup>        |
|                                                   | ASB2      | 20 | 25,80 $\pm$ 11,72 <sup>a</sup>         | 33,40 $\pm$ 9,03 <sup>b</sup>        |
|                                                   | ASEOF     | 20 | 15,43 $\pm$ 5,24 <sup>a</sup>          | 15,14 $\pm$ 9,48 <sup>a</sup>        |
| <b>G3-Doğal Çürükten Etkilenmiş Dentin Yüzeyi</b> | GA        | 20 | 18,25 $\pm$ 6,57 <sup>a</sup>          | 12,32 $\pm$ 2,96 <sup>b</sup>        |
|                                                   | CSE       | 20 | 32,32 $\pm$ 9,18 <sup>a</sup>          | 24,95 $\pm$ 7,40 <sup>b</sup>        |
|                                                   | ASE       | 20 | 12,11 $\pm$ 4,22 <sup>a</sup>          | 11,46 $\pm$ 4,94 <sup>a</sup>        |
|                                                   | ASMP      | 20 | 26,03 $\pm$ 11,72 <sup>a</sup>         | 27,10 $\pm$ 6,95 <sup>a</sup>        |
|                                                   | ASB2      | 20 | 15,89 $\pm$ 6,33 <sup>a</sup>          | 18,72 $\pm$ 4,32 <sup>a</sup>        |
|                                                   | ASEOF     | 20 | 18,34 $\pm$ 9,39 <sup>a</sup>          | 16,52 $\pm$ 9,95 <sup>a</sup>        |
| <b>G4-Suni Erozyonlu Dentin Yüzeyi</b>            | GA        | 20 | 18,99 $\pm$ 6,55 <sup>a</sup>          | 20,17 $\pm$ 6,04 <sup>a</sup>        |
|                                                   | CSE       | 20 | 25,85 $\pm$ 9,89 <sup>a</sup>          | 20,16 $\pm$ 6,51 <sup>b</sup>        |
|                                                   | ASE       | 20 | 6,45 $\pm$ 4,15 <sup>a</sup>           | 8,22 $\pm$ 1,99 <sup>a</sup>         |
|                                                   | ASMP      | 20 | 23,21 $\pm$ 9,30 <sup>a</sup>          | 21,56 $\pm$ 8,67 <sup>a</sup>        |
|                                                   | ASB2      | 20 | 22,90 $\pm$ 8,87 <sup>a</sup>          | 24,62 $\pm$ 8,01 <sup>a</sup>        |
|                                                   | ASEOF     | 20 | 15,56 $\pm$ 6,56 <sup>a</sup>          | 17,91 $\pm$ 5,52 <sup>a</sup>        |

|                                                            |       |    |                          |                          |
|------------------------------------------------------------|-------|----|--------------------------|--------------------------|
| <b>G5-Suni Erozyon+Abrazyon oluşturulmuş dentin yüzeyi</b> | GA    | 20 | 21,95 ±8,90 <sup>a</sup> | 20,11±4,27 <sup>a</sup>  |
|                                                            | CSE   | 20 | 27,34±9,57 <sup>a</sup>  | 34,30±10,27 <sup>b</sup> |
|                                                            | ASE   | 20 | 6,26±2,85 <sup>a</sup>   | 9,23±2,27 <sup>b</sup>   |
|                                                            | ASMP  | 20 | 24,84 ±6,47 <sup>a</sup> | 39,03±9,55 <sup>b</sup>  |
|                                                            | ASB2  | 20 | 17,19 ±9,64 <sup>a</sup> | 26,04±8,83 <sup>b</sup>  |
|                                                            | ASEOF | 20 | 6,71 ±2,92 <sup>a</sup>  | 17,61±5,62 <sup>b</sup>  |
| <b>G6-Suni Çürük Oluşturulmuş Dentin Yüzeyleri.</b>        | GA    | 20 | 16,60 ±8,51 <sup>a</sup> | 25,24±10,63 <sup>b</sup> |
|                                                            | CSE   | 20 | 30,04±11,41              | 38,20±9,28               |
|                                                            | ASE   | 20 | 18,60±5,67 <sup>a</sup>  | 12,45±5,51 <sup>b</sup>  |
|                                                            | ASMP  | 20 | 37,30 ±8,65 <sup>a</sup> | 24,53±8,46 <sup>b</sup>  |
|                                                            | ASB2  | 20 | 34,23±10,05 <sup>a</sup> | 15,34±7,10 <sup>b</sup>  |
|                                                            | ASEOF | 20 | 17,32±8,08 <sup>a</sup>  | 17,82±5,90 <sup>a</sup>  |

Not: Kontrol ve lazer grupları arasında istatistiki harflendirmeler aynı satırlar arasında her bir adeziv sistem için yapılmıştır. Her satırdaki aynı harfler arasında istatistiksel olarak fark olmadığını gösterir ( $p>0,05$ ).

Çizelge 3.12. Grafik 3.3 ve Grafik 3.4’de kontrol ve lazer gruplarında 6 adet farklı adezivin ortalama bağlanma değerleri 6 adet farklı dentin yüzeylerinin her birinde tek tek istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. Kontrol ve lazer gruplarındaki farklı dentin yüzeylerinin herbirinde tüm adeziv sistemlerin bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında çoğunlukla istatistiksel olarak anlamlı düşüşler ( $p<0.05$ ) gözlenmekle birlikte, aksine bazı dentin yüzeylerinde ise istatistiksel olarak anlamlı yükselişler de gözlenmiştir ( $p<0.05$ ) (Çizelge 3.10. Çizelge 3.12.).

Sağlam dentin yüzeyine lazer uygulandığında GA, CSE, ASE ve ASEOF adeziv sistemlerin bağlanma dayanım değerleri kontrolle karşılaştırıldığında istatistiksel açıdan anlamlı derecede bir düşüş göstermiştir ( $p<0.05$ ).

Kontrol grubuna göre doğal aşınmış dentin yüzeyine lazer uygulandığında GA ve ASE adeziv sistemlerin bağlanma dayanımlarında istatistiksel olarak anlamlı

bir düşüş gözlenirken ( $p<0.05$ ), ASB2 adeziv sistemin de ise istatistiksel olarak anlamlı derecede bir yükseliş gözlenmiştir ( $p<0.05$ ). Bununla birlikte CSE ve ASEOF adeziv sistemlerin bağlanma dayanımları açısından lazerin önemli bir etkisi olmadığı, ASMP adezivin de ise doğal aşınmış dentin yüzeyine bağlantısını lazerin artırdığı ancak bunun istatistiksel olarak anlamlı olmadığı da kaydedilmiştir ( $p>0.05$ ).

Doğal çürükten etkilenmiş dentin yüzeyine lazer uygulanan gruptaki adezivlerin bağlanma değerleri karşılaştırıldığında sadece GA ve CSE adeziv sistemlerinde kontrol değerlerine göre istatistiksel açıdan önemli bir düşüş gözlenirken ( $p<0.05$ ), diğer adezivlerin bağlanma değerleri üzerine lazerin etkisinin olmadığı elde edilmiştir ( $p>0.05$ ).

Kontrol grubuna göre suni erozyonlu dentin yüzeyine lazer uygulandığında sadece CSE adeziv sisteminin bağlanma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş gözlenirken ( $p<0.05$ ), Diğer adeziv sistemlerin bağlanma dayanımları açısından lazerin önemli bir etkisi olmadığı tespit edilmiştir ( $p>0.05$ ).

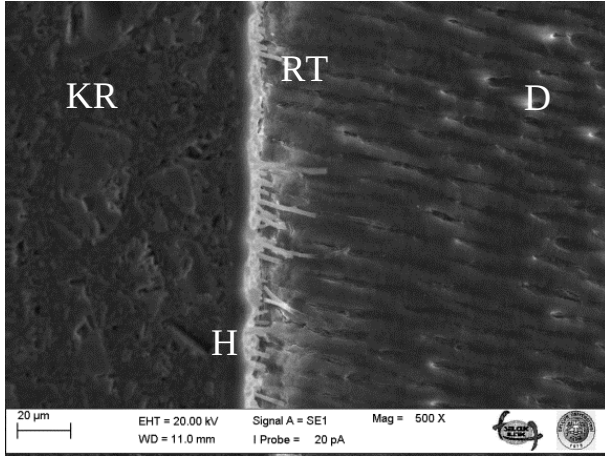
Lazer uygulanan suni erozyon ve abrazyon oluşturulmuş dentin yüzeyinde GA adeziv sistem haricindeki tüm adezivlerin bağlanma dayanımının kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bir yükseliş gösterdiği kaydedilmiştir ( $p<0.05$ ) (Çizelge.3.10, Grafik 3.1).

Kontrol grubuna göre suni çürükten etkilenmiş dentin yüzeyine lazer uygulandığında GA ve CSE adeziv sistemlerinin bağlanma dayanım değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede artış gösterirken ( $p<0.05$ ), aksine ASE, ASMP ve ASB2 adeziv sistemlerinin dentine bağlanma dayanımların da ise istatistiksel açıdan anlamlı ölçüde bir düşüş kaydedilmiştir ( $p<0.05$ ). Sadece adeziv sistemler içerisinde ASEOF adeziv sisteminin dentine bağlanma dayanımlarında her iki grupta da benzer değerler elde edilmiştir.

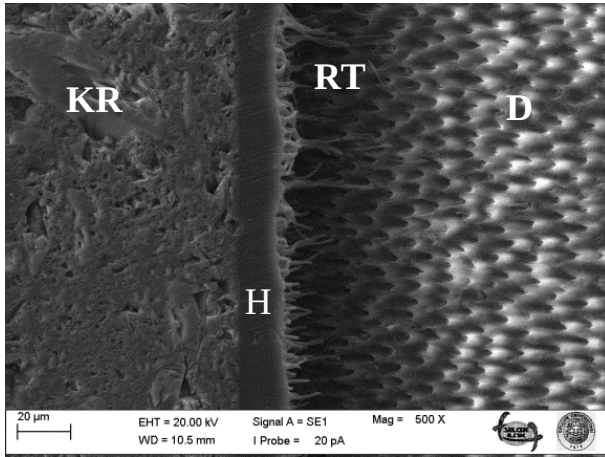
### **3.2. Bağlantı Ara Yüzeylerinin SEM ile İnceleme Bulguları**

Çalışmamızda kullandığımız 6 farklı adeziv sistemin (GA, CSE, ASE, ASMP, ASB2, ASEOF) farklı dentin yüzeylerinde (1: sağlam dentin, 2: doğal abraze dentin, 3: doğal çürükten etkilenmiş dentin, 4: suni erozyon oluşturulmuş dentin, 5: suni erozyon+abraze dentin, 6: suni çürük oluşturulmuş dentin) kontrol ve lazer uygulanmış gruplardan elde edilmiş dentin-rezin ara yüz bağlantısına ait SEM görüntüleri aşağıdadır. Görüntüler X500 büyütme ile hazırlanmıştır.

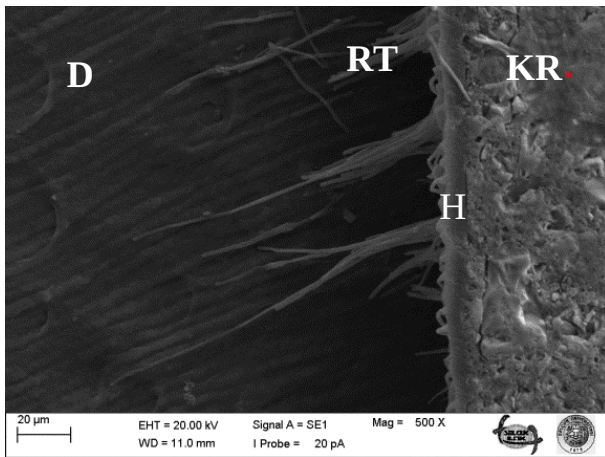
Kontrol grubunda sağlam dentin yüzeylerine 6 farklı adezivin ara yüz SEM görüntüleri.



1KGA

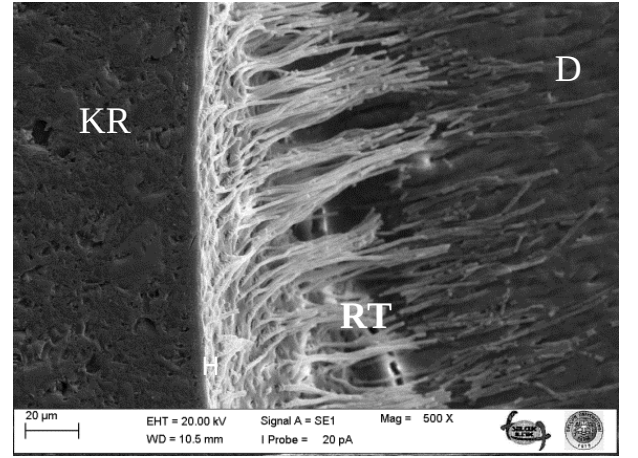


1KCSE

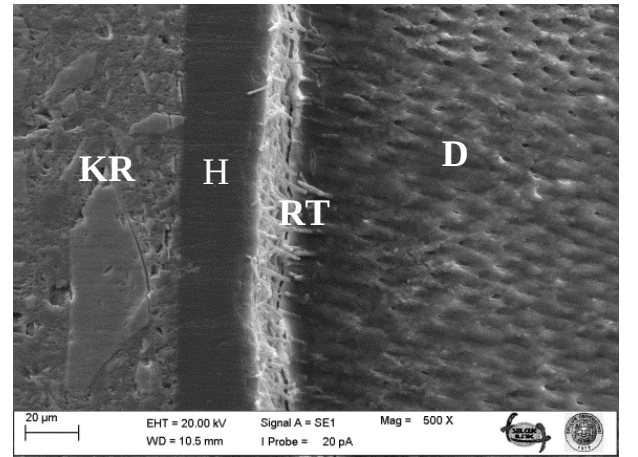


1KASE

Lazer grubundaki sağlam dentin yüzeyine uygulanan 6 farklı adeziv sistemin bağlantı arayüzlerine ait SEM görüntüleri

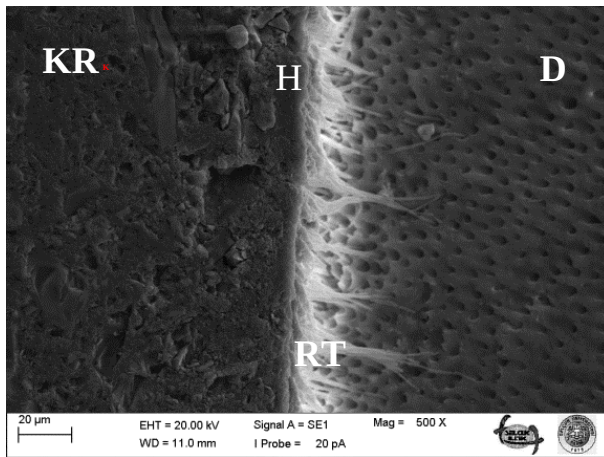


1LGA

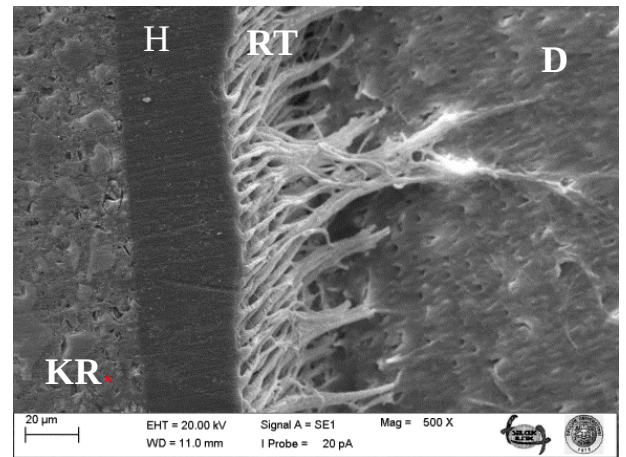


1LCSE

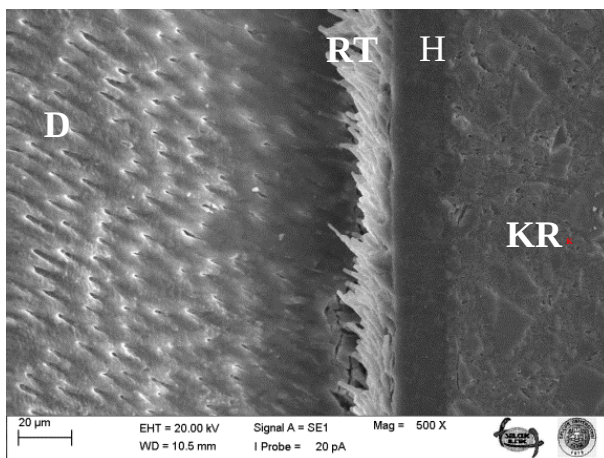
Not: KR: Kompozit Resin, RT: Resin Tag, D: Dentin, H: Hibrit Tabakası, olarak kısaltılmıştır.



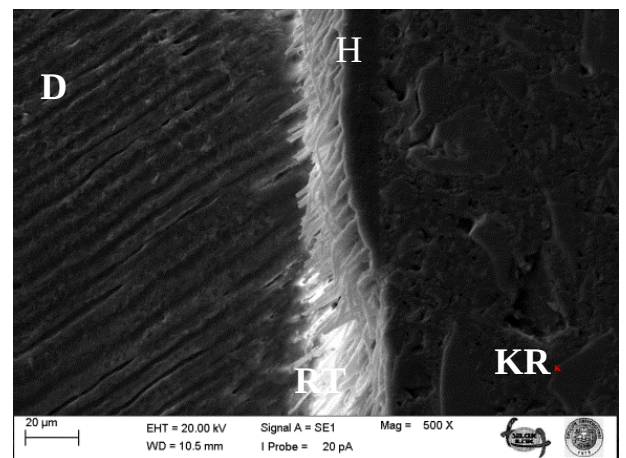
1KASMP



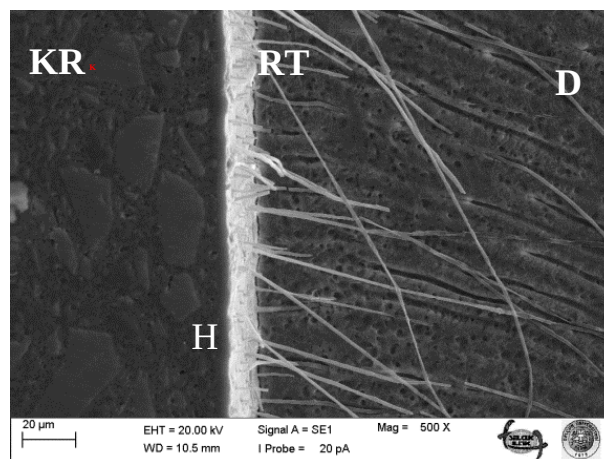
1LASMP



1KASB2



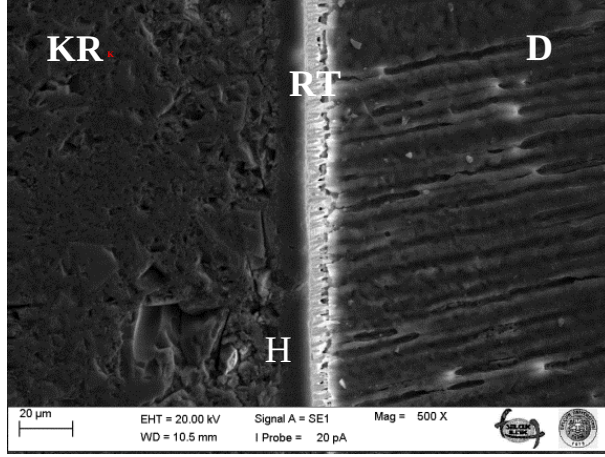
1LASB2



1KASEOF

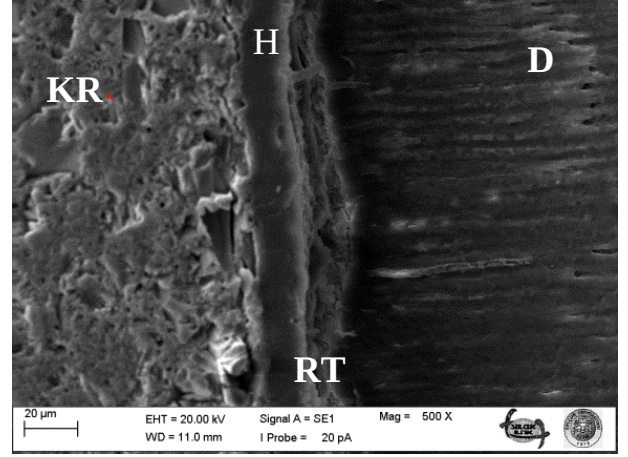
Yukarıda sağlam dentin örneklerine ait kontrol ve lazer uygulanmış rezin-dentin ara yüz bağlantılarının 500 kez büyütülmüş görüntüleri görülmektedir. Dentin tübülleri lazer uygulanan yüzeylerde daralmıştır. Tüm gruplarda rezin tag oluşumu gözlenmektedir. Resin tagların çapı değişkenlik göstermekte olup yaklaşık 2-2,5 µm arasındadır. Total-etch adezivlerde hibrit tabakası (1KASMP, 1KASEOF) 10 µm'un altında iken self-etch adeziv (1KGA, 1KCSE, 1KASE, 1KASEOF) uygulanan gruplarda hibrit tabakası 15-20 µm arasındadır. En kalın hibrit tabakası çift şişe self-etch (1KCSE ve 1KASE) gruplarda görülmüştür. En uzun rezin tag tek şişe self-etch ASEOF'de görülmüştür. LASEOF ve LASE grubunda SEM görüntüsü elde edilememiştir.

Kontrol grubunda abraze dentin yüzeylerine 6 farklı adezivlerin ara yüz SEM görüntüleri.

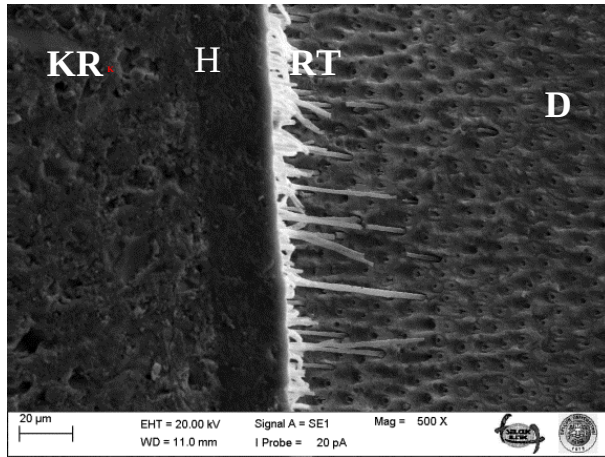


2KGA

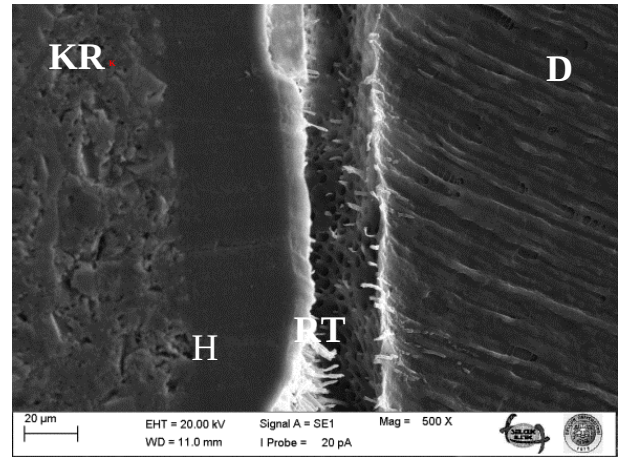
Lazer uygulanmış abraze dentin yüzeyine uygulanan 6 farklı adeziv sistemin bağlantı arayüzlerine ait SEM görüntüleri.



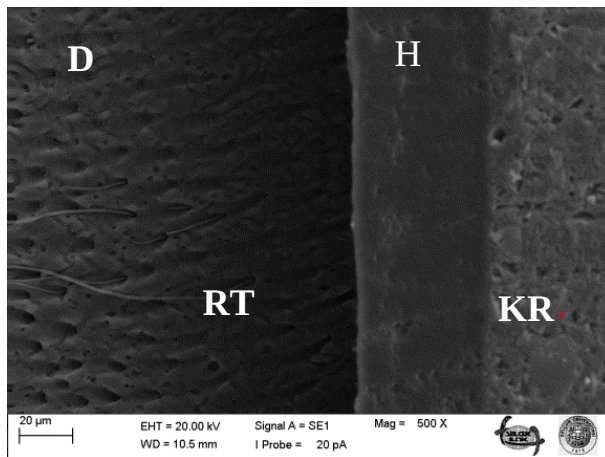
2LGA



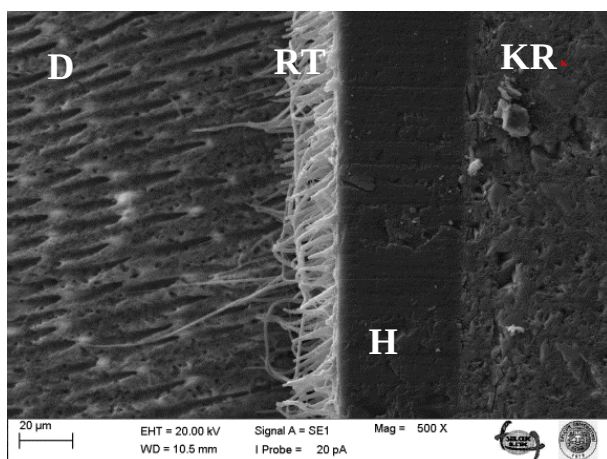
2KCSE



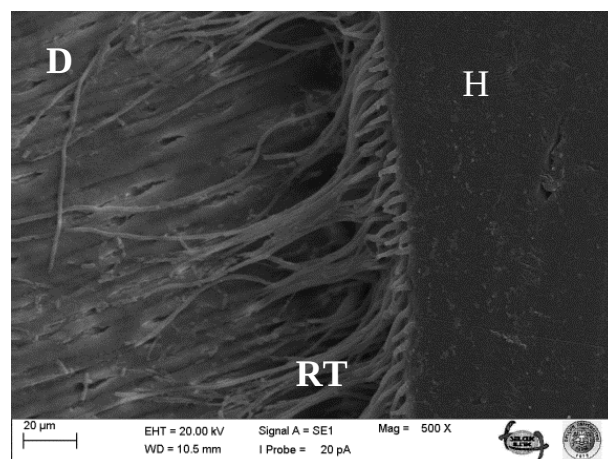
2LCSE



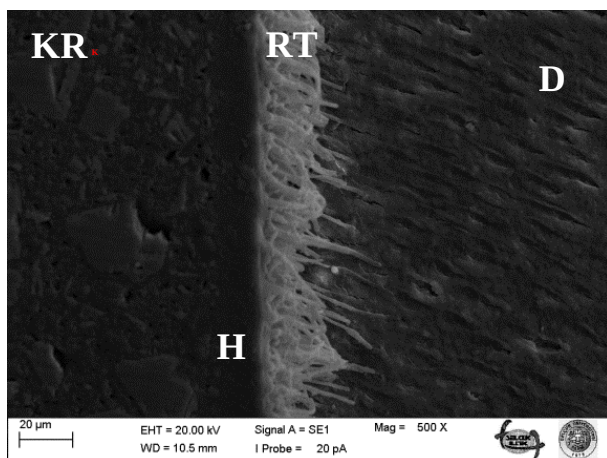
2KASE



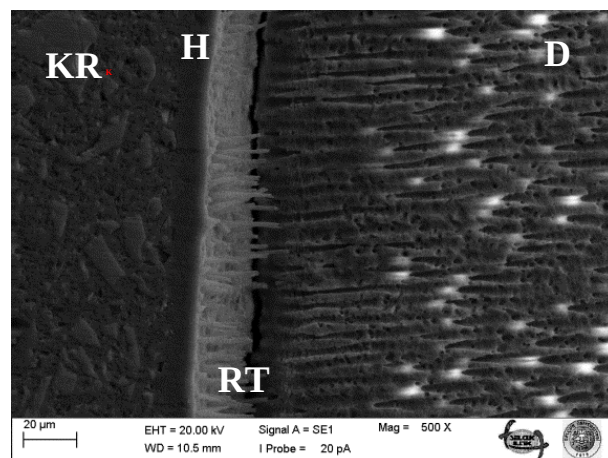
2KASMP



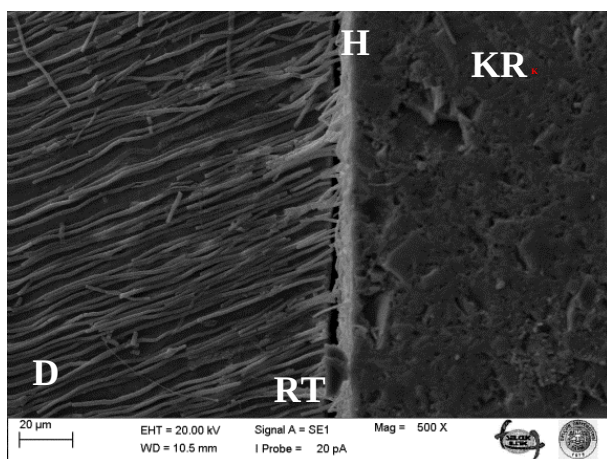
2LASMP



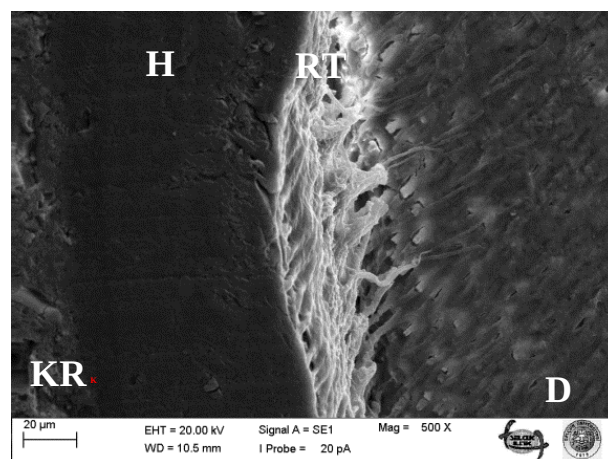
2KASB2



2LASB2



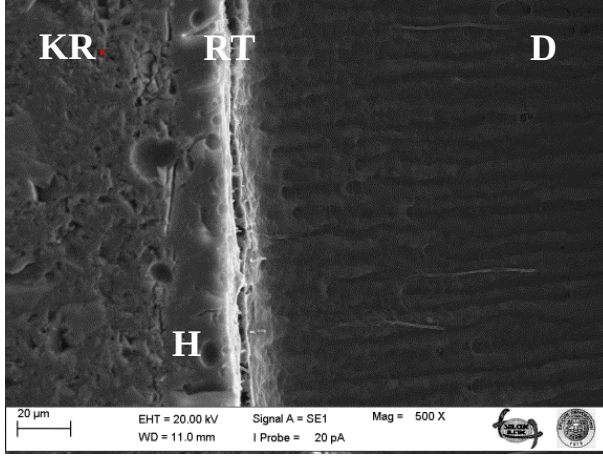
2KASEOF



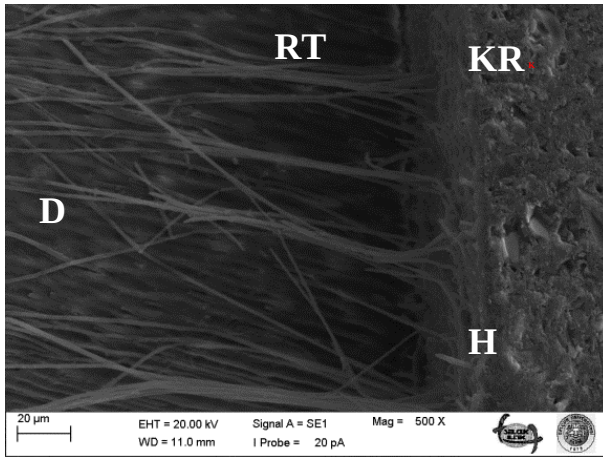
2LASEOF

Yukarıda doğal abraze dentin örneklerine ait kontrol ve lazer uygulanmış rezin-dentin ara yüz bağlantılarının 500 kez büyütülmüş SEM görüntüleri görülmektedir. Abraze dentin kontrol grubunda abrazyona bağlı olarak sklereolmuş dentin kanalları görülmektedir. Buna bağlı olarak total-etch grubunda rezin tag oluşumunun daha belirgin olduğu, self-etch adeziv gruplarda rezin tag oluşumunun yetersiz olduğu görülmektedir. Kuvvetli (mild) self-etch olan 2KCSE grubunda ise hibrit tabakasının yeterli kalınlıkta ve rezin tag oluşumunun 20µm civarında olduğu tespit edilmiştir. Tek şişe self-etch 2KASEOF grubunda yaklaşık 5 µm kalınlığında hibrit tabaka gözlenmektedir buna karşılık ortalama 40 µm uzunluğunda rezin taglar mevcuttur. Lazer uygulanan abraze dentine uygulanan adezivlerin ara yüzlerinde dentin kanallarının daraldığı buna bağlı olarak da kısa ve zayıf rezin tag oluşumları görülmektedir. Lase grubunda SEM görüntüsü elde edilememiştir.

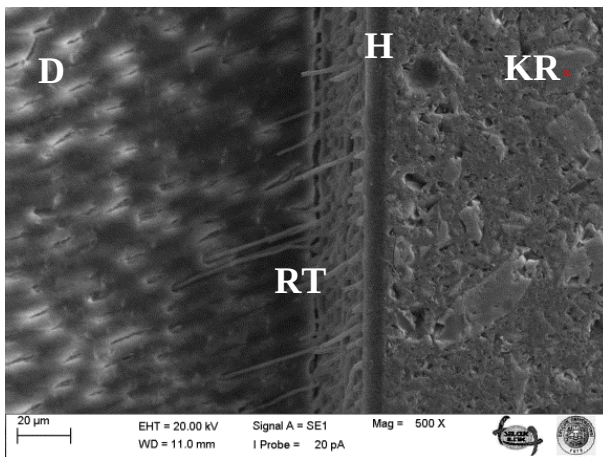
Kontrol grubunda çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine 6 farklı adezivin ara yüz SEM görüntüleri.



3KGA

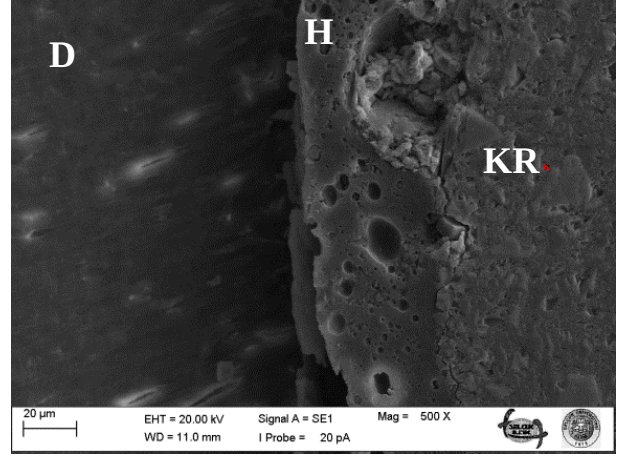


3KCSE

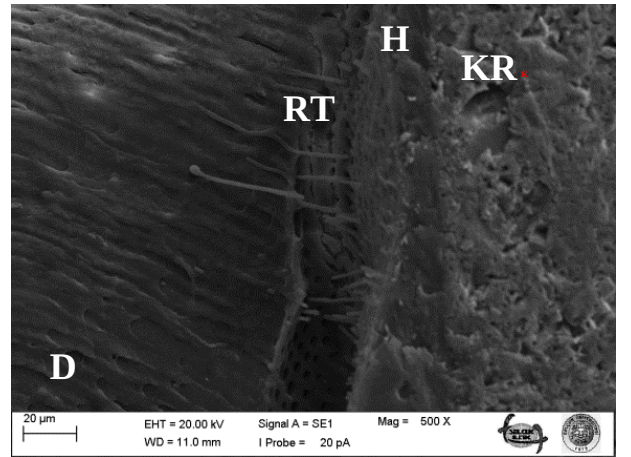


3KASE

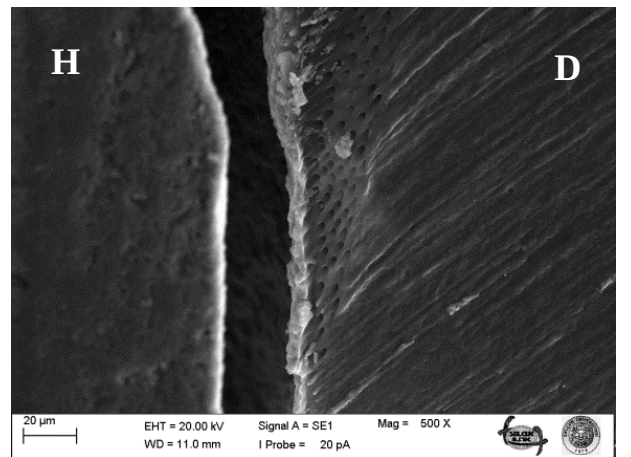
Lazer uygulanmış çürükten etkilenmiş dentin yüzeyine uygulanan 6 farklı adeziv sistemin bağlantı arayüz SEM görüntüleri.



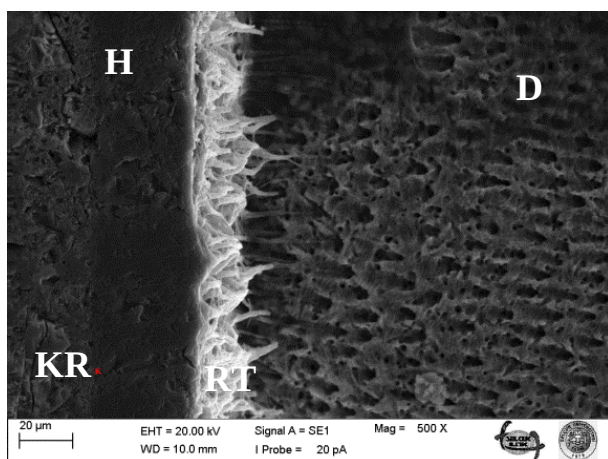
3LGA



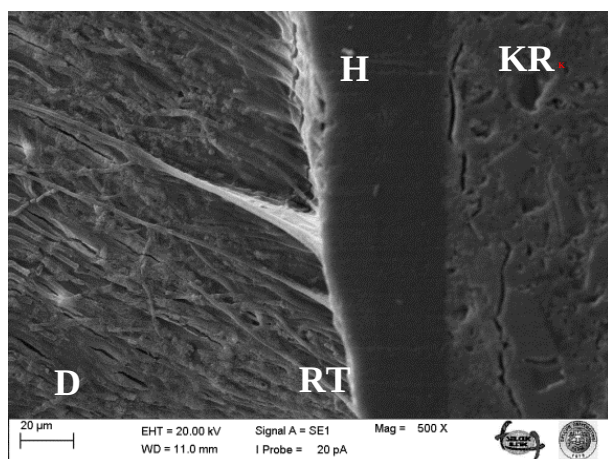
3LCSE



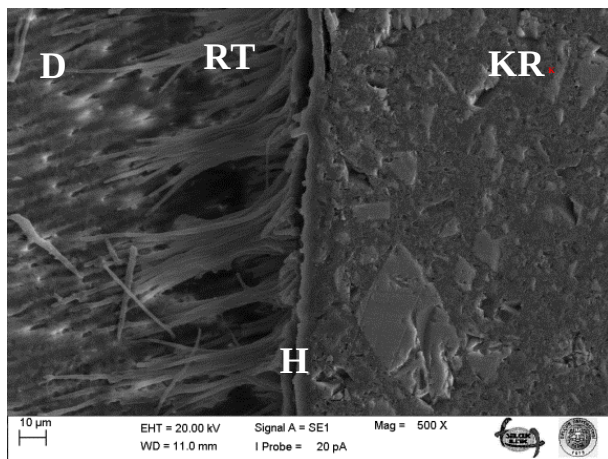
3LASE



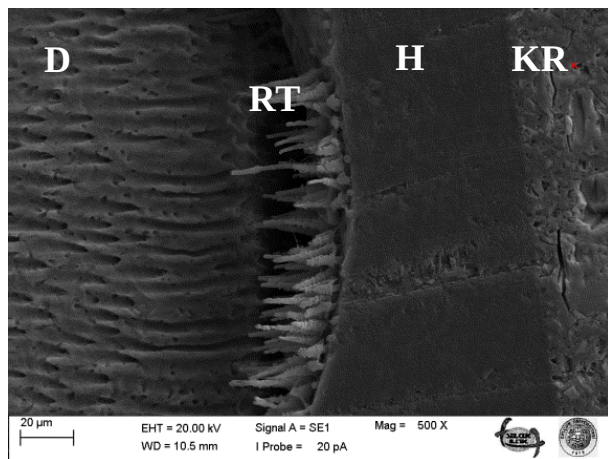
3KASMP



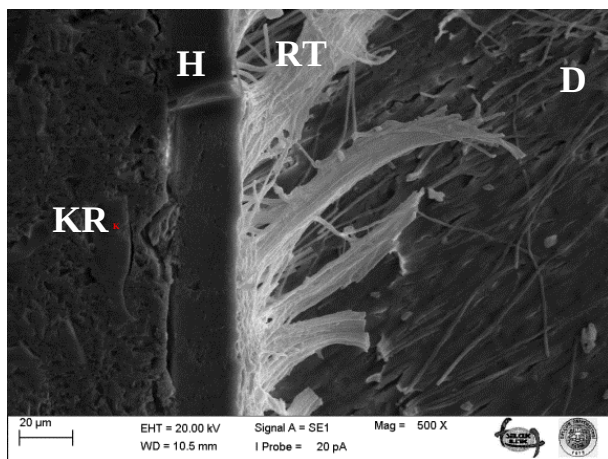
3LASMP



3KASB2



3LASB2

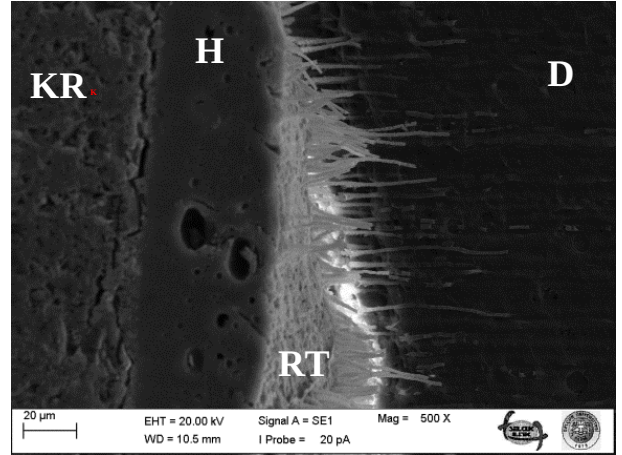


3KASEOF

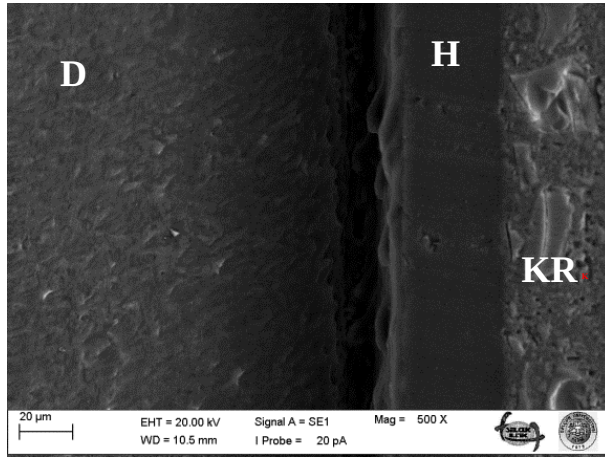
Yukarıda doğal çürükten etkilenmiş dentin örneklerine ait kontrol ve lazer uygulanmış rezin-dentin ara yüz bağlantılarının 500 kez büyütülmüş SEM görüntüleri görülmektedir. Çürükten etkilenmiş dentinde dentin kanallarının düzensiz ve dar olduğu görülmektedir. Lazer uygulanmış bağlantı ara yüzlerinde hibrit tabakası 20µm'nin üzerindeyken kontrol gruplarında en fazla 20µm kadardır. Resin taglar kontrol gruplarında lazer uygulanmış gruplara göre daha kalın ve sık görünümlüdür. Kontrol ve lazer uygulanmış gruplarda total-etch adezivlerin uygulandığı bağlantı ara yüzlerinde dentin tübüllerinin açıklığı net ve geniş olarak izlenebilmektedir. Self-etch gruplarda ise uzun ama kalınlığı 2µm'den daha ince resin tag oluşumları gözlenmektedir. LASEOF grubunda SEM görüntüsü elde edilememiştir.

Kontrol grubunda suni erozyon oluşturulmuş dentin yüzeylerine 6 farklı adezivlerin ara yüz SEM görüntüleri.

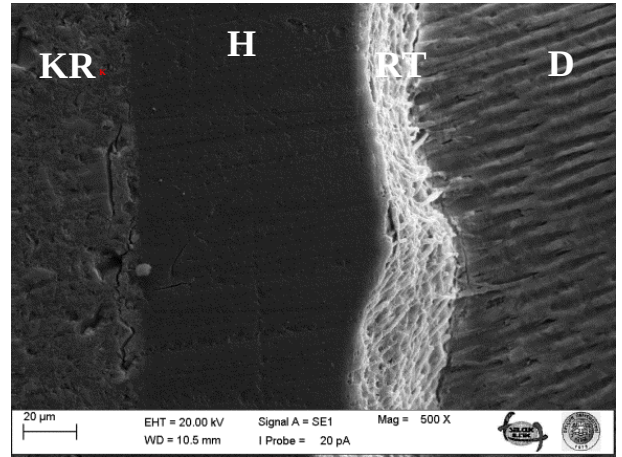
Lazer uygulanmış suni erozyon oluşturulmuş dentin yüzeyine uygulanan 6 farklı adeziv sistemin bağlantı arayüzlerine ait SEM görüntüleri.



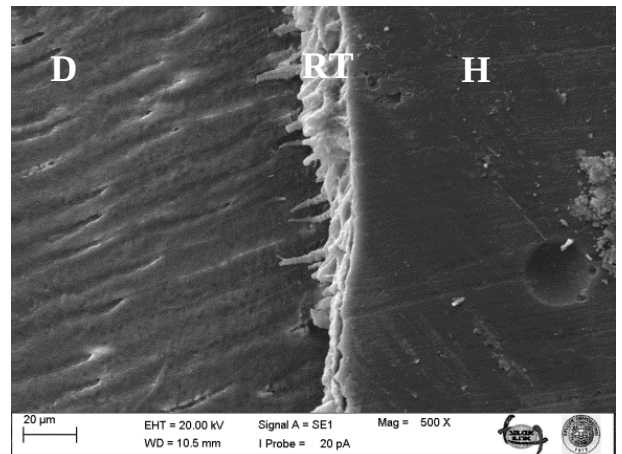
4LGA



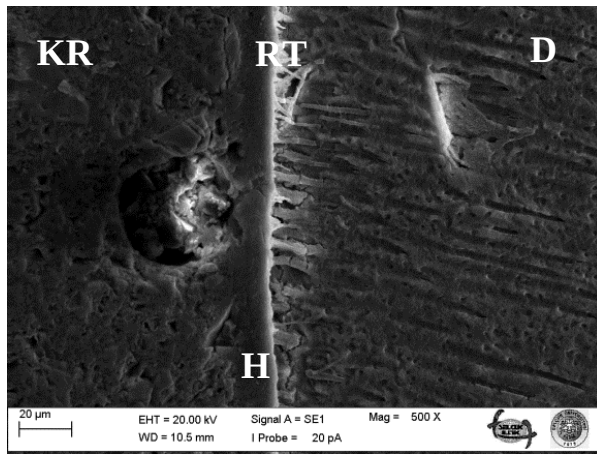
4KCSE



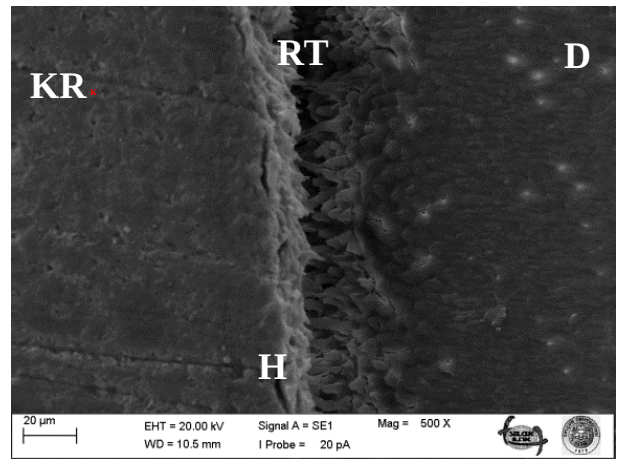
4LCSE



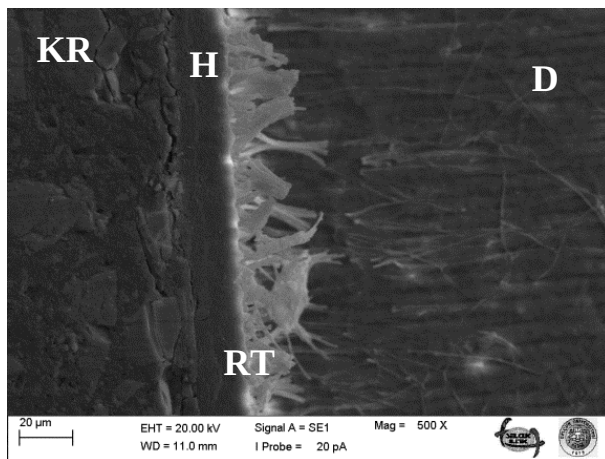
4LASMP



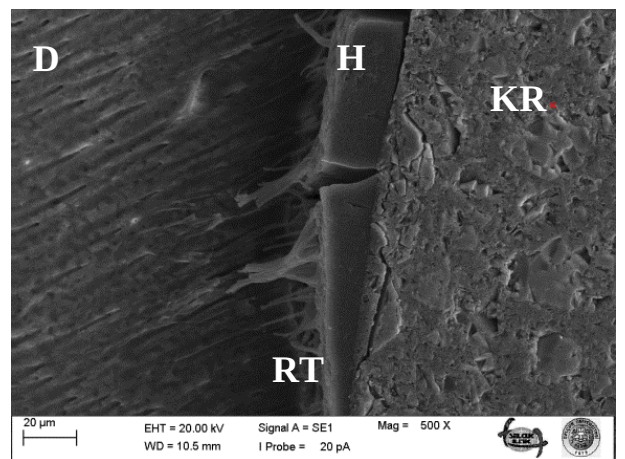
4KASB2



4LASB2



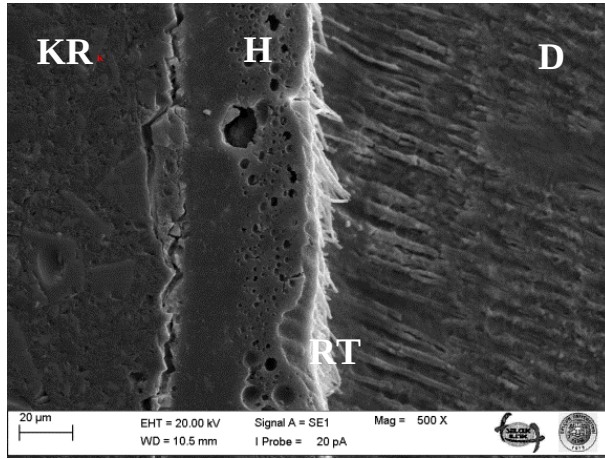
4KASEOF



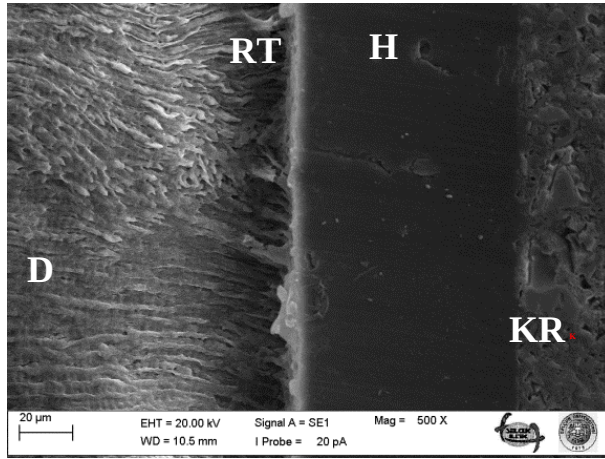
4LASEOF

Yukarıda suni erozyon ve abrazyon oluşturulmuş dentin örneklerine ait kontrol ve lazer uygulanmış ve 6 farklı adeziv uygulandığı rezin-dentin ara yüz bağlantılarının 500 kez büyütülmüş SEM görüntüleri görülmektedir. Bu grupta total-etch adezivlerin uygulandığı bağlantılar dışında tüm gruplarda 20µm'nun üzerinde hibrit tabakasına rastlanmaktadır. Dentin kanallarının düzensiz ve normalden ince olduğu görülmektedir. Resin tagların dentin kanalları içerisine penetrasyonu oldukça sınırlıdır. KGA, KASMP, KASE, LASE gruplarından SEM görüntüsü elde edilememiştir.

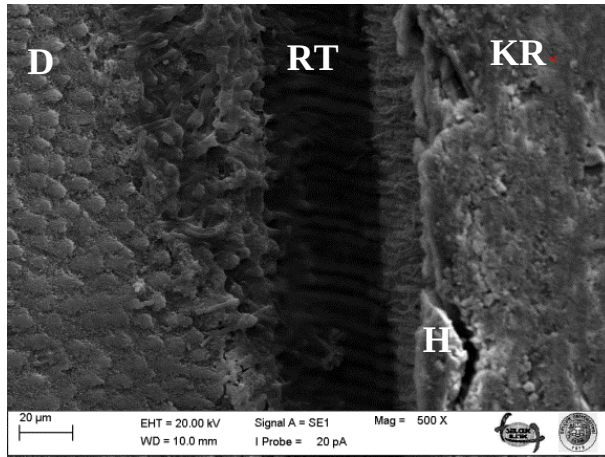
Kontrol grubunda suni erozyon+abrazyon oluşturulmuş dentin yüzeylerine 6 farklı adezivlerin ara yüz SEM görüntüleri.



5KGA

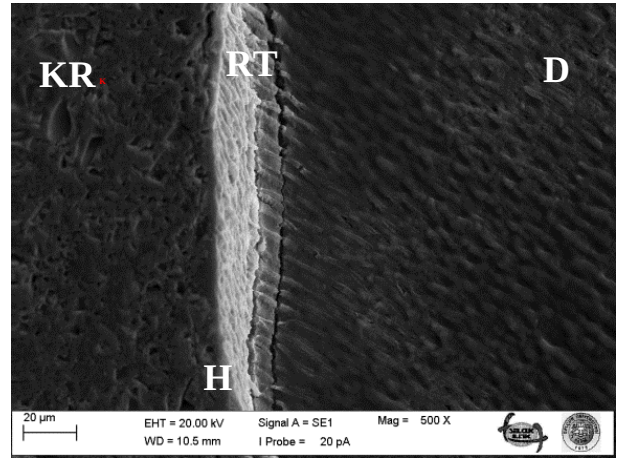


5KCSE

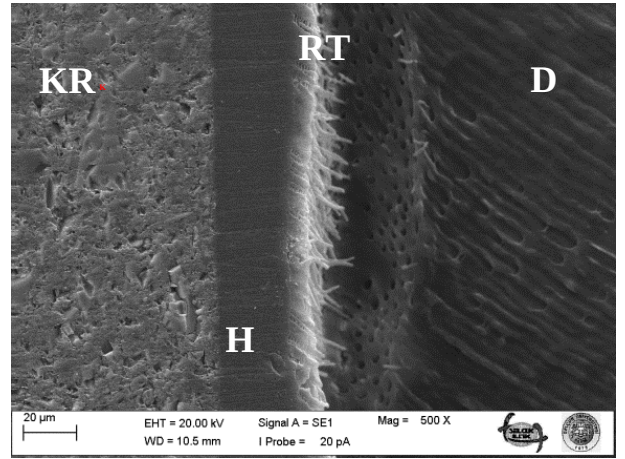


5KASMP

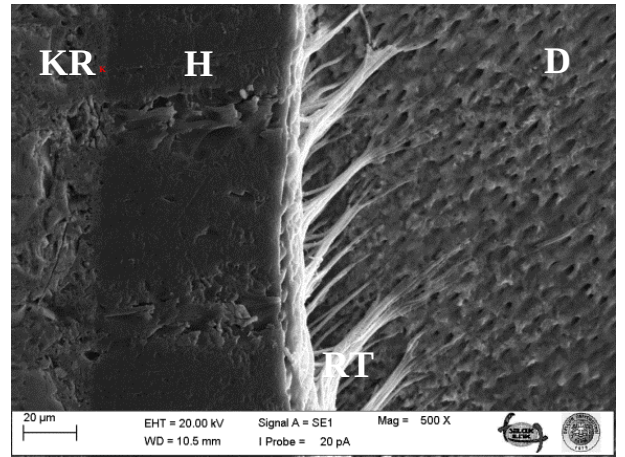
Lazer uygulanmış suni erozyon+abrazyon oluşturulmuş dentin yüzeyine 6 farklı adeziv sistemin bağlantı arayüz SEM görüntüleri.



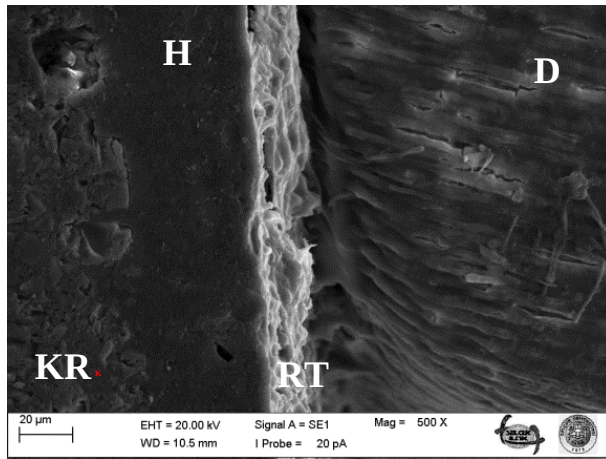
5LGA



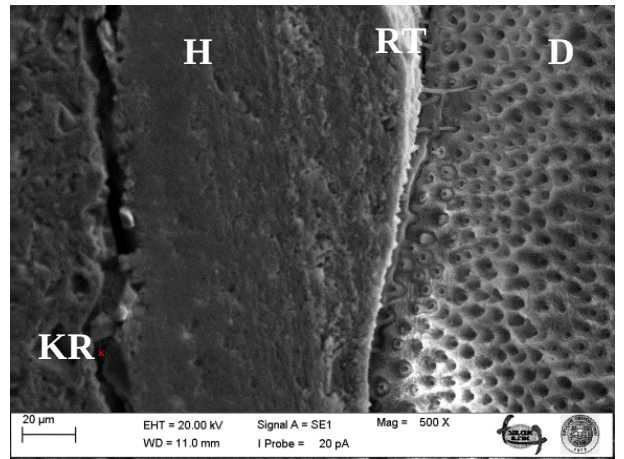
5LCSE



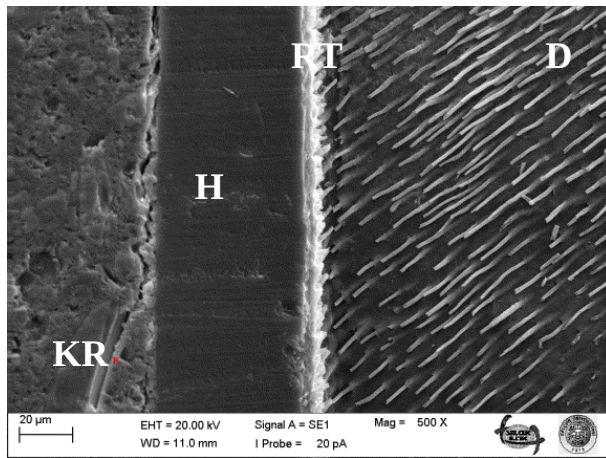
5LASMP



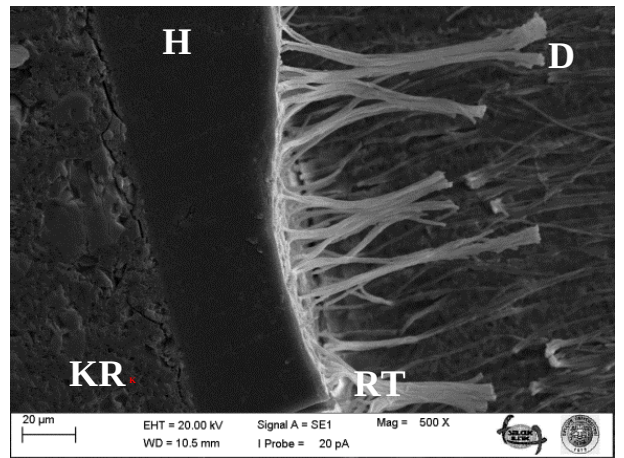
5KASB2



5LASB2



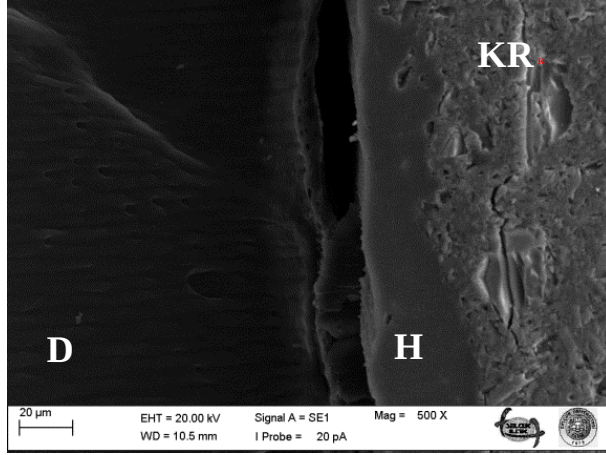
5KASEOF



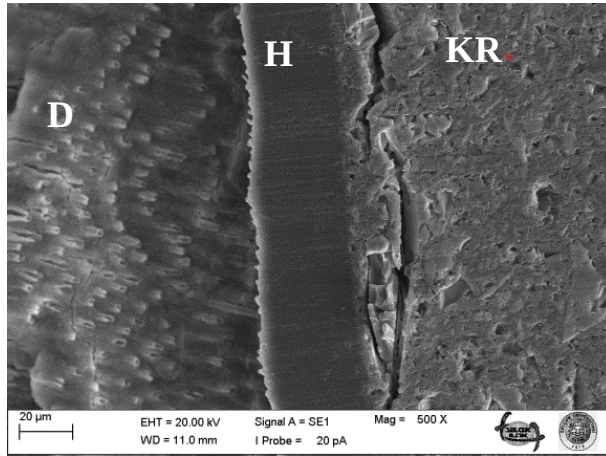
5LASEOF

Yukarıda suni erozyon oluşturulmuş dentin örneklerine ait kontrol ve lazer uygulanmış ve 6 farklı adeziv sistem ile restore edilmiş rezin-dentin ara yüz bağlantılarının 500 kez büyütülmüş SEM görüntüleri görülmektedir. Tüm gruplarda 20µm'un üzerinde hibrit tabakası tespit edilmiştir. 5LASEOF görüntüsünde 3-5µm kalınlığında 20-30 µm uzunluğunda rezin taglar görülmektedir. Ancak bu görüntüde dentin kanalları izlenememektedir. 5KASEOF görüntüsünde 1-3 µm kalınlığında sık rezin taglar izlenebilmektedir. 5LASMP ve 5LASB2'de dentin kanalları görülmektedir. Bu grupta 30 µm'un üzerinde hibrit kalınlığı mevcut olup rezin tag oluşumu çok sınırlıdır. Lazer uygulanmamış arayüz görüntülerinde genel olarak dentin kanallarının görünümü oldukça azdır. 5KASE ve 5LASE grubunda SEM görüntüsü elde edilememiştir.

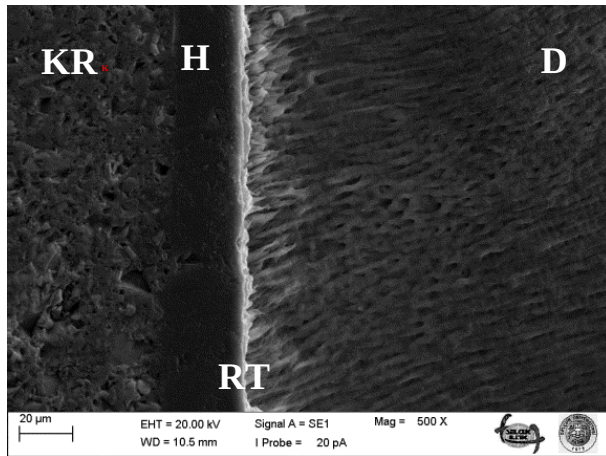
Kontrol gurubunda suni çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine 6 farklı adezivlerin ara yüz SEM görüntüleri.



6KGA

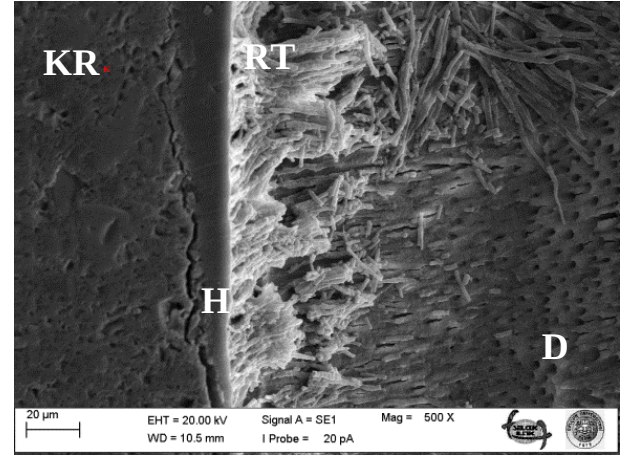


6KCSE

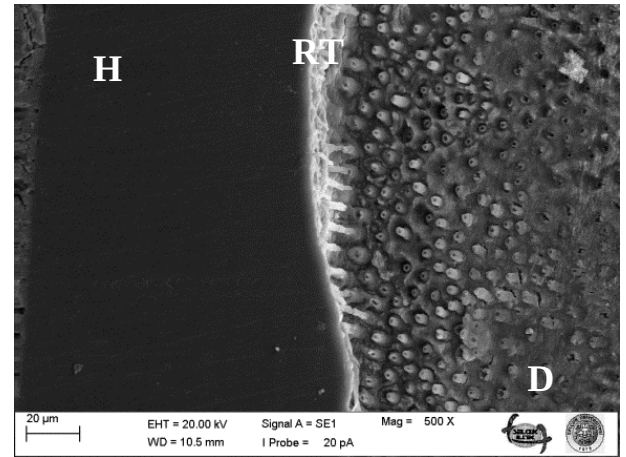


6KASE

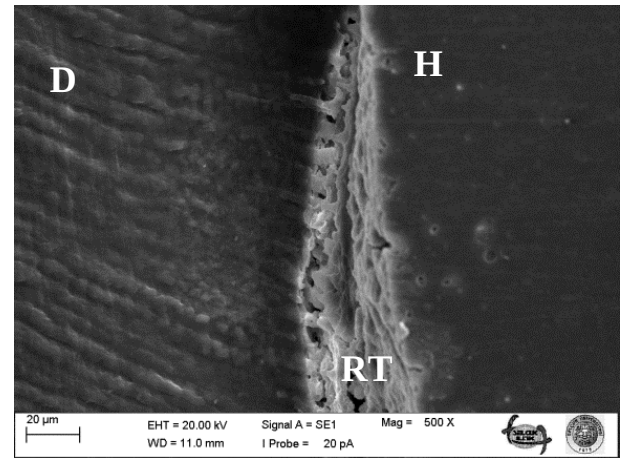
Lazer uygulanmış suni çürükten etkilenmiş dentin yüzeyine 6 farklı adeziv sistemin bağlantı arayüz SEM görüntüleri.



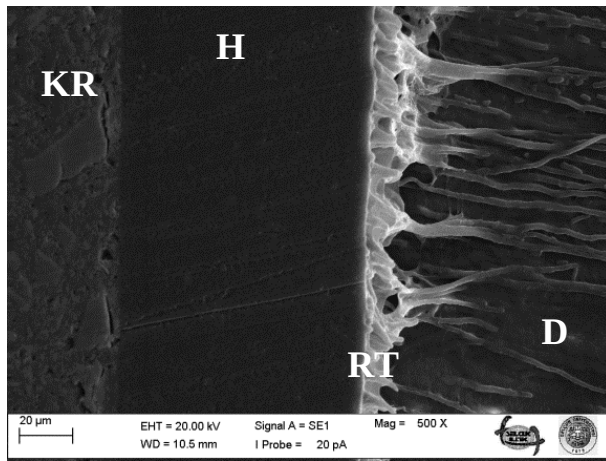
6LGA



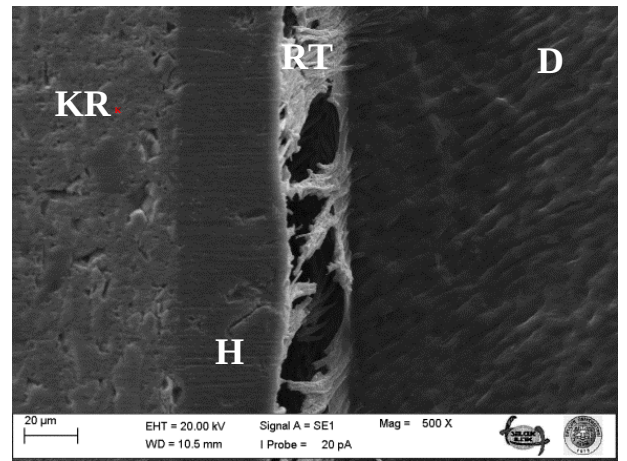
6LCSE



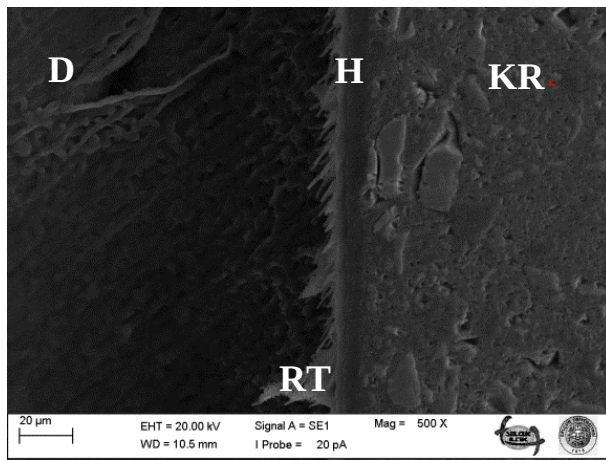
6LASE



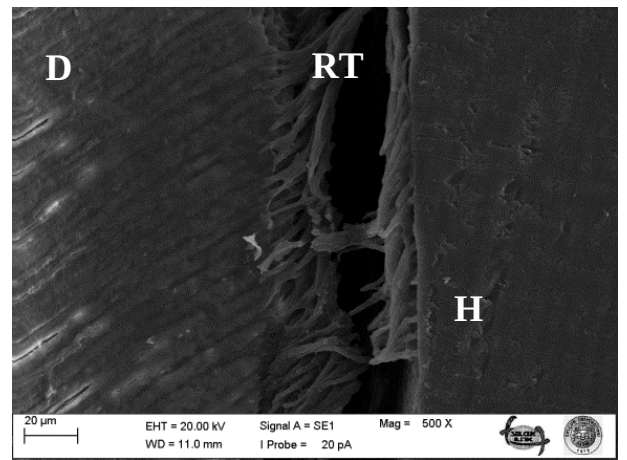
6KASMP



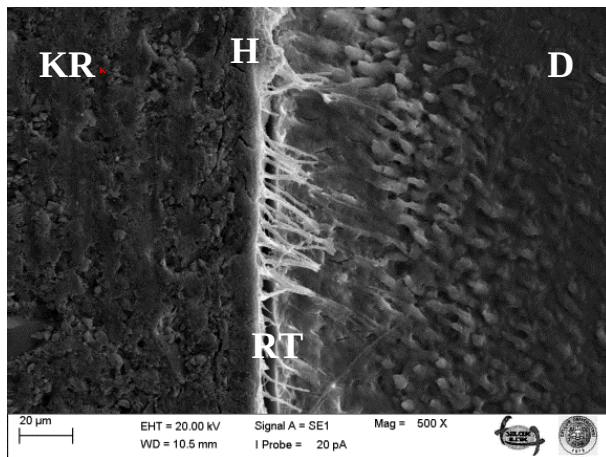
6LASMP



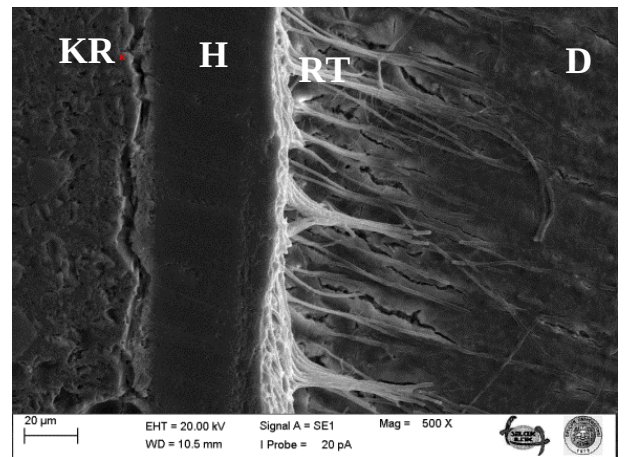
6KASB2



6LASB2



6KASEOF

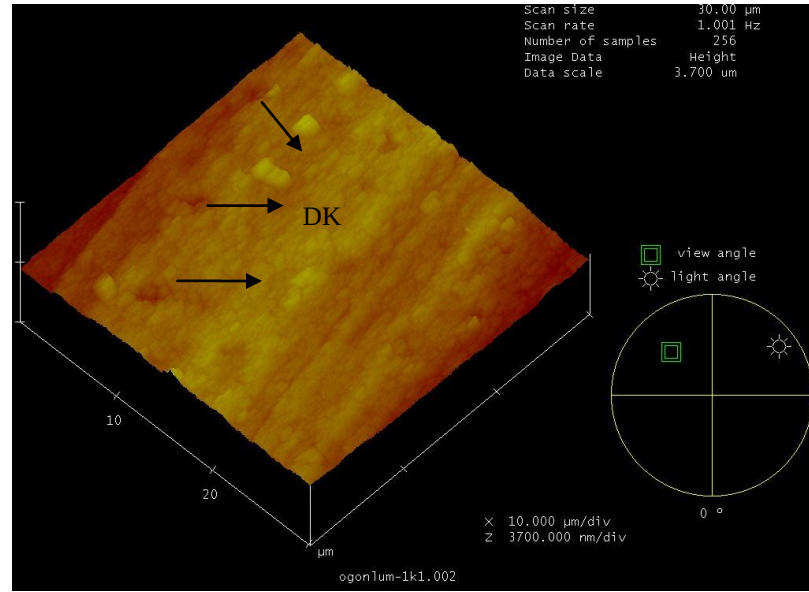


6LASEOF

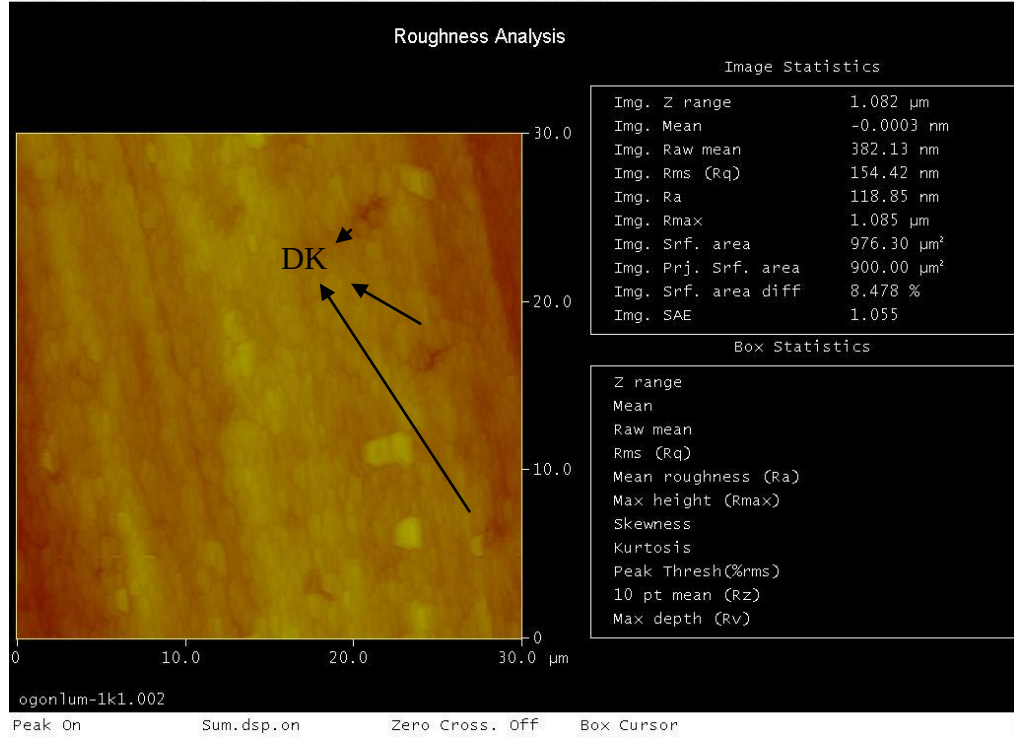
Yukarıda suni çürükten etkilenmiş dentin örneklerine ait kontrol ve lazer uygulanmış ve 6 farklı adeziv sistem ile restore edilmiş rezin-dentin ara yüz bağlantılarının 500 kez büyütülmüş SEM görüntüleri görülmektedir. 6LCSE ve 6KASMP gruplarında en kalın hibrit tabakası görülmektedir. 6KGA görüntüsünde neredeyse hiç rezin tag oluşmamıştır. 6KASMP görüntüsünde 3-5µm kalınlığında rezin taglar mevcutken 6LASMP görüntüsünde oldukça kısa rezintaglar mevcuttur. 6KASEOF ve 6LASEOF görüntülerinde 1-3 µm kalınlığında 10-20 µm uzunluğunda rezin taglar mevcuttur. Dentin kanalları en iyi 6LGA, 6LCSE ve 6KASE örneklerindeki görüntülerde elde edilmektedir.

### 3.3. Farklı Dentin Yüzeylerinin AFM İnceleme Bulguları

Çalışmamızda kullanılan 6 adet farklı dentin yüzeyleri (sağlam dentin, abraze dentin, çürükten etkilenmiş dentin, suni eroziv dentin, suni eroziv+abraziv dentin, suni çürükten etkilenmiş dentin) kontrol ve lazer grupları atomik kuvvet mikroskopunda (AFM) incelendi. İnceleme 30 µm’luk yüzeyde ve 1 Hz’lik tarama ile yapıldı.

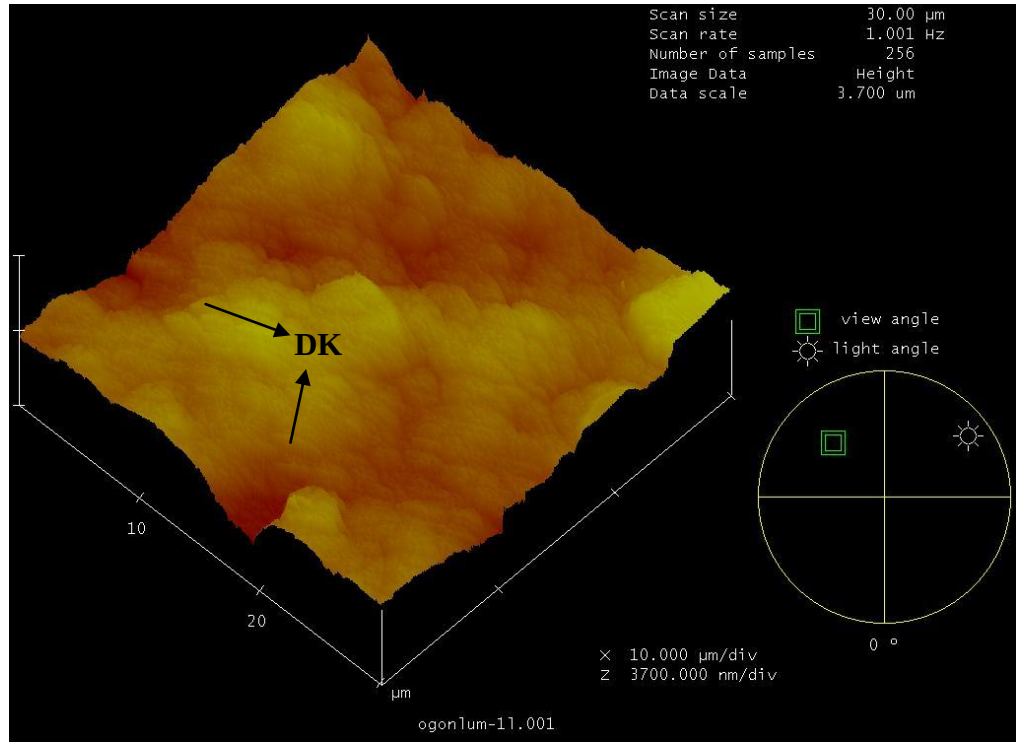


Resim 3.8: Sağlam dentin yüzey taraması

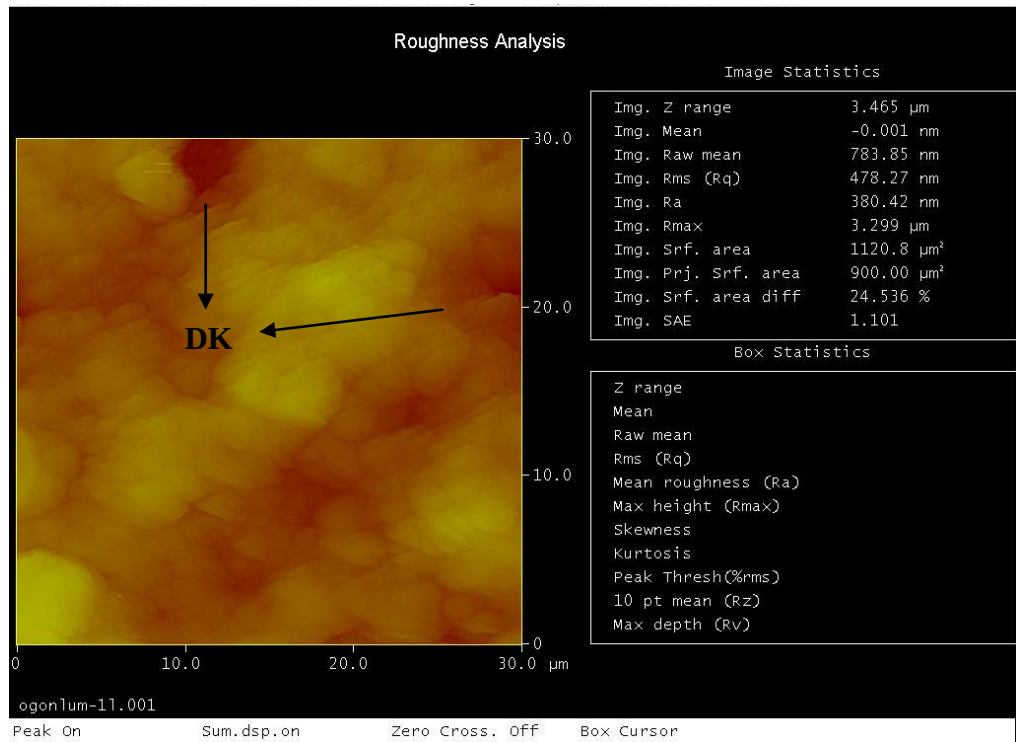


Resim 3.9: Sağlam dentin pürüzlülük analizi

Sağlam dentin yüzeyinde yapılan AFM analizi sonucunda dentin kanal ağızları görülmektedir. Maksimum yükseklik 1,085 nm olup ortalama pürüzlülük 118,85 nm'dir (Resim 3.9.).

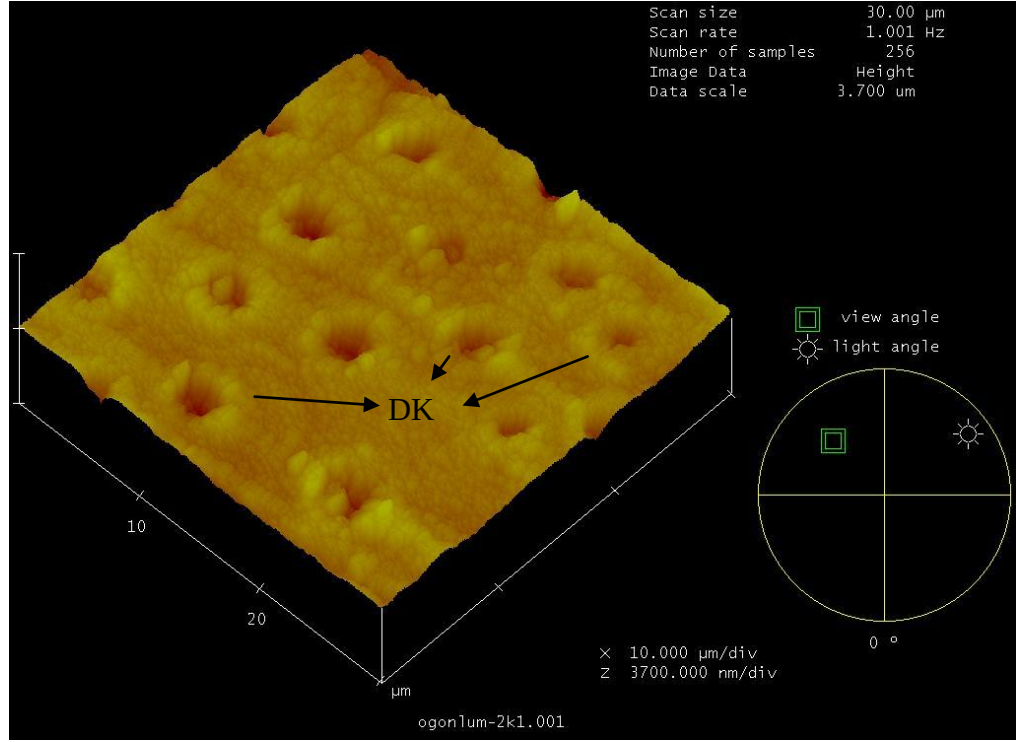


Resim 3.10: Sağlam dentin lazer uygulanmış yüzey taraması

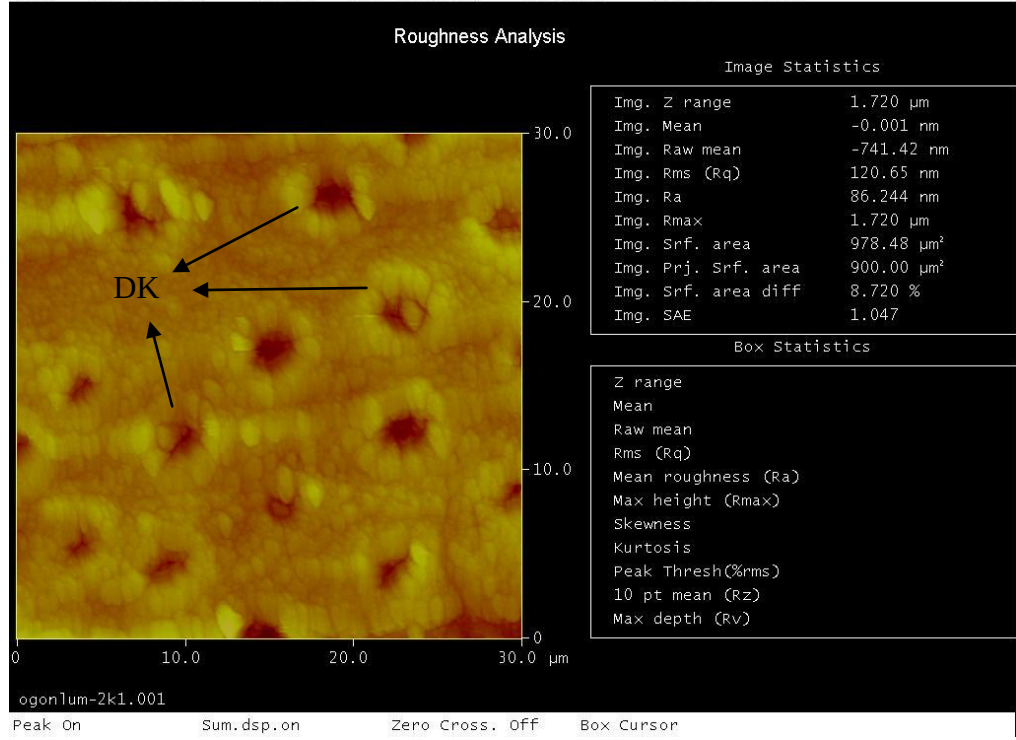


Resim 3.11: Sağlam dentin lazer uygulanmış yüzey pürüzlülük analizi

Sağlam dentin yüzeyine lazer uygulandıktan sonra elde edilen yüzey taramasında ortalama yüzey pürüzlülüğünün oldukça arttığı gözlenmektedir (Ra: 380,42 nm) (Resim 3.10). Maksimum yükseklik değeri de 3,299 nm olarak tespit edilmiştir (Resim 3.11.). Ayrıca dentin kanallarının lazer uygulamasından sonra genişlediği görülmektedir (Resim 3.10.)

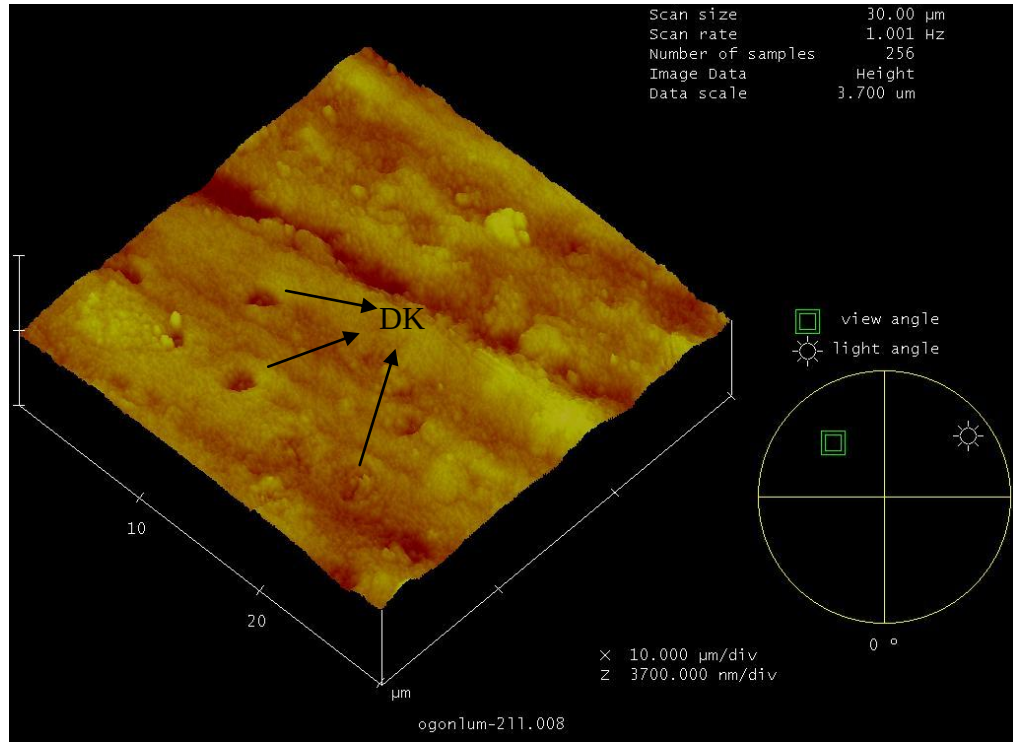


Resim 3.12: Abraze dentin yüzey taraması

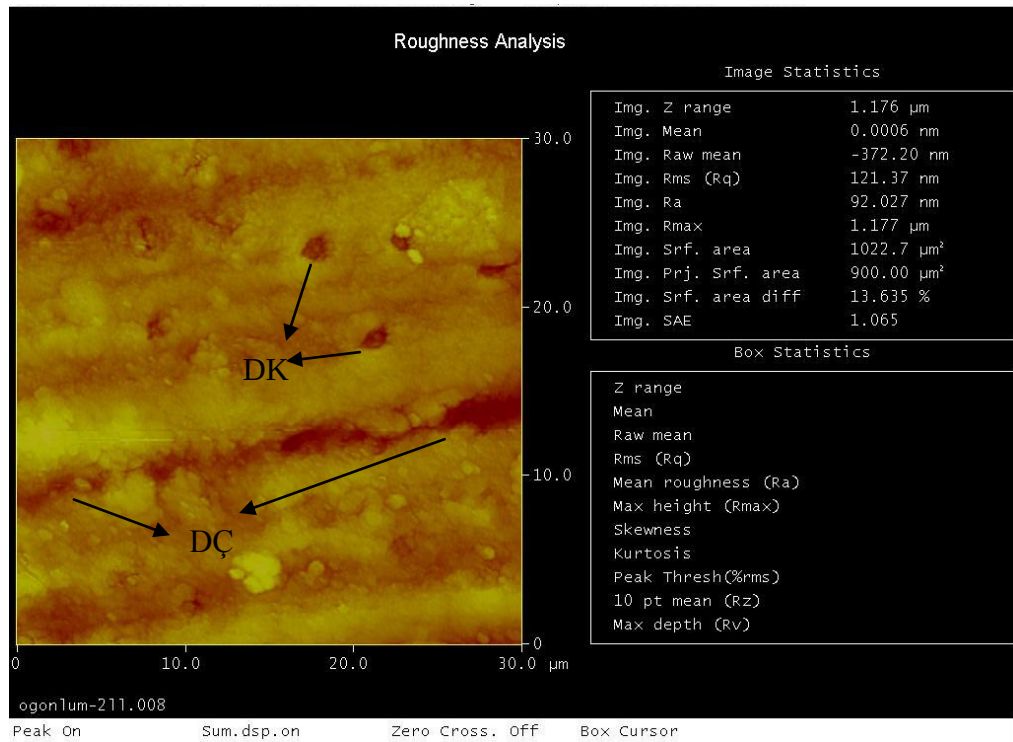


Resim 3.13: Abraze dentin yüzey pürüzlülük analizi

Abraze dentine ait yüzey analizi sonucunda dentin kanallarının sağlam dentine oranla daha geniş olduğu tespit edilmiştir. Ortalama pürüzlülük 86,244 nm ve maksimum yükseklik 1,720 nm'dir (Resim 3.12, Resim 3.13.).

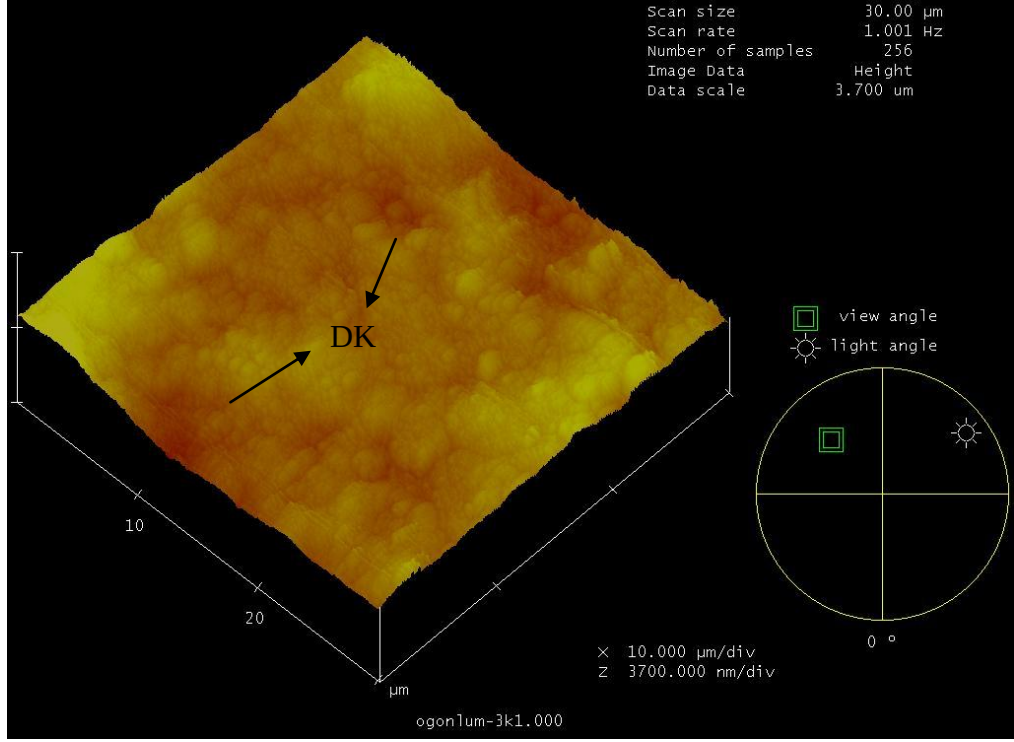


Resim 3.14: Lazer uygulanmış abraze dentin yüzey taraması

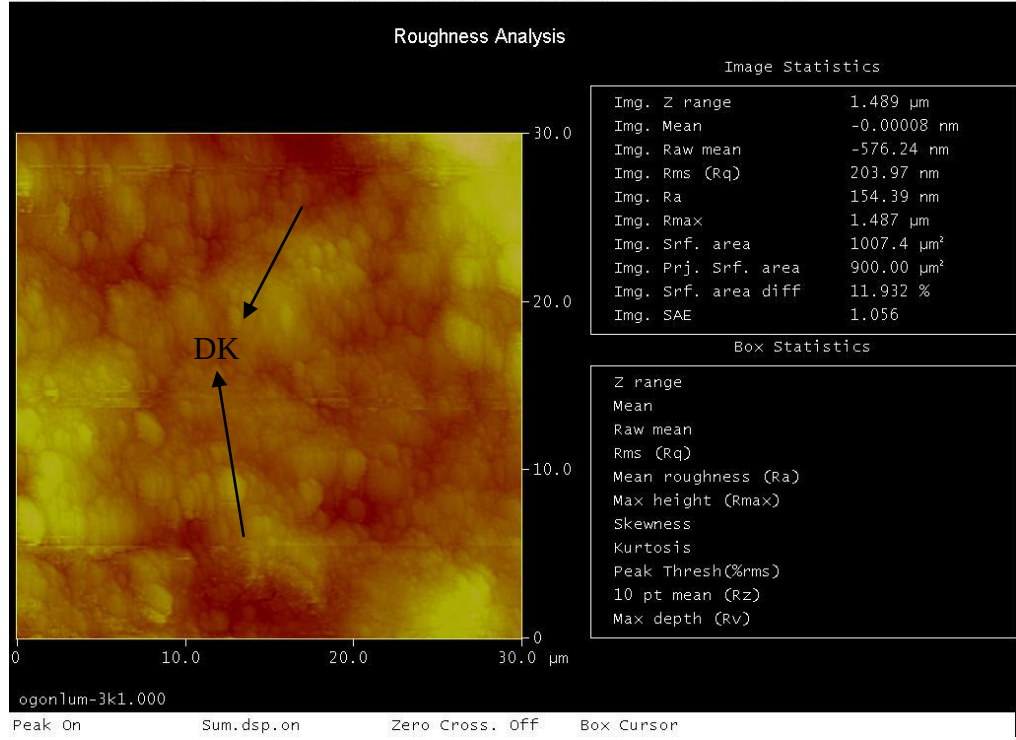


Resim 3.15: Lazer uygulanmış abraze dentin pürüzlülük analizi (DÇ: dentin çatlakları)

Lazer uygulanmış abraze dentin yüzey analizinde dentin kanallarında düzensizlikler görülmektedir. Ortalama yüzey pürüzlülüğü 92,027 nm ve maksimum yükseklik 1,177 nm olarak tespit edilmiştir. Ayrıca dentin yüzeyinde çatlaklar mevcuttur (Resim 3.14, Resim 3.15.).

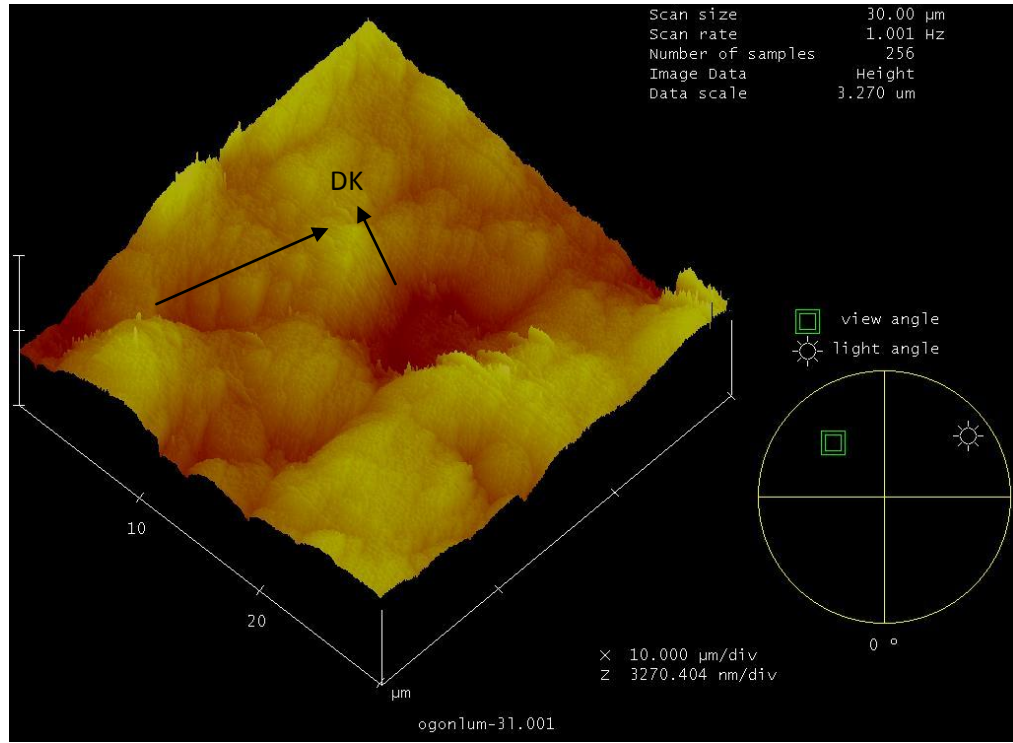


Resim 3.16: Çürükten etkilenmiş dentin yüzey taraması.

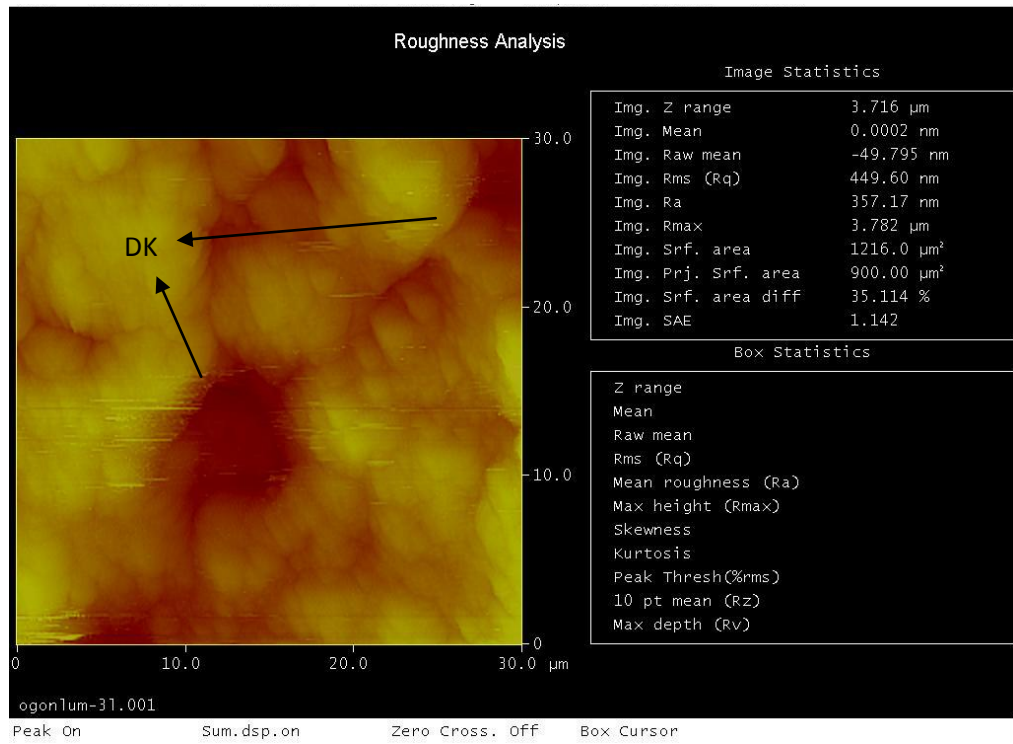


Resim 3.17: Çürükten etkilenmiş dentin pürüzlülük analizi.

Çürükten etkilenmiş dentin yüzey analizi sonucunda remineralize olmuş geniş dentin kanalları görülmüştür. Ortalama pürüzlülük 154,39 nm ve maksimum yükseklik 1,487 nm'dir (Resim 3.16, Resim 3.17.).

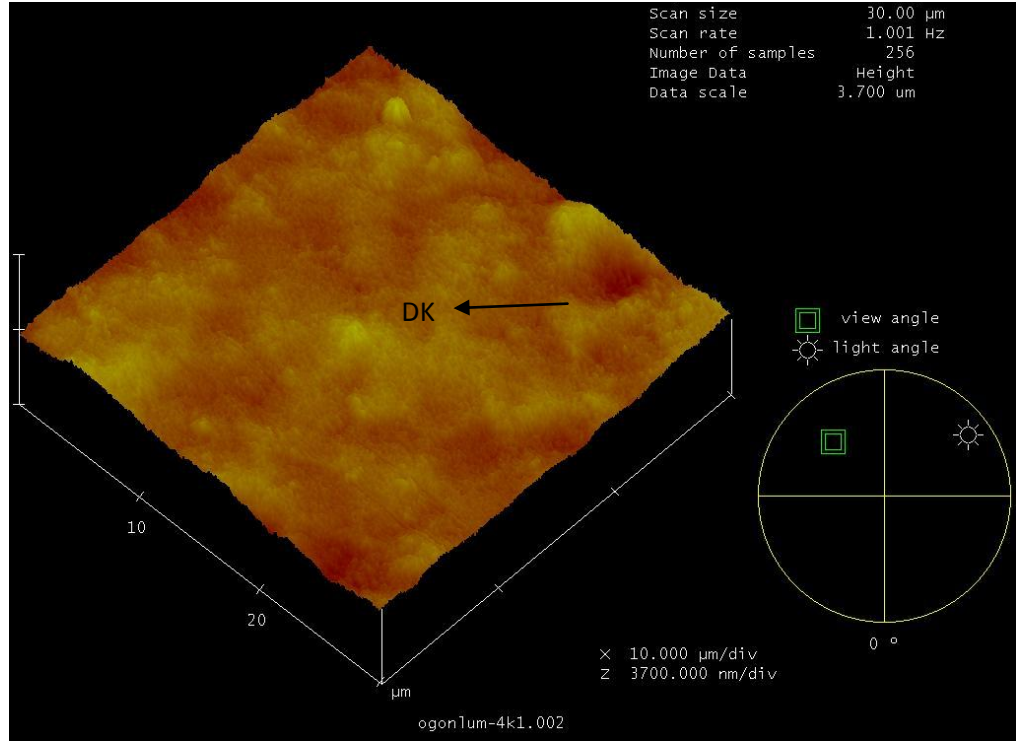


Resim 3.18: Lazer uygulanmış çürükten etkilenmiş dentin yüzey taraması.

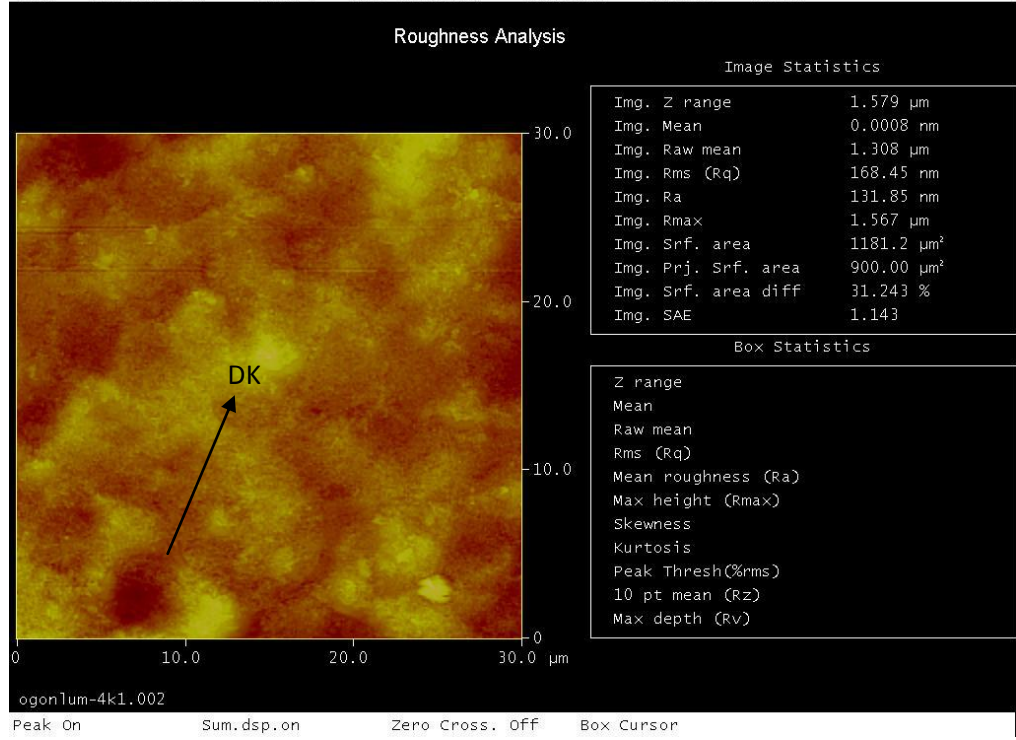


Resim 3.19: Lazer uygulanmış çürükten etkilenmiş dentin pürüzlülük analizi.

Lazer uygulanmış çürükten etkilenmiş dentin yüzey incelemesinde lazer uygulamasının pürüzlülüğü arttırdığı tespit edilmiştir, ayrıca demineralize dentin kanallarının genişlediği görülmektedir. Ortalama pürüzlülük 357,17 nm ve maksimum yükseklik 3.782 nm'dir (Resim 3.18, Resim 3.19.).

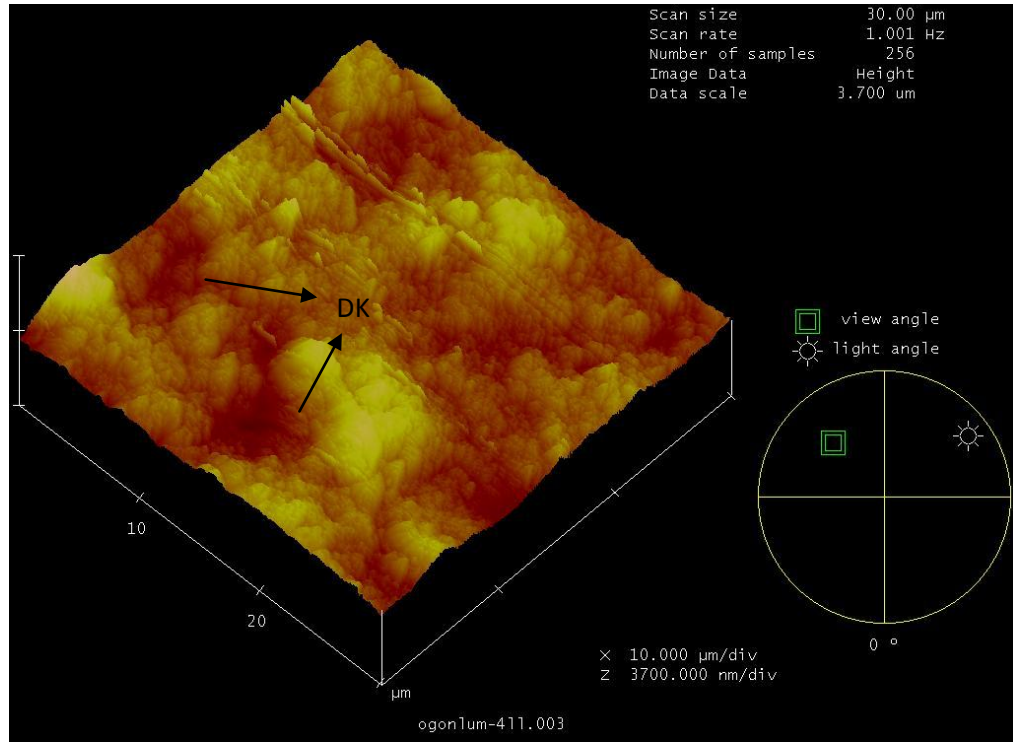


Resim 3.20: Suni eroziv dentin yüzey taraması.

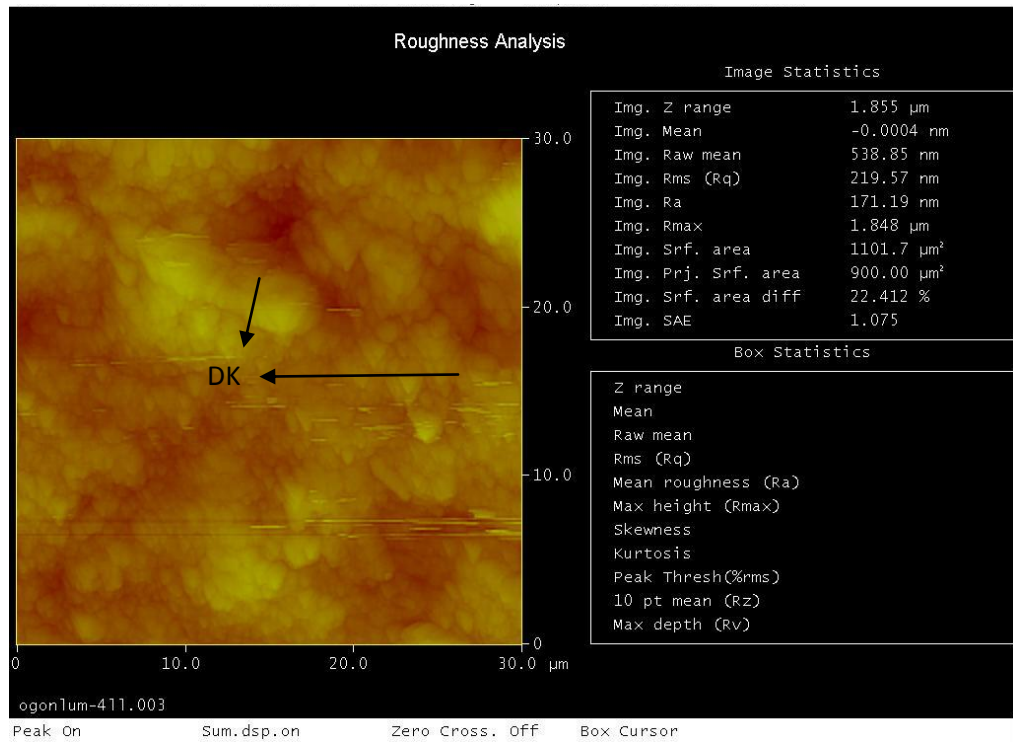


Resim 3.21: Suni eroziv dentin pürüzlülük analizi.

Suni eroziv dentin yüzeyinde yapılan inceleme sonucunda dentin kanal ağzlarında düzensizlikler tespit edilmiştir. Genişlemiş kanal ağzları ile beraber tıkanmış kanal ağzları birlikte gözlenmektedir. Ortalama pürüzlülük 131,85 nm ve maksimum yükseklik 1,567 nm'dir (Resim 3.20, Resim 3.21.).

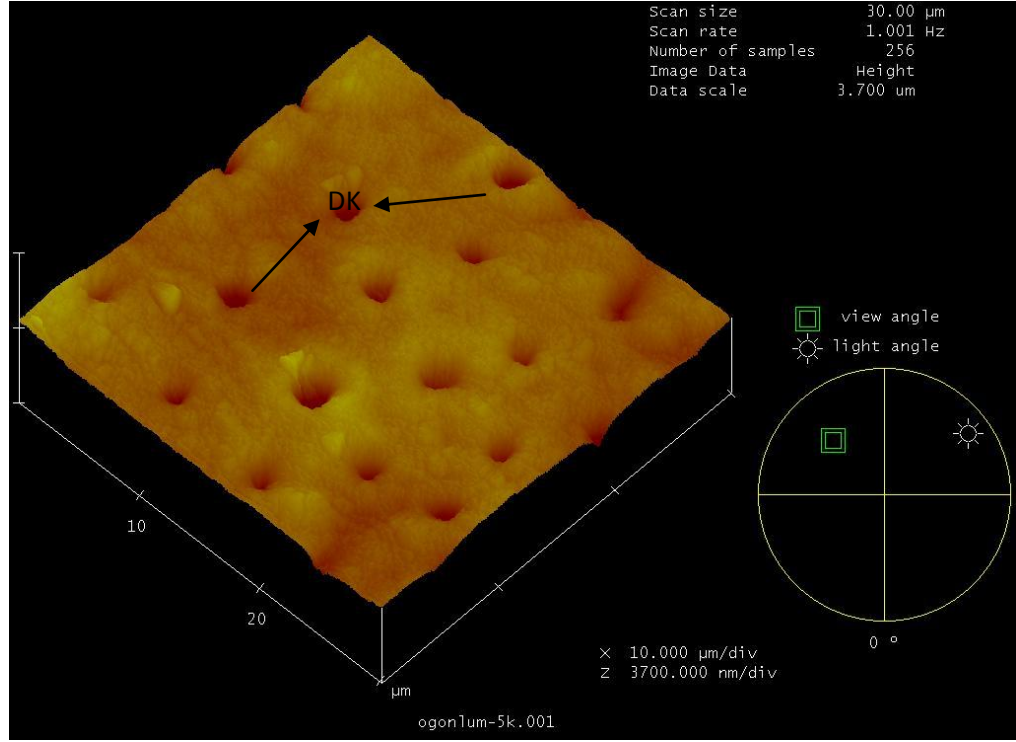


Resim 3.22: Lazer uygulanmış suni eroziv dentin yüzey taraması.

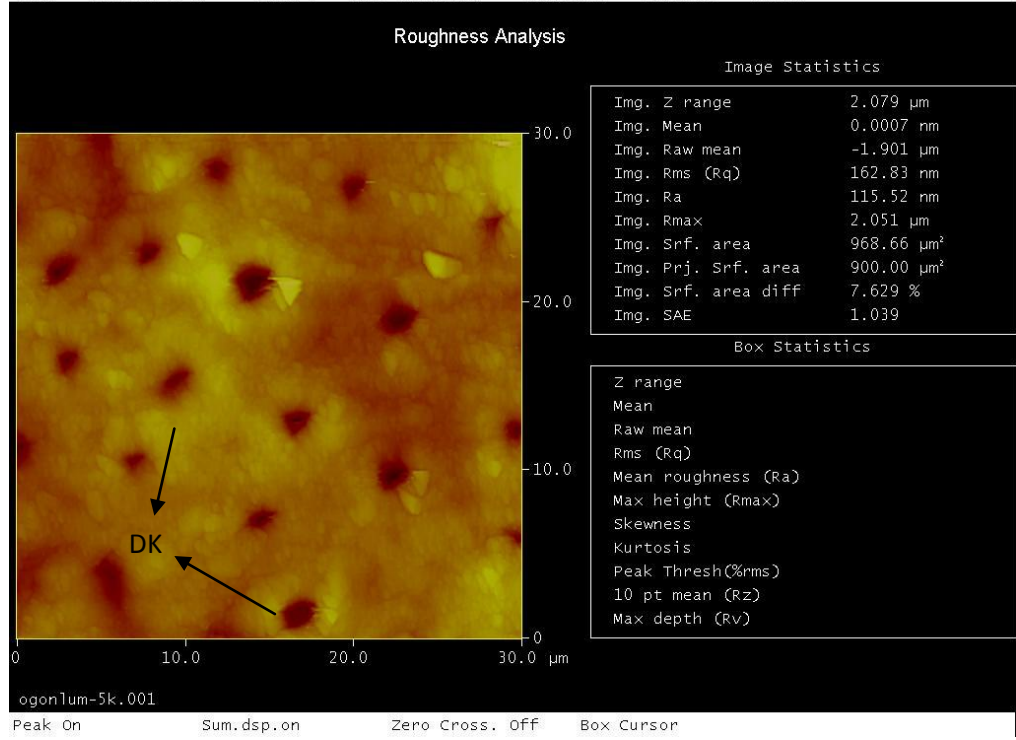


Resim 3.23: Lazer uygulanmış suni eroziv dentin pürüzlülük analizi.

Lazer uygulamasıyla birlikte dentin kanallarının belirginleştigi ve pürüzlülüğün arttığı gözlenmektedir. Ortalama pürüzlülük 171,19 nm ve maksimum yükseklik 1,848 nm'dir (Resim 3.22, Resim 3.23.).

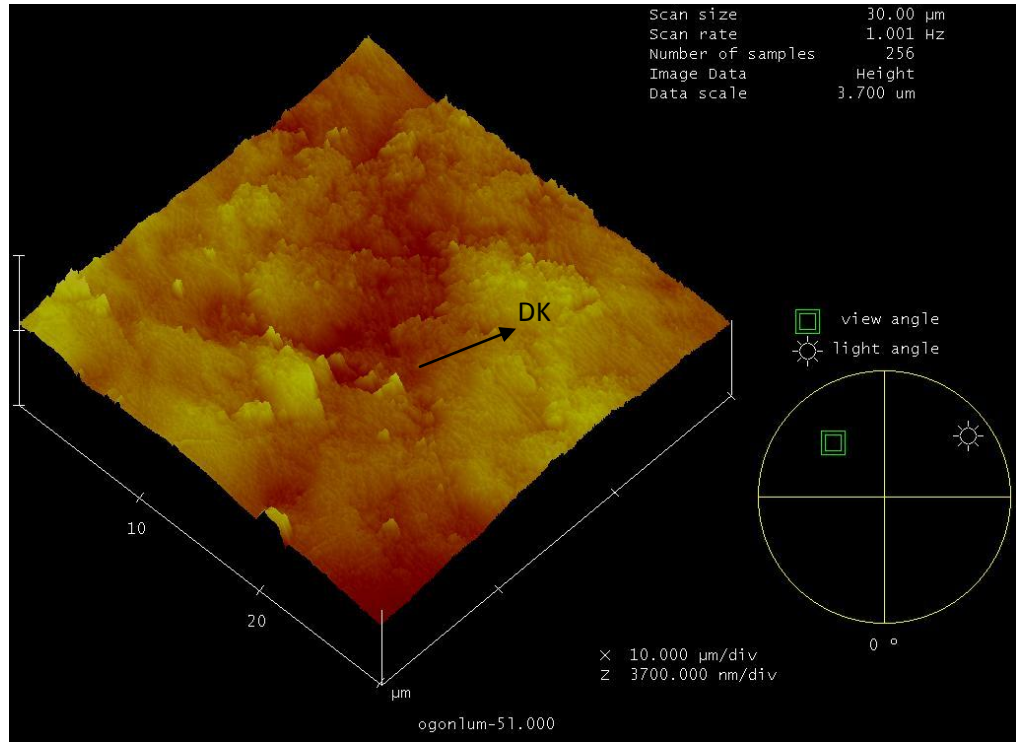


Resim 3.24: Suni eroziv+abraze dentin yüzey taraması

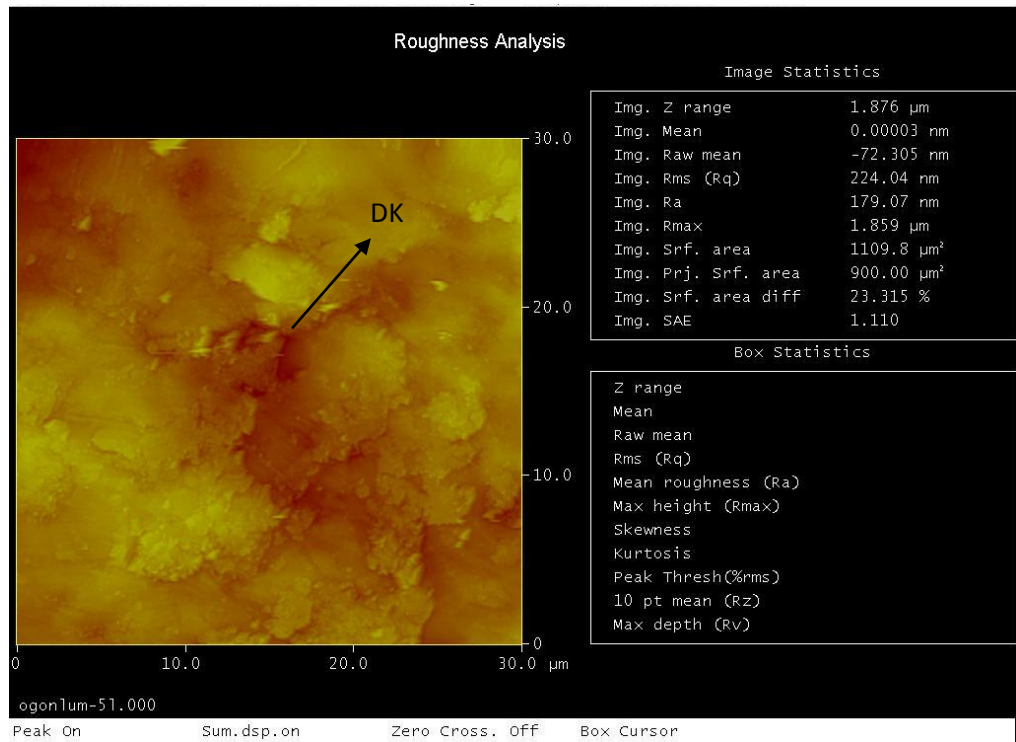


Resim 3.25: Suni eroziv+abraze dentin yüzey pürüzlülük analizi.

Suni eroziv+abraze dentin yüzey incelemesinde dentin kanallarının oldukça düzenli ve kanal ağzlarının açık olduğu tespit edilmiştir. Ortalama pürüzlülük 115,52 nm ve maksimum yükseklik 2,051 nm'dir (Resim 3.24, Resim 3.25.).

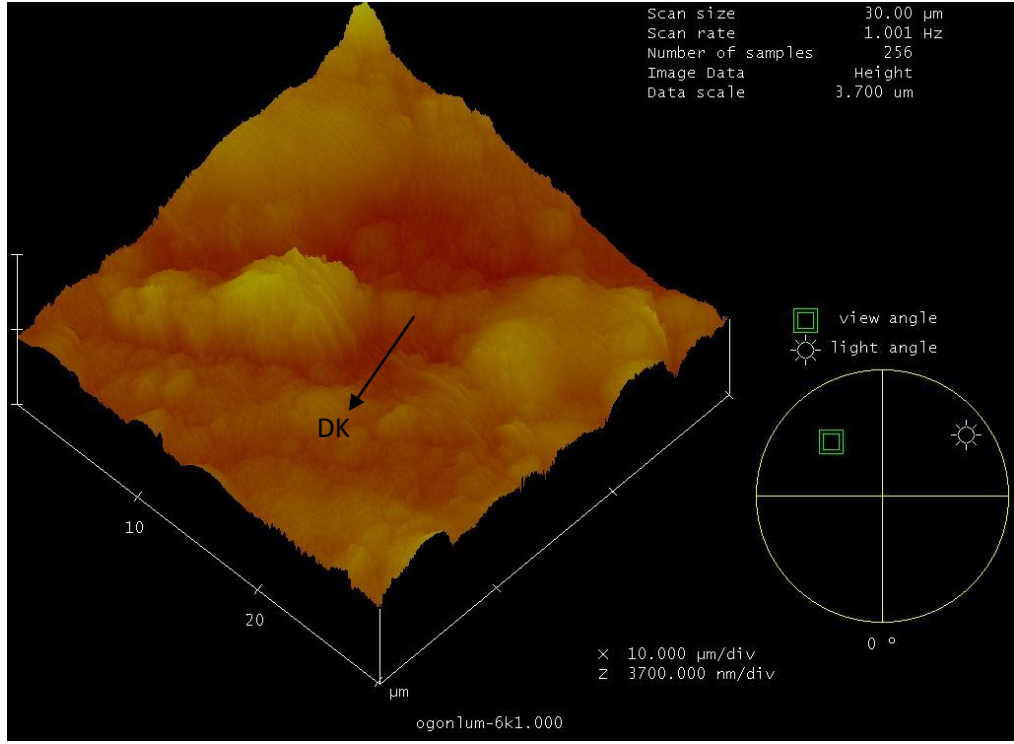


Resim 3.26: Lazer uygulanmış suni eroziv+abraze dentin yüzey taraması.

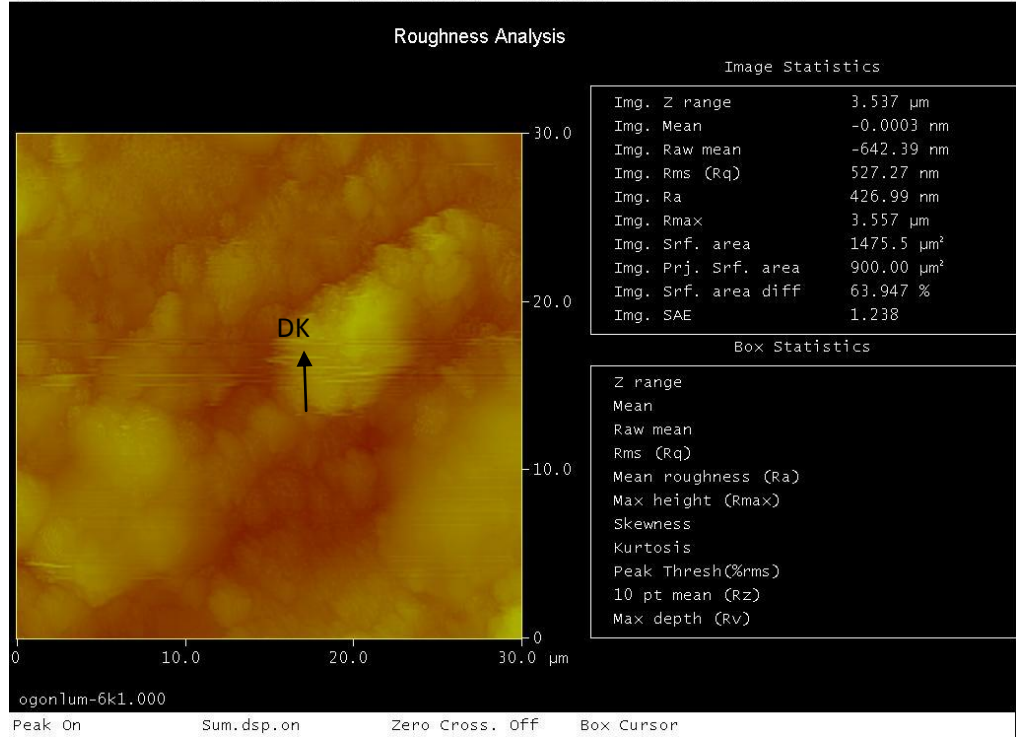


Resim 3.27: Lazer uygulanmış suni eroziv+abraze dentin yüzey pürüzlülük analizi.

Lazer uygulanmış suni eroziv+abraziv dentin yüzeyinde dentin kanallarında düzensizlikler ve kanal ağzlarının daraldığı tespit edilmiştir. Yüzey pürüzlülüğü artmıştır. Ortalama pürüzlülük 179,07 nm ve maksimum yükseklik 1,859 nm olarak tespit edilmiştir (Resim 3.26, Resim 3,27.).

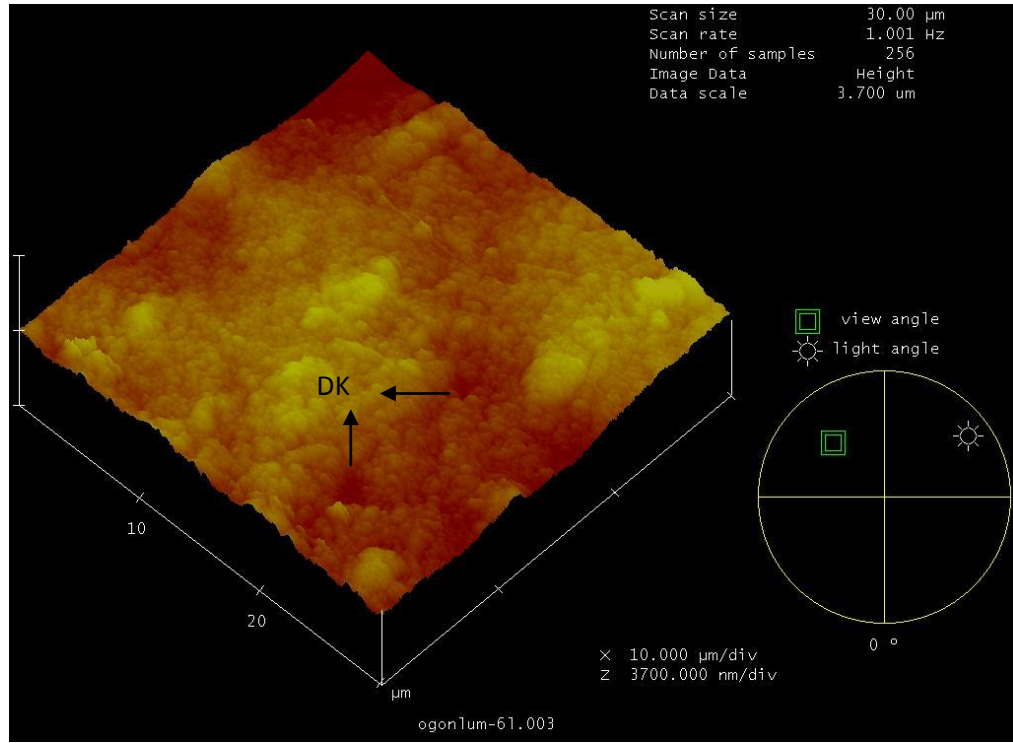


Resim 3.28: Suni çürükten etkilenmiş dentin yüzey taraması.

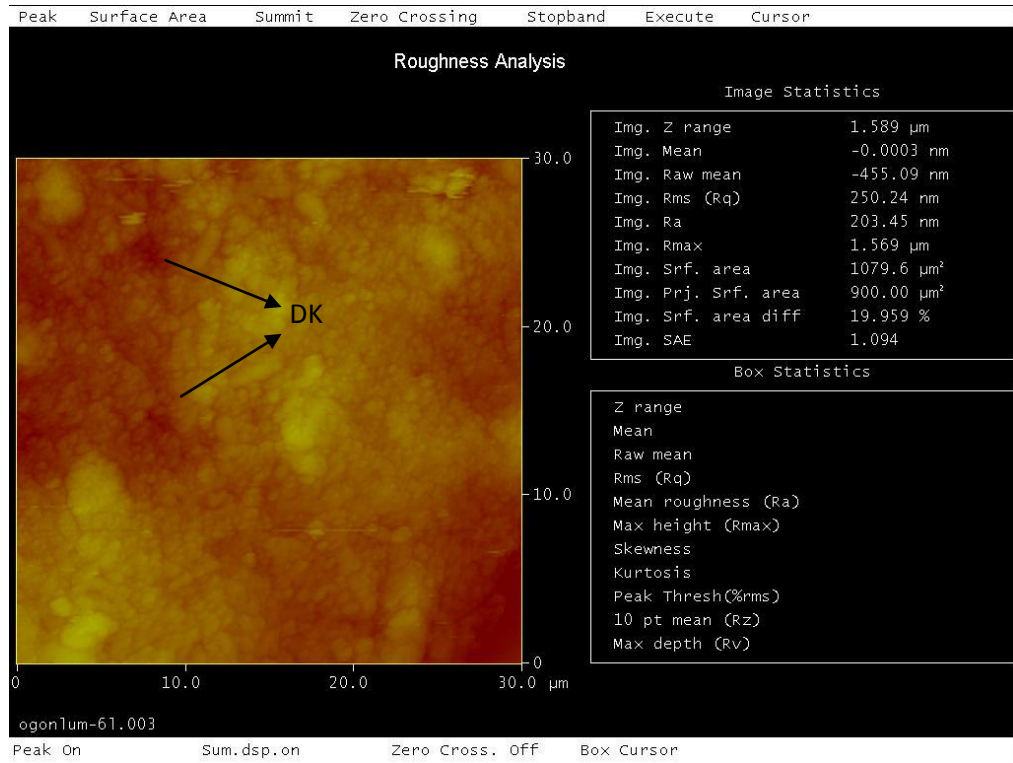


Resim 3.29: Suni çürükten etkilenmiş dentin yüzey pürüzlülük analizi.

Suni çürükten etkilenmiş dentin yüzey analizi sonucunda dentin kanallarının remineralize olduğu görülmektedir, ayrıca yüzey pürüzlülüğünün arttığı gözlenmektedir. Ortalama pürüzlülük 426,99 nm ve maksimum yükseklik 3,557 nm'dir (Resim 3.28, Resim 3.29.).



Resim 3.30: Lazer uygulanmış suni çürükten etkilenmiş dentin yüzey taraması.



Resim 3.31: Lazer uygulanmış suni çürükten etkilenmiş dentin pürüzlülük analizi.

Lazer uygulanmış suni çürükten etkilenmiş dentin yüzey incelemesinde dentin kanallarının daha iyi gözlemlendiği ve ortalama yüzey pürüzlülüğünün azaldığı tespit edilmiştir. Ortalama yüzey pürüzlülüğü 203,45 nm ve maksimum yükseklik 1,569 nm'dir (Resim 3.30, Resim 3.31.).

### 3.4.Kırılma Başarısızlık Tiplerini İnceleme Bulguları

Mikrogerilim bağlanma testi uygulanan örneklerin kırılma yüzeyleri x40 büyütmede steromikroskopta incelendi. Başarısızlık tipleri adeziv, koheziv ve karışık tip olmak üzere üç ayrı grupta incelendi.

Çizelge 3.12 :Sağlam dentin kontrol (K) ve lazer (L) grubu kırılma analizi.

| ADEZİVLER | ADEZİV |    | KOHEZİV |   | KARIŞIK |   |
|-----------|--------|----|---------|---|---------|---|
| GA        | K      | L  | K       | L | K       | L |
|           | 19     | 20 | 1       | 0 | 0       | 0 |
| CSE       | 17     | 18 | 2       | 2 | 1       | 0 |
| ASE       | 19     | 20 | 1       | 0 | 0       | 0 |
| ASMP      | 20     | 19 | 0       | 1 | 0       | 0 |
| ASB2      | 19     | 19 | 1       | 1 | 0       | 0 |
| ASEOF     | 19     | 20 | 1       | 0 | 0       | 0 |

Çizelge 3.13: Abraze dentin kontrol ve lazer grubu kırılma analizi

| ADEZİVLER | ADEZİV |    | KOHEZİV |   | KARIŞIK |   |
|-----------|--------|----|---------|---|---------|---|
| GA        | K      | L  | K       | L | K       | L |
|           | 18     | 20 | 2       | 0 | 0       | 0 |
| CSE       | 11     | 17 | 6       | 2 | 3       | 1 |
| ASE       | 20     | 20 | 0       | 0 | 0       | 0 |
| ASMP      | 19     | 20 | 0       | 0 | 1       | 0 |
| ASB2      | 19     | 20 | 0       | 0 | 1       | 0 |
| ASEOF     | 19     | 20 | 1       | 0 | 0       | 0 |

Çizelge3.14: Çürükten etkilenmiş dentin kontrol ve lazer grubu kırılma analizi

| ADEZİVLER | ADEZİV |    | KOHEZİV |   | KARIŞIK |   |
|-----------|--------|----|---------|---|---------|---|
|           | K      | L  | K       | L | K       | L |
| GA        | 20     | 20 | 0       | 0 | 0       | 0 |
| CSE       | 15     | 20 | 3       | 0 | 2       | 0 |
| ASE       | 20     | 20 | 0       | 0 | 0       | 0 |
| ASMP      | 19     | 19 | 1       | 0 | 0       | 1 |
| ASB2      | 17     | 19 | 2       | 1 | 1       | 0 |
| ASEOF     | 18     | 20 | 2       | 0 | 0       | 0 |

Çizelge 3.15: Suni erozyon dentin kontrol ve lazer grubu kırılma analizi

| ADEZİVLER | ADEZİV |    | KOHEZİV |   | KARIŞIK |   |
|-----------|--------|----|---------|---|---------|---|
|           | K      | L  | K       | L | K       | L |
| GA        | 20     | 20 | 0       | 0 | 0       | 0 |
| CSE       | 18     | 18 | 2       | 2 | 0       | 0 |
| ASE       | 20     | 20 | 0       | 0 | 0       | 0 |
| ASMP      | 19     | 19 | 1       | 1 | 0       | 0 |
| ASB2      | 18     | 18 | 2       | 2 | 0       | 0 |
| ASEOF     | 20     | 20 | 0       | 0 | 0       | 0 |

Çizelge 3.16: Suni erozyon+abrazyon dentin kontrol ve lazer grubu kırılma analizi

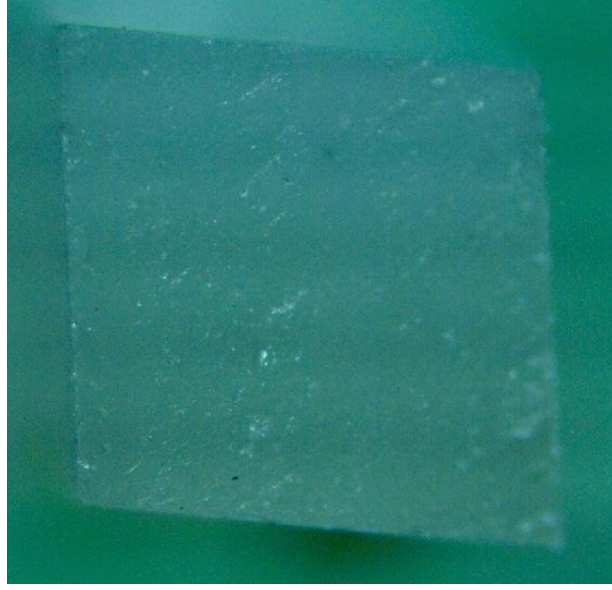
| ADEZİVLER | ADEZİV |    | KOHEZİV |   | KARIŞIK |   |
|-----------|--------|----|---------|---|---------|---|
|           | K      | L  | K       | L | K       | L |
| GA        | 20     | 20 | 0       | 0 | 0       | 0 |
| CSE       | 20     | 18 | 0       | 2 | 0       | 0 |
| ASE       | 20     | 20 | 0       | 0 | 0       | 0 |
| ASMP      | 20     | 18 | 0       | 2 | 0       | 0 |
| ASB2      | 20     | 19 | 0       | 1 | 0       | 0 |
| ASEOF     | 20     | 20 | 0       | 0 | 0       | 0 |

Çizelge 3.17: Suni çürükten etkilenmiş dentin kontrol ve lazer grubu kırılma analizi

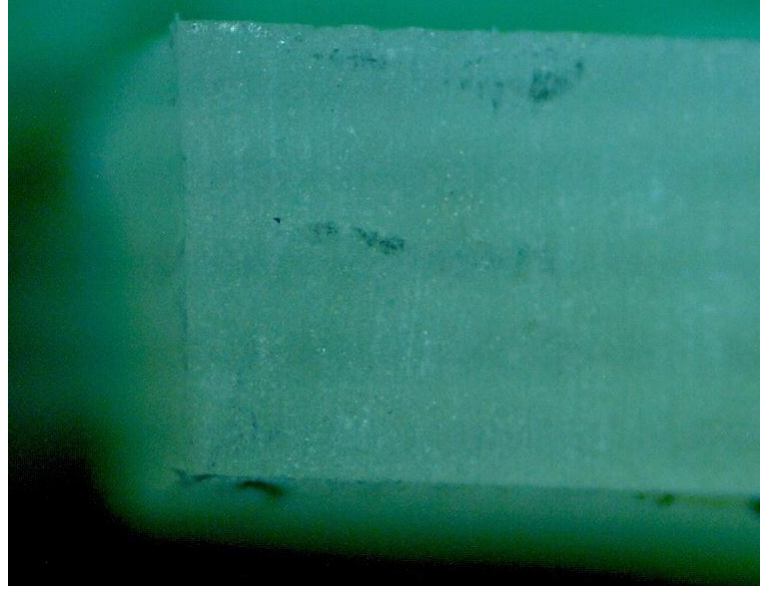
| ADEZİVLER | ADEZİV |    | KOHEZİV |   | KARIŞIK |   |
|-----------|--------|----|---------|---|---------|---|
|           | K      | L  | K       | L | K       | L |
| GA        | 20     | 20 | 0       | 0 | 0       | 0 |
| CSE       | 19     | 19 | 1       | 1 | 0       | 0 |
| ASE       | 15     | 20 | 4       | 0 | 1       | 0 |
| ASMP      | 18     | 19 | 1       | 1 | 1       | 0 |
| ASB2      | 18     | 20 | 2       | 0 | 0       | 0 |
| ASEOF     | 20     | 20 | 0       | 0 | 0       | 0 |

Bütün gruplarda en çok adeziv başarısızlık görüldü. En az başarısızlık tipi karışık olarak tespit edildi. Bazı örneklerde koheziv başarısızlık görüldü. Güçlü bağlanma dayanımı gösteren adezivlerde koheziv başarısızlık tipi daha fazla görüldü.

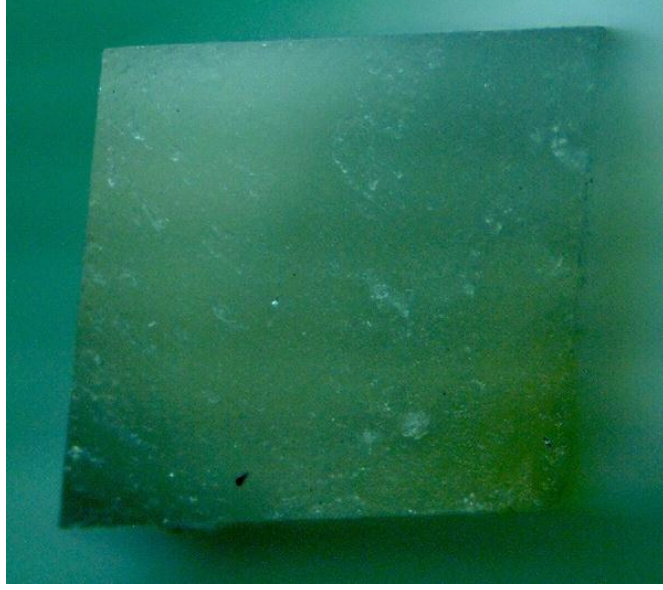
Başarısızlık tiplerine ait örnek görüntüler aşağıdadır:



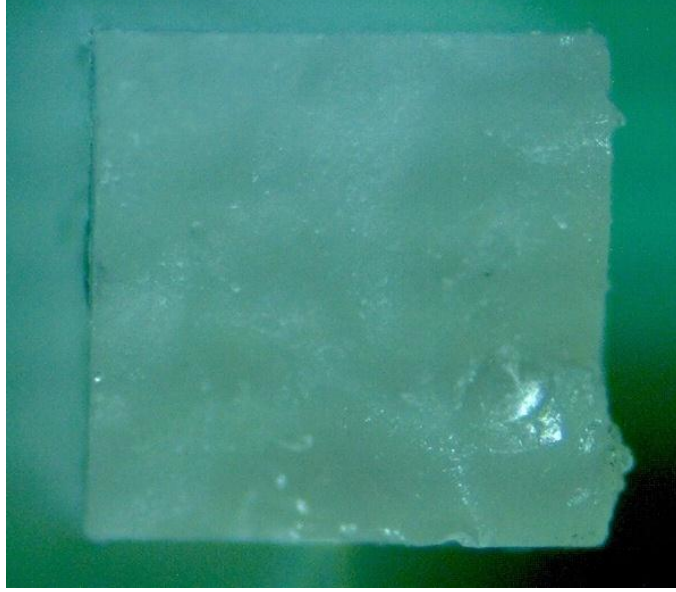
Resim 3.1: Adeziv kırılma dentin yüzeyi



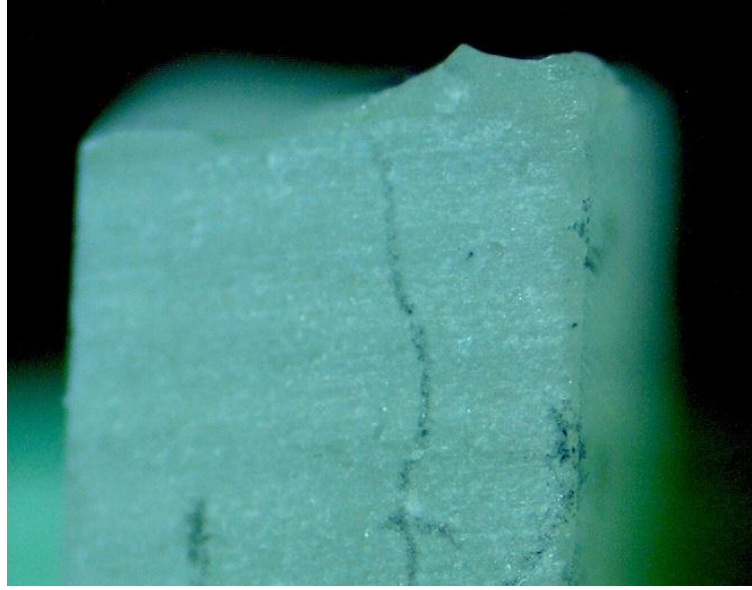
Resim 3.2: Adeziv kırılmanın dentin yan yüzeyi



Resim 3.3: Adeziv kırılmanın kompozit yüzeyi



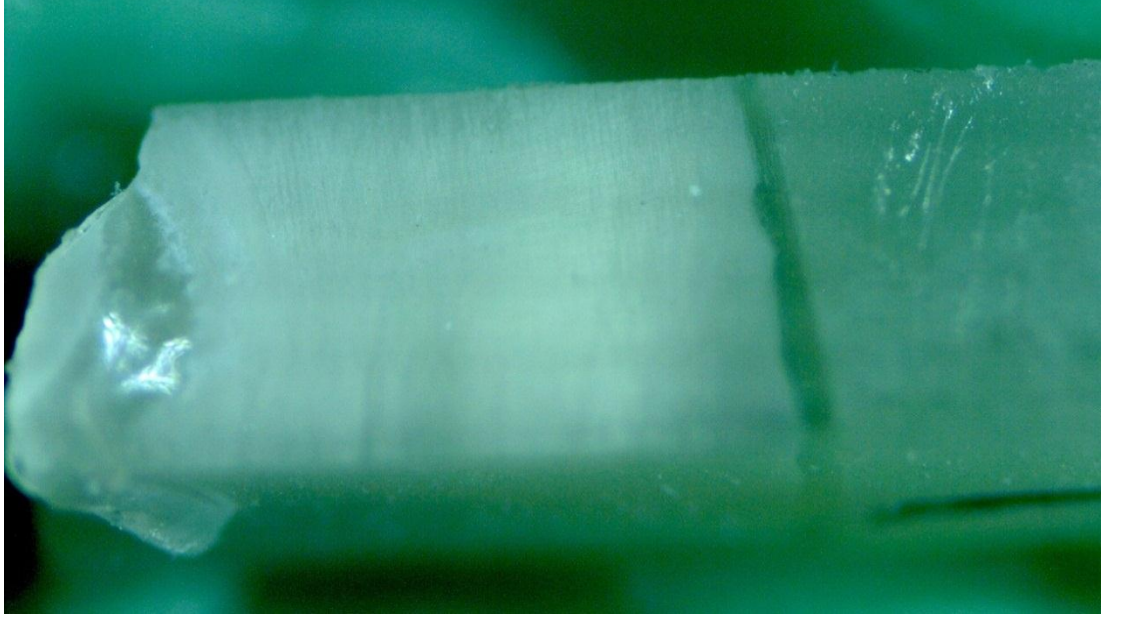
Resim 3.4: Karışık tip kırılmanın dentin yüzeyi



Resim 3.5: Karışık tip kırılmanın dentin yan yüzeyi



Resim 3.6: Karışık tip kırılmanın kompozit yüzeyi



Resim 3.7: Dentinde koheziv kırılma

#### 4. TARTIŞMA

Restoratif rezin materyallerin diş sert dokularına bağlanım değerlerini arttırmak için mine ve dentin yüzeylerinde pek çok çalışma yapılmaktadır. Mine yüzeyinde yüksek bağlantı elde edilebilirken dentinin yapısal özelliklerinden dolayı bağlantı azalmaktadır. Güncel olarak kullanılmaya başlanan sert doku lazerlerinden Er:YAG lazerin dentin yüzeyinde bağlantıya etkisi araştırma konuları arasında popülerliğini korumaktadır. Bu çalışmada da farklı dentin yüzeylerinde Er:YAG lazer uygulamasının bağlantı ve yüzey morfolojisi üzerine etkisini araştırmak amaçlanmıştır.

Çalışmamızda toplam 360 adet insan molar dişi kullanılmıştır. Günümüzde sıklıkla kullanılan sığır dişlerinin insan dişlerine oranla daha fazla sızıntı gösterdiği ve daha düşük bağlantı değerlerine sahip olduğu tespit edilmiştir (Retief ve ark 1990). Dişlerin çekimini takiben en geç üç ay içerisinde yüzey hazırlıkları tamamlanan dişlerin adeziv uygulamaları ve bağlantı ölçümleri yapılmıştır. Diaz-Arnold ve ark (1990) ve Rueggeberg (1991) dişlerin çekiminden sonra geçen sürenin bağlanım değerlerine etkisinin olmadığını rapor etmişlerdir. Başka bir çalışmada da dişlerin çekimini takiben geçen iki gün ve altı ay arasında bağlanma değeri açısından bir fark bulunamamıştır (Retief 1991). Ancak Kitasoko ve ark (2000) yaptıkları bir çalışmada bekletme koşullarının bağlantıya etkisini rapor etmişlerdir. Ancak bizim çalışmamızda geçen süre söz konusu çalışmadaki süreden (bir yıldan fazla) çok daha azdır. Araştırmamızdaki dişlerin çekimleri yapıldıktan sonra mekanik artıkları temizlendi ve 4°C’de %0.01 timol içeren serum fizyolojik içerisinde saklandı (Tate ve White 1991, De Munck 2004).

*In vitro* çalışmalarda kullanılacak olan dentin yüzeylerinin standart bir smear tabakasına sahip olmaları için pek çok çalışmada sırasıyla 200-300 ve son olarak da 600 grenli silikon karbit zımpara kullanılmıştır (Shinkai ve ark 2009). Bizim

çalışmamızda da buna paralel olarak akan su altında numunelerin zımparalanması literatüre uygun şekilde yapılmıştır.

Bağlantı dayanım çalışmalarında çoğunlukla sağlam dentin yüzeyi kullanılmaktadır. Ancak bu kliniği yansıtmamaktadır. Klinik olarak çoğunlukla çürükten etkilenmiş ya da erozyon, abrazyon ya da atrizyon sonucu oluşan reaksiyonel dentin yüzeyleri üzerine restorasyonlar yapılmak zorundadır. Bu nedenle bu çalışmamızda 6 farklı doğal ve suni oluşturulmuş dentin yüzeyi kullanılmıştır. Dişlerde meydana gelen aşınma ve erozyonlar tüm dünyada giderek artan problemlerden biridir. Aşınmanın ölçümü literatür bilgi, sınıflandırma ve tedavi açısından önem kazanmaktadır (Bardsley 2008). Aşınmanın yerini ve miktarını tanımlayabilen en önemli endekslerden biri de Smith ve Knight'ın endeksidir (Bardsley 2008). Bizim çalışmamızda aşınmanın standardize edilebilmesi açısından bu tablodan yararlanılarak dişlerin seçimi yapılmıştır. Abrazyon gibi erozyonun da ölçülmesi ve skorlanması gerekmektedir (Bartlett ve ark 2008). FDI'nın (dünya dişhekimleri birliği) DDE (diş minesinin defektleri) endeksi ya da BPE (basit periodontal muayene) gibi pek çok endeks akademisyenler tarafından kabul görmese de rutin klinik muayenede kullanılmaktadır (Bartlett ve ark 2008). BEWE (basit eroziv aşınma muayenesi) de en sık kullanılan skorlama yöntemlerinden biridir (Bartlett ve ark 2008). BEWE ile sadece durum tespiti değil hastaların takibi de yapılabilmektedir. Ancak Smith ve Knight endeksi en ölçülebilir metot olduğu için *in vitro* çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır, bu yüzden biz de çalışmamızda bu skorlamadan faydalandık (Bardsley 2008).

Dental erozyon literatürde diş dokusundan kimyasal olarak mineral kaybı olarak tanımlanmaktadır (Lussi ve ark 2004). Al-Majed ve ark (2002) dental erozyonun özellikle erken yaşlarda asidik içecekler sonucu olduğunu rapor etmişlerdir. Larsen ve Nyvad (1999) pH değeri 4'ün altında olan içeceklerin eroziv etkisinin oldukça fazla olduğunu belirtmişlerdir. Ehlen ve ark (2008) kola ile yaptıkları bir *in vitro* çalışmada 25 saat sonunda minede yaklaşık 100µm kadar erozyon oluşturmuşlardır. Hidroksiapatitlerin çözünmeye başladığı kritik pH 5,5'dir (Featherstone ve Lussi 2006). Borjian ve ark (2010) kola içeren pek çok içeceğin pH

değerinin 2,5 ile 3,4 arasında olduğunu tespit etmişlerdir. Bizim çalışmamızda pH değeri 4'ün altında olan kola (pH:3,2) kullanılmıştır. Asidik içeceklerin dişler üzerindeki etkileri pek çok metot ile incelenmiştir. Yüzey pürüzlülüğü için AFM, morfolojik değişiklikler için SEM ve erozyon miktarının tespitinde polarize ışık mikroskobu sıklıkla kullanılmıştır (Attin 2006). Çalışmamızda erozyon oluşturulmuş dişlerdeki yüzey değişiklikleri için AFM analizi, erozyon miktarının ölçümü için de stereo ışık mikroskobu kullanılmıştır. Çalışmamızda suni erozyon oluşumu ortalama 100µm, erozyona ilaveten yapılan toplamda 15,000 fırça darbesi sonunda aşınmanın ortalama 200µm olduğu tespit edilmiş olup literatürlerle uyumlu haldedir (Parry ve ark 2008).

Diş macunları ile birlikte dişlerin aşırı fırçalanmasının abrazyon oluşturma etkisinden pek çok araştırmacı bahsetmiştir (Parry ve ark 2008, Radentz ve ark 1976). *In vitro* çalışmalarda abrazyon oluşturmak için kullanılacak metotlar bir standart ile belirlenmiştir. Bu standartlar *British Standart* (BS 5136:1981), *American Dental Association* (ADA) standardı ve *International Standarts Organization* (BS EN ISO 11609:1998) gibi standartları içermektedir. Bizim çalışmamızda da bu standartlara uygun olarak erozyon oluşturulmuş dişler üzerinde diş macunu ve fırçalama modeli kullanılmıştır. Erozyona uğratılmış dişlerde abrazyonun da etkisini göstermek amacı ile Borjian ve ark (2010) dişler üzerinde 60 gramlık bir kuvvet ile fırçalamanın uygun olduğunu rapor etmişlerdir. Biz de fırçalama makinemizde bu kuvvet esas alınarak 37°C'de yapay tükürük içerisinde uygulama yapılmıştır.

Çürükten etkilenmiş dentin ile ilgili invitro çalışmalarda standardı tutturmak oldukça zordur (Erhardt ve ark 2008). Bağlantı çalışmalarının in vitro koşullarda gerçeğe uygun yapılabilmesi amacı ile Perdigao ve ark (1994) suni çürükten etkilenmiş dentin yüzeyi hazırlamışlardır. Bu metodda suni mineralizasyon uygulayarak hipermineralizasyon oluşturulmaya çalışılmıştır (Ogawa ve ark 1983). Doğal olandan farkı burada bakterilerin olmamasıdır. Bizim çalışmamızda da suni çürükten etkilenmiş dentin grubunda bu metod kullanılmıştır. Tüm yüzeylerde standart bir hipermineralize alan oluşturulmaya çalışılmıştır. AFM ve SEM görüntüleri doğal çürükten etkilenmiş dentine göre suni çürükten etkilenmiş dentinin

daha fazla mineralize olduğunu göstermektedir. Ayrıca çalışmamızda mineralizasyonun suni çürükten etkilenmiş dentinde daha fazla oluşu, bağlantının doğal çürükten etkilenmiş dentin değerlerine göre daha fazla olmasına sebep olmuş olabilir.

Diş çürükleri dentinin demineralizasyonu ve organik matrisin çöküşü ile sonuçlanan bir süreç takib eder. Maksimum bağlantı değerlerini elde etmek için patolojik olan bu dokuyu anlamak oldukça zordur (Nakornchai ve ark 2004). Literatürde sağlam dentine bağlantı değerleri çürükten etkilenmiş dentine olan bağlantı değerlerinden daha yüksek tespit edilmektedir (Nakajima ve ark 1995, Yoshiyama ve ark 2000, Yoshiyama ve ark 2002, Yoshiyama ve ark 2003, Yazici ve ark 2004). Bizim çalışmamızda ise sağlam dentin kontrol ve lazer grubu bağlantı değerleri (sırasıyla 22,35-16,66 MPa) çürükten etkilenmiş dentin bağlantı değerleri (sırasıyla 20,49-18,50 MPa) ile benzer olarak tespit edilmiştir. Bununla birlikte suni çürükten etkilenmiş dentin grubunda bağlantı değerleri (sırasıyla 25,68-22,26 MPa) doğal çürükten etkilenmiş dentin gruplarından yüksek çıkmıştır. Bu da suni çürükten etkilenmiş dentinin yapısının tam olarak doğal çürükten etkilenmiş dentin yapısını taklit edemeyişinden olabilir.

Diş sert dokuları ile restorasyon arasında kurulan bağlantının bozulması için gerekli birim yüzey alana düşen kuvvete bağlanım dayanımı kuvveti ve bu bağlantının tespiti için gerekli testlere de '*debonding*' testleri adı verilir (Qilo 1993). Bağlantı kuvvetlerinin ölçümünde pek çok test yöntemi uzun zamandır kullanılmaktadır (Pashley ve ark 1995). Bunların başında *tensile* ve *shear* adıyla bilinen gerilim ve makaslama testleri gelmektedir (Pashley ve ark 1995). Ancak son zamanlarda gelişen adezivler ile bağlantı arttıkça bu test yöntemleri yerine daha güçlü bağlantıların tespit edildiği mikroyerilim (*microtensile*) testleri daha çok kullanılır olmuştur (Pashley ve ark 1999). Mikroyerilim bağlanma dayanıklılık testinde daha küçük örnekler kullanılması, stresin daha uygun dağılmasına ve dolayısıyla da daha gerçekçi ve güvenilir bağlanma değerlerinin elde edilmesine neden olmaktadır (Pashley ve ark 1995). Bu test yönteminde diğerlerine göre daha az koheziv kırılma tespit edilmektedir (Pashley ve ark 1999). ISO standartlarına göre

bağlanma dayanıklılığı testlerinde kullanılacak cihazların kırma hızının 0.45 mm/dk–1.05 mm/dk veya en fazla 5 N/dk sabit artışla yapılması gerekmektedir (Ulusoy 2007,ISO 1994). Hara ve ark (2001), değişik kırma hızlarının kırılma tipleri üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, artan kırma hızlarının koheziv kırılma olasılığını artırdığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada mikrogerilim test yöntemi tercih edilmiştir ve kullanılan 1 mm/dk kırma hızı da, ISO standartlarının öngördüğü aralıktadır. Çalışmamızda yapılan kırılma analizi sonucunda koheziv başarı oranının çok düşük olması bu test yönteminin başarısını ortaya koymaktadır. Mikrogerilim test yönteminde bir diştten normal testlere göre daha fazla ve dişlerin istenilen farklı bölgelerinden numuneler elde etmek mümkün olmaktadır (Sano 2006). Bizim çalışmamızda da gerilim test yönteminde gerekli olan numune sayısının fazlalığı nedeni ile bu test yöntemi seçilmiştir, böylece gerekli olan diş sayısından daha az miktarda diş ile testler yapılabilmiştir.

*In vitro* bağlantı çalışmalarında birçok faktörün kontrol edilmesi gerekmektedir. Standardizasyonu etkileyen bu faktörlerin birçoğunu elemek amacı ile çalışmanın görüntüleme bölümü hariç tüm işlemleri tek bir araştırmacı tarafından yapılmıştır.

Mikrogerilim test yönteminin en büyük dezavantajı test çubukları elde edilmesi esnasında meydana gelen streslerdir (Sano 2006). Bu çalışmada da en çok test öncesi başarısızlık suni olarak erozyona uğratılmış dentin yüzeylerinde ASE bond adeziv sisteminde görülmüştür. Ancak bu grubun tüm gruplar arasında en düşük bağlantı değerine sahip olduğunu ve test çubuğu elde etme yönteminin tüm gruplar için standart olduğunu düşünürsek mikrogerilim test yönteminin seçiminin doğru olduğunu söyleyebiliriz.

Çalışmamızda altı adet farklı dentin yüzeyi kullanılmıştır. Standart bir smear tabakası oluşturulmaya çalışılsa da yüzey farklılıklarından dolayı oluşan hibrit tabakası kalınlığı da farklı olmuştur. Hibrit tabakası kalınlığına bir diğer etki de kullanılan adezivlerin farklı özelliklerde olmalarıdır. Hibrit tabakasının bağlantı kuvvetlerine etkisi tartışmalıdır. Nakajima ve ark (1999) ve Perdigao ve ark (2000)

yaptıkları çalışmada bağlantı kuvvetleri ile hibrit tabakası arasında bir ilişki tespit edememişlerdir.

Yapılan çalışmalarda asitlerin pH derecelerinin dentin ile yüksek bağlantı kuvvetleri elde edilmesi için gerekli olduğu tespit edilse de dentin kollajeninin proteolitik bozulmasının pH'dan daha önemli olduğu rapor edilmiştir (Perdigao ve ark 2000). Nitekim bizim çalışmamızda da bazı yüzeylerde self-etch sistemlerin total-etch sistemlerle benzer bağlantı değerleri gösterirken, bazı yüzeylerde ise self-etch adeziv sistemlerin daha yüksek bağlantı değerine ulaştığı tespit edilmiştir. Örneğin sağlam dentin örneklerinde CSE adezivi bağlanma ortalama değeri  $19,82 \pm 5,95$  iken total-etch ASB2 adezivinin bağlanma ortalama değeri  $18,21 \pm 5,54$  olarak tespit edilmiştir. Doğal olarak aşınmış dentin örnekleri CSE adezivi bağlanma ortalama değeri ( $35,72 \pm 6,90$ ) aynı gruptaki total-etch adezivlerden (ASMP  $28,21 \pm 6,21$ , ASB2  $33,40 \pm 9,03$ ) daha yüksek olarak bulunmuştur. Suni çürük oluşturulmuş dentin örneklerinde CSE adeziv bağlanma ortalama değeri ( $38,20 \pm 9,28$ ) ASB2 adezivinin ortalama bağlanma değerinden ( $15,34 \pm 7,10$ ) daha yüksek tespit edilmiştir.

Total-etch sistemlerde asit uygulamasını takiben yapılan yıkama ve kurutma işlemi sonucunda dentin yüzeyinin aşırı kurutulması kollajen fibrillerin büzülmesine ve desteksiz kalmasına yol açar. Bu durum rezinin yayılımını olumsuz etkilemektedir (Van Meerbeek ve ark 2006). Bu nedenle bağlantıyı arttırmak amacı ile bazı adezivlerde “nemli bağlanma tekniği” kullanılmaktadır. Bu teknikte yıkama işleminden sonra yüzey aşırı kurutulmaz hafif nemli bırakılır, böylece rezin yayılımı arttırılmak istenir (Dayangaç 2000). Ancak burada ne kadar nemli bırakılacağı bir sorun olmaktadır. Aşırı nem primerin etkisini azaltıp polimerizasyonu eksi yönde etkileyebilir (Van Meerbeek ve ark 2006). Bizim çalışmamızda kullanılan primerlerin su bazlı olduğu için aşırı kurutmadan kaçınılmıştır, böylece total-etch uygulanan gruplarda bağlantı değerleri daha kuvvetli çıkmıştır (Çizelge 3.11.). Bağlandı değerleri arasında self-etch sistem olan CSE adezivinin de bağlantı değerleri oldukça yüksek çıkmıştır, bu sistem içerisindeki primerin kuvvetli asiditesi göz önünde bulundurulursa bağlantının yüksek oluşu açıklanabilir.

Dentin dokusunun histolojik yapısının oldukça kompleks olması ve farklı kimyasal içeriği nedeni ile bağlantı değerleri pek çok faktörden etkilenmektedir. Yüzeyden derine doğru gidildikçe değişen tübüler yapı, kollajen içeriğinin azalması ve dentinin nemliliği gibi nedenlerden dolayı bağlantılarda farklılıklar olmaktadır (Nakabayashi ve Pashley 1998, Nikaido ve ark 2002). Yapılan *in vitro* çalışmalarda derin dentinde bağlantının düştüğü tespit edilmiştir (Prati ve ark 1995, Watanabe ve ark 1996). Bu çalışmada tüm gruplarda orta dentin tabakası kullanılmıştır. Böylece dentin derinliği ile ilgili olarak ortaya çıkabilecek farklılıkların önüne geçilmiştir. *In vitro* dentine bağlantı çalışmalarında çoğunlukla sağlam dentin yüzeyleri kullanılmaktadır. Oysa klinikte oldukça farklı şekillerde etkilenmiş ve hem kimyasal yapısı hem de tübüler yapısı değişikliğe uğramış dentin yüzeylerine restorasyonlar yapmakla karşı karşıyayız. Bu nedenle biz de çalışmamızda çürükten, abrazyon ve erozyon gibi travmalardan hem doğal olarak etkilenmiş hem de onları *in vitro* olarak taklit edebileceğimiz suni olarak etkilenmiş dentin yüzey modellerinden yararlandık.

Bu nedenle son zamanlarda restoratif materyallerin bağlantısını arttırmak amacı ile çok sayıda alternatif çalışma yapılmaktadır. Rezinlerin bağlantısını arttırıcı en güncel girişim lazer ile pürüzlendirme yöntemidir (Moritz ve ark 1998, Walsh 2003, Gurgan ve ark 2009). Biz de bu yüzden çalışmamızda 6 farklı dentin yüzeyine lazer uygulayarak değişik adeziv sistemlerin bağlantısını ne yönde etkileyeceğini araştırmayı planladık. Ancak genelde lazer ile muamele edilmiş yüzeylere rezin bağlantısı için geleneksel adezivler kullanılmaktadır. Eguro ve ark (2001), lazer uygulanan yüzeylerdeki bağlantıyı arttırmak amacı ile daha güncel adezivlere gerek duyulduğunu bildirmiştir. Biz de çalışmamızda özellikle güncel olan ve yıllardır bağlanma dayanımları yönünden en üst düzeyde olduğu birçok çalışmayla kanıtlanmış olan 6 farklı self-etch ve total etch adeziv sistemin dentine bağlanma dayanımlarını incelemeye karar verdik. Böylece farklı dentin yüzeylerinde en iyi bağlanma dayanımına sahip olan adeziv sistemleri belirlemek mümkün olacaktı. Ayrıca 6 farklı dentin yapısı üzerine farklı adezivlerin bağlanma dayanımlarını arttırmak için lazer uygulamanın da etkili olup olmadığı ortaya bir rapor halinde sunulmuş olacaktı.

Çalışmadan elde ettiğimiz bulgular sonucunda lazerin bazı dentin yüzeylerinde ve uygulanan adezivlere göre farklı bağlanma dayanımları gösterdiğini tespit ettik. Çalışmamızda sağlam dentin yüzeyine lazer uygulandığında tüm self-etch adeziv sistemlerin (GA, CSE, ASE ve ASEOF) bağlanma dayanım değerleri üzerinde olumsuz bir etki gösterdiği, ancak lazerin total-etch sistemlerin (ASMP ve ASB2) bağlanma dayanımını önemli derecede etkilemediğini elde ettik. Kontrol grubuna göre doğal aşınmış dentin yüzeyine lazer uygulandığında GA ve ASE self-etch adeziv sistemlerin bağlanma dayanımlarında anlamlı bir düşüş gözlenirken, total-etch ASB2 adeziv sistemin de ise anlamlı derecede bir yükseliş gözlemledik. Bununla birlikte CSE ve ASEOF adeziv sistemlerin bağlanma dayanımları açısından lazerin önemli bir etkisi olmadığı, ASMP adezivin de ise doğal aşınmış dentin yüzeyine bağlantısını lazerin artırdığı ancak bunun istatistiksel olarak anlamlı olmadığını da kaydettik. Diğer farklı dentin yüzeyi olan doğal çürükten etkilenmiş dentin yüzeyine lazer uygulandığında sadece iki self-etch olan GA ve CSE adeziv sistemlerin bağlanma dayanımlarında ciddi bir düşüş gözlenirken, diğer adezivlerin bağlanma değerleri üzerine lazerin etkisinin olmadığı elde ettik. Yine suni erozyonlu dentin yüzeyine lazer uygulandığında sadece CSE adeziv sisteminin bağlanma dayanımında anlamlı bir düşüş gözlenirken, diğer adeziv sistemlerin bağlanma dayanımları açısından lazerin önemli bir etkisi olmadığını tespit ettik. Diğer lazer uygulanan suni erozyon ve abrazyon oluşturulmuş dentin yüzeyinde ise diğer grupların aksine, GA adeziv sistem haricindeki tüm adezivlerin bağlanma dayanımının kontrol grubuna göre anlamlı bir yükseliş gösterdiğini kaydettik. Son grup olan suni çürükten etkilenmiş dentin yüzeyine lazer uygulandığında GA ve CSE adeziv sistemlerinin bağlanma dayanım değerlerinde anlamlı derecede artış gözlerken, aksine ASE, ASMP ve ASB2 adeziv sistemlerinin dentine bağlanma dayanımlarında ise önemli ölçüde bir düşüş kaydettik. Sadece adeziv sistemler içerisinde ASEOF adeziv sisteminin dentine bağlanma dayanımlarında her iki grupta da benzer değerler elde edildi. Bütün bu çalışmanın sonuçları gösteriyor ki farklı dentin yüzeylerine uygulanan lazerin bu yüzeylere uygulanan farklı adeziv sistemlerin bağlanma dayanımları üzerine farklı etkiler oluşturmaktadır. Bu etkiler lazerin farklı dentin yüzeyleri üzerinde oluşturduğu birbirinden farklı değişimlere bağlı olabileceği gibi, adeziv sistemlerin farklı pH ve kimyasal yapılarından da kaynaklanmış olabilir.

Tüm bu sonuçların ışığında lazer uygulanan gruplar içerisinde adeziv sistemlerinden yüksek bağlantı değeri suni eroziv+abraz dentin grubunda elde edilmiştir. Yine lazer grubunda en düşük bağlantı değerleri ise sağlam dentin yüzeylerine uygulanan adeziv sistemlerinde gözlenmiştir.

Literatürlerde diş sert dokularına bağlanmayı arttırmak amacı ile Erbiyum lazer uygulamaları ile ilgili farklı bilgiler mevcuttur. Lazer uygulanan diş yüzeylerindeki morfolojik değişiklikler, kullanılan lazer sistemine ve uygulanan parametrelere bağlı olarak değişiklik göstermektedir (Camerlingo ve ark 2004, Corona ve ark 2007). Kullanılan lazer parametrelerindeki farklılıklar da dikkat çekicidir (Carvalho ve ark 2008, Gurgan ve ark 2009, Tarcin ve ark 2009). Uygun dozdaki lazer uygulamasının asit uygulamasını tamamen ortadan kalkmasına yönelik çalışmalar sürmektedir. Bizim çalışmamızda kullanılan 120 mJ'lük lazer uygulaması bağlantıyı arttırıcı yönde olamamıştır. Ancak kullanılan atım şiddeti ve frekansının değişimi ile farklı sonuçlar elde etmek mümkün olabilecektir.

Visuri ve ark (1996) Er:YAG lazer ile muamele edilmiş örneklerin, asit uygulanmış gruplardan daha iyi makaslama bağlanma dayanımı gösterdiğini rapor etmişlerdir. Yine bu çalışmanın sonucu olarak Er:YAG lazerin kompozit materyalin bağlantısını arttırdığını ispat etmişlerdir. Ancak Insua ve ark (2000) mine ve dentin yüzeylerine Er:YAG lazer uygulamasının asit ile dağlama metoduna göre bağlantıyı azalttığını tespit etmişlerdir. Bu çalışmada 160mJ ve 200mJ kullanılmıştır. Bizim çalışmamızda 120mJ'lük bir güç kullanılmıştır. Çalışmamızın lazer gruplarında farklı dentin yüzeylerine göre adeziv sistemlerin dentine bağlantı dayanımlarının değişiklikler gösterdiği tespit edilmiştir. Örneğin suni eroziv ve abraz dentin yüzeylerinde total-etch adeziv sistemlerin (ASMP ve ASB2) ve bazı self-etch adeziv sistemlerin (CSE, ASE, ASEOF) kontrol değerlerinden daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği kaydedilmiştir. Çalışmamızda lazer uygulanan farklı yüzeylerde total-etch adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımlarının çoğunlukla ya etkilenmediği ya da daha da yükseldiği gözlenmiştir. De Munck ve ark (2002) Er:YAG ile muamele edilmiş dentin yüzeylerinde bağlantının asit ile dağlama metoduna göre azaldığını rapor etmişlerdir. Bu çalışmanın aksine bizim çalışmamızda Er:YAG lazer uygulanan yüzeylere asit aşaması ayrıca olan total-etch

adeziv sistemlerin uygulanması suni çürük oluşturulan dentin yüzeyi haricinde dentine bağlanma dayanımını önemli ölçüde değiştirmemiş ya da tam tersi yükselmesine sebep olmuştur. . Ayrıca Oda ve ark (2001) çalışmalarında Er:YAG lazer uygulamasından sonra elde edilen görüntülerde dentin içerisine girmiş rezin uzantıları tespit etmişlerdir.

Nakajima ve ark (1995) yaptıkları çalışmada çürükten etkilenmiş dentine olan bağlantının sağlam dentin örneklerine göre daha az olduğunu rapor etmişlerdir. Nakabayashi ve ark (1992)'lerinin de yaptıkları bir çalışmanın sonuçları yine bu yöndedir. Bizim çalışmamızda da kontrol grubunda sağlam dentin örneklerinin bağlanma dayanım değerleri ( $22,35\text{mpa}\pm 10,05$ ) ile çürükten etkilenmiş örneklerin bağlanma dayanım değerleri ( $20,49\text{mpa}\pm 10,55$ ) benzer çıkmıştır. Aynı şekilde lazer uygulanan grupta da sağlam dentin örneklerinin bağlanım değerleri ( $16,66\pm 7,50$ ) ile çürükten etkilenmiş dentin örneklerinin bağlanma dayanımları ( $18,50\pm 8,68$ ) benzer olarak gözlenmiştir. Ancak elde edilen istatistiki sonuçlara bakıldığında hem sağlam dentin örnekleri hem de çürükten etkilenmiş dentin örneklerindeki bağlanma dayanımlarını lazer uygulaması istatistiki açıdan anlamlı derecede olumsuz yönde etkilememiştir.

Dentin dokusunda lazer uygulamasını takiben hibrit tabakasının hiç oluşmadığı ya da oldukça az kalınlıkta görüldüğü literatürde mevcuttur (De Souza ve ark 2004). Bunun sebebinin dentinin organik kısmının açığa çıkamaması nedeni ile olduğu tespit edilmiştir ve bundan dolayı da bağlantının düştüğü rapor edilmektedir (De Souza ve ark 2004, Ramos ve ark 2002). Bizim çalışmamızda da adeziv sistemlerin ara yüzlerinin SEM ile incelemelerinde çıkan sonuçlara göre hibrit tabakasının kalınlığı hem farklı dentin yüzeylerinde, hem farklı adeziv sistemlere göre, hem de kontrol ve lazer uygulanan gruplarda değişiklikler göstermektedir. Sağlam dentin yüzeyine uygulanan tek şişe self-etch sistem olan GA adezivin hem kontrol hem de lazer grubunda benzer şekilde ince bir hibrit tabaka sergilerken, doğal abraze, doğal çürükten etkilenmiş ve suni erozyon oluşturulmuş dentin yüzeylerinde ise lazer grubunda kalın bir hibrit tabaka gözlenmektedir. Bunun dışında aynı adezivin suni eroziv+abraze dentin yüzeylerinde lazer uygulanan gruplarında hibrit

tabakası hiç gözlenmezken, suni çürükten etkilenmiş dentin yüzeyinde lazer uygulanan grupta ise ince bir hibrit tabakası gözlenmiştir. İki şişe self-etch sistem olan CSE’de ise suni eroziv+abraze dentin yüzeyi hariç diğer dentin yüzeylerinin hepsinde lazer uygulanan gruplarda kalın bir hibrit tabakası kaydedilmiştir. Üç şişe total-etch sistem olan ASMP doğal çürükten etkilenmiş dentin yüzeyinin hem kontrol hem de lazer uygulanan grubunda benzer kalınlıkta hibrit tabakası sergilerken, diğer dentin yüzeylerinin hepsinde lazer uygulanan gruplarda kalın bir hibrit tabakası kaydedilmiştir. Diğer adeziv sistemlerde de hibrit tabakasının kalınlığı kontrol ve lazer uygulanan gruplarda ve farklı dentin yüzeylerinde farklılıklar sergilemiştir. Çalışmadaki adeziv sistemlerin bağlantı değerleri ile hibrit tabakasının kalınlığı arasında bir bağlantı kurulamamıştır. Literatürlere paralel olarak bizim çalışmamızda da genel olarak adeziv sistemlerin farklı dentin yüzeylerindeki bağlanma dayanımlarında bir miktar düşüşlerle birlikte bir miktar da yükselişler dikkat çekmektedir. Çalışmaların bazılarında Er:YAG uygulamasından sonra yapılan yüzey incelemelerinde dentinde oluşan çatlak ve düzensizliklerin adeziv materyallerin bağlanabilmesi için yetersiz kaldığını göstermektedir (Ramos ve ark 2002, Martinez-Insua ve ark 2000). Bizim çalışmamızda da lazer uygulanan dentin yüzeylerinde dentin kanallarının genişliğinin oldukça az olduğu SEM görüntülerinde mevcuttur, bu da lazer uygulanan gruplarda bağlantı değerlerinin düşüklüğünü açıklamaktadır. Ancak bazı literatürlerde Er:YAG lazer uygulamasını takiben fosforik asit ile muamele edilen dentinde bağlantı değerlerinin arttığı görülmüştür (Kataumi ve ark 1998, Sakakibara ve ark 1998, Ceballos ve ark 2002). Buna paralel olarak bizim çalışmamızda da lazer ile muamele edilmiş total-etch uygulanan gruplarda az bir oranda olsa da artış gözlenmektedir .

Armengol (1999) yaptığı bir çalışmada asitle pürüzlendirmenin, Er:YAG lazer ile (140 mJ, 4 Hz) pürüzlendirmeye kıyasla bağlanım değeri açısından daha yüksek bağlantı değerine sahip olduğunu rapor etmiştir. Bizim çalışmamızda her ne kadar atım süreleri benzer değilse de sonuç benzer bulunmuştur. Bu çalışmanın sonucunda lazerle pürüzlendirmenin asitle pürüzlendirmeye göre daha zayıf bir bağlanmaya neden olmasının, lazer uygulaması ile yüzeyde oluşan fizikokimyasal değişikliklere ve yüzeydeki suyun uzaklaştırılması ve yüzey enerjisinin değişmesi

gibi ıslanabilirliği etkileyen faktörlere bağı olabileceğini belirtilmiştir (Armengol 1999).

Başka bir çalışmada da dentine uygulanan lazer ile pürüzlendirmenin (80 mJ, 10Hz) asit uygulamasına olan ihtiyacı ortadan kaldırmadığı tespit edilmiştir (Yazıcı 2009). Bizim çalışmamızda kullanılan atım değeri daha yüksek olmasına rağmen benzer sonuçlar çıkmıştır. Bu nedenle atım süreleriyle beraber lazer ile uyum içerisinde kullanılacak adezivlerin geliştirilmesi bağlantı değerleri açısından önem arz etmektedir.

Er:YAG lazer uygulamaları sonucu dentin için ablasyon eşiğinin 7,5 J/cm<sup>2</sup> olduğu rapor edilmiştir (Apel ve ark2002). Bu nedenle çalışmamızda 120 mJ atım değeri kullanılmıştır. Bununla birlikte lazerin dalga boyu ve enerji yoğunluğunun yanı sıra atım süresinin de dentin üzerindeki etkisinde önemli olduğu hesaba katılmalıdır (Apel ve ark2002). Çalışmamızda 120 mJ atım değeri 10 Hz frekansla 100 mikrosaniyelik atım aralığı ile uygulanmıştır. Bu değer üretici firmanın dentin dokusu için öngördüğü kullanım şeklidir. Benzer çalışmalarda farklı atım süreleri kullanılmıştır. Bu çalışmalarda daha kısa atım süreleri ile başarı sağlanmış olsa da termal diffüzyon zamanından daha kısa süreli atım değerlerinin aşırı ısı artışına sebep olacağı için kullanılmaları uygun bulunmamıştır (Lukac ve ark2004).

Araştırmacılar lazer ile pürüzlendirilmiş dentinde intertübüler dentinin etkilendiğini ve peritübüler dentinin daha belirgin hale geldiğini tespit etmişlerdir. Ancak kanal ağzlarındaki açılmaların asit uygulamasındaki kadar yeterli olmadığı sonucuna varmışlardır (Armengol 1999, Matsumoto ve ark 2003). Çalışmamızda elde edilen AFM bulgularına göre lazer uygulamasının ardından dentin kanallarının genişlediği ve peritübüler dentinin yüksekliğinin arttığı gözlenmektedir. Ancak bu durum bağlantıyı olumlu yönde etkileyememiştir. Çalışmamızın sağlam dentin, çürükten etkilenmiş dentin, suni çürükten etkilenmiş dentin ve suni eroziv dentin yüzeylerinin AFM incelemelerinde benzer şekilde dentin tübülleri düzenli olarak çok az görülmektedir. Bu yüzeylere lazer uygulandığında ise pürüzlülük daha da artarak dentin tübül yapılarının tamamen örtüldüğü gözlenmektedir. Bu görüntülerin tam aksine doğal abraze gruptaki dişlerin dentin yüzeylerinin AFM ile incelenmesinde diğer tüm gruplara göre en düzenli dentin kanal yapıları gözlenmiştir. Bununla

birlikte suni eroziv+abraze gruptaki yüzey incelemesinde de benzer şekilde dentin kanal ağzlarının en az doğal abraze gruptaki kadar iyi izlenebildiği görülmektedir. Ancak bu grupta bağlantı düşük bulunmuştur. Bu iki grupta da lazer yüzeye uygulandığında dentin tübülleri düzensizleşerek yüzeylerinin kısmen kapandığı ve pürüzlülüğün arttığı gözlenmektedir. Ancak lazerin uygulanması sonrası suni eroziv+abraze grupta dentin kanallarının izlenebilirliğinin azalmasına rağmen adezivlerin yüzeye bağlanma dayanımlarının arttığı tespit edilmiştir. Bunun sebebinin lazerin dentin yüzeyinde oluşturduğu pürüzlülüğe bağlı olduğunu düşünebiliriz. Bu da mikromekanik bağlantının rezin bağlantı kuvvetlerine ne kadar etkili olduğunu kanıtlamaktadır. Bazı çalışmalarda lazer uygulamasının ardından kollajen matris ve organik bileşenlerin bozulduğu ve bağlantının olumsuz etkilendiği rapor edilmiştir (Martinez-Insua ve ark 2000, Ceballos ve ark 2002, Goncalves ve ark 2008). Bu durum bağlantının zayıf olmasını kısmen açıklamaktadır.

Ceballos ve ark (2002) dentinde Er:YAG lazerin bağlanma dayanıklılığına etkisini incelemişler ve 180 mJ, 2 Hz ve 250 µsn atım süresi ile lazer uygulamasının, dentine bağlanma dayanıklılığını önemli düzeyde azalttığını bildirmişlerdir. Ayrıca, lazer uygulamasına ek olarak asit uygulanmasının da, bağlanma dayanıklılığını sadece asit uygulanan kontrol grubu düzeyine çıkaramadığını rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise lazer uygulamasını takiben kullanılan total-etch adeziv sistemlerdeki (ASMP ve ASB2) asitin ilaveten uygulanması 6 farklı dentin yüzeyinde de ya kontrole yakın ya da daha yüksek bağlanma dayanımı sergilemiştir. Bunun dışında sadece suni olarak eroziv+abraziv dentin yüzeylerinde ise total-etch sistemlerle birlikte self-etch adeziv sistemlerde de yüksek bağlanma dayanımı sergilenmiştir. Bu bulgular açısından çalışmamız Ceballos ve ark (2002)'lerinin sonuçlarıyla uyum göstermemektedir. Bu da bizim çalışmamızda kullandığımız lazerin dentini asitleme parametrelerinin onlarınkinden farklı olmasından kaynaklanmış olabilir. Yine bir diğer çalışmada da 140 mJ ve 10 Hz şeklinde lazer parametreleri kullanılmış ve bağlanma dayanımı üzerinde olumlu bir etki tespit edilememiştir (Goncalves ve ark 2002).

Van Meerbeek ve ark (2003) 120-80 mJ, 10 Hz ve 250 µsn atım süresi ile yaptıkları Er:YAG lazer uygulaması sonucuna göre dentinde lazer uygulamasının bağlantı değerlerini düşürdüğünü rapor etmişlerdir.

Bağlanma testi sonrası başarısızlıkların tespitinde stereo mikroskop kullanımı yaygındır (Qilo 1993). Dentin ile restorasyon arasında iki adet ara yüz bulunur. Dentin ile adeziv arasındaki yüz birinci yüzdür adeziv rezin ile kompozit arasındaki yüz ikinci yüzdür. Adeziv rezin ile kompozit arası bağ birbirine yakın materyallerden oluştuğu için diğerine göre daha kuvvetlidir (Van Meerbeek ve ark 1992). Bizim çalışmamızda da başarısızlık büyük çoğunlukla adeziv kopma ile sonuçlanmıştır. Yani dentin yüzeyinde kalan restoratif materyal miktarı çoğunlukla %20'nin altındadır. Schreiner ve ark (1998) makaslama (*shear*) testinde mikrogerilim testine göre daha fazla koheziv başarısızlık olduğunu kanıtlamışlardır. Bizim çalışmamızda da mikrogerilim testini kullanmamızın temel sebeplerinden birisi de budur.

Sonuç olarak, bizim çalışmamızın bulgularına paralel olan çalışmaların mevcut olması ile birlikte farklı sonuçlar tespit eden de birçok çalışmalar mevcuttur. Çalışmamızın sonuçları bağlanma dayanımının; adezivin uygulandığı dentin yüzeylerinin farklı yapılarda oluşu, dentin yüzeylerinin farklı adeziv sistemlerin farklı asitleme prosedürleri ile düzenlenmesi ve lazer ile dentin yüzeyinde oluşturulan değişimler gibi farklı etkenlerin etkisi altında olduğu gözlenmektedir. Gelişmekte olan lazer uygulamaları ve parametreleri ile ilgili daha çok çalışma yapmaya ihtiyaç vardır.

## 5.SONUÇ VE ÖNERİLER

Ağız içerisinde dişlerin mine ve dentin dokusu çoğunlukla çürük nedeniyle zarara uğramakla birlikte günümüzde çürük harici nedenlerle de diş sert doku kayıpları oluşabilmektedir. Özellikle asitli içecek ve yiyecekler demineralizasyon yoluyla erozyona sebep olurken, mekanik olarak da aşırı diş fırçalama veya diş gıcırdatma gibi alışkanlıklar da abrazyona yol açmaktadır. Bunun gibi çürük harici nedenlerle oluşan diş sert doku kayıplarıyla günümüzde oldukça sık karşılaşmaktayız. Mine ve dentindeki bu doku kayıpları çeşitli adeziv restoratif materyaller kullanılarak onarılmaya çalışılmaktadır. Bu tip kronik ya da akut travmalar sonucu oluşan doku kayıpları sonrası özellikle dentin dokusunda çeşitli değişikliklere yol açarak adeziv sistemlerin bağlantılarını olumsuz etkileyebilmektedir. Biz çalışmamızda bu amaca yönelik farklı adeziv sistemlerin özellikle kliniği yansıtmaması açısından farklı dentin yüzeylerine uygulandığında en başarılı olanı belirleyebilmek ve yine farklı dentin yüzeylerindeki bağlantıyı etkileyen negatif faktörleri ortadan kaldırmak için Er:YAG lazerin kullanılarak dentinin bağlantısını artırıp artırmayacağını ortaya koymayı planladık.

Bu çalışmanın sonucunda;

1. Er:YAG lazer uygulanan farklı dentin yüzeyleri arasında en yüksek bağlanma dayanımları, kontrol grubuna benzer şekilde suni çürükten etkilenmiş dentin ve doğal abraze dentin yüzeylerinde elde edilmekle birlikte kontrol grubundan farklı olarak suni eroziv+abraze dentinde istatistiksel olarak da anlamlı şekilde yüksek bağlanma dayanımı sergilemiştir. Diğer dentin yüzeyleri üzerinde bağlanma dayanımına önemli ölçüde katkı sağlamadığı, hatta sağlam dentinde istatistiksel olarak anlamlı derecede lazerin negatif etkileri kaydedilmiştir.
2. Er:YAG lazer ile hazırlanan tüm dentin yüzeylerine uygulanan adeziv sistemler arasında dentine en yüksek bağlanma dayanımını iki aşamalı self-etch sistem olan CSE ve üç aşamalı total-etch sistem olan ASMP göstermiştir. Bu sonuç yine kontrol grubuyla benzerlik göstermektedir.
3. Adeziv sistemler içerisinde hem kontrol hem de lazer grubunda tüm dentin yüzeylerinde en düşük bağlanma dayanımını iki şişe self-etch

sistem olan ASE ve tek şişe ASEOF adeziv sistemler göstermiştir. Özellikle kontrole göre lazer uygulaması sonrası istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüş gösteren tek adeziv sistem ise ASE olmuştur.

4. Hem kontrol hem de lazer gruplarında ve 6 farklı dentin yüzeylerinde değişkenlik göstermekle birlikte genele bakıldığında; iki şişe self-etch sistemler arasında en iyi CSE, tek şişe self-etch sistemler arasında en iyi GA, tek ve üç aşamalı total-etch sistemler arasında ise en iyi 3 aşamalı ASMP olduğu gözlenmiştir.
5. Lazerin kontrol gruplarına göre diğer adeziv sistemlerin farklı dentin yüzeylerine bağlantısını artırıcı herhangi bir etkisinin olmadığı görülmüştür.
6. Genel olarak bu çalışmanın sonuçları incelendiğinde pahalı bir sistem olan Er:YAG lazerin; hem kliniği yansıtması açısından kullanılan farklı dentin yüzeylerin hem de güncel olarak kullanımda ve farklı tipte olan adeziv sistemlerin bağlanma dayanımları üzerine önemli derece olumlu bir etkiye sahip olmadığı gözlenmiştir.
7. Ayrıca yine kliniği yansıtması açısından kullanılan farklı tip dentin yüzeylerinde en iyi bağlanma dayanımını iki şişe self-etch sistem olan CSE Bond ve 3 şişe total etch sistem olan ASMP olarak sergilenmiştir.

## 6. ÖZET

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**Doğal ve suni olarak oluşturulmuş farklı dentin yüzeylerine adezivlerin bağlanma dayanımları ve morfolojik yapıları üzerine Er:YAG lazerin etkileri.**

**Mehmet Özgür Gönlüm**

**Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı**

**Doktora Tezi / Konya-2012**

Çalışmanın amacı dişlerin doğal ve suni olarak oluşturulmuş farklı dentin yüzeylerine Er:YAG lazer uygulanmasının 6 farklı adeziv sistemin  $\mu$ GBD'ı ve morfolojileri üzerine etkilerini değerlendirmektir. Çalışmamızda 240 adet sağlam, 60 adet patolojik skor 3 seviyesinde doğal olarak oklüzal yüzeyi aşınmış ve 60 adet oklüzal çürüklü toplam 360 adet insan molar dişi kullanılmıştır. 360 adet dişin oklüzal dentin yüzeyleri açığa çıkarılacak şekilde *isomet* cihazında düşük hızda elmas separe ile kesildi ve zımpara ile zımparalandı. Dentin yüzeyleri açığa çıkan diş örnekleri aşağıdaki şekilde gruplandırıldı:

- G1: Sağlam dentin örnekleri,
- G2: Doğal aşınmış dentin örnekleri,
- G3: Doğal çürükten etkilenmiş dentin örnekleri,
- G4: Suni olarak erozyon oluşturulmuş dentin örnekleri,
- G5: Suni olarak erozyon+abrazyon oluşturulmuş dentin örnekleri,
- G6: Suni olarak çürük oluşturulmuş dentin örnekleri.

Her bir grubun dentin yüzeylerine Er:YAG lazer muamelesi yapılacak ve yapılmayacak olmak üzere 2'şer alt gruba ayrıldı. Lazer uygulaması Er:YAG lazer cihazı ile 1,2 watt güç uygulanarak yapıldı. Bu gruplar son olarak toplam 6 adet adeziv uygulanabilmesi için her bir grupta 5 adet diş olacak şekilde tekrar 6 adet alt gruba daha ayrıldı. Çalışmada 2 adet total-etch (Adper Scotchbond Multipurpose (ASMP), Adper Singlebond 2 (ASB2)), 2 adet tek basamaklı self-etch (Adhese One F (ASEOF), G-aenial bonding (GA)), ve 2 adet iki basamaklı self etch adeziv materyal (Clearfil SE bond (CSE), AdheSE (ASE)) kullanıldı. Adezivler üretici firmanın talimatlarına göre uygulandıktan sonra dişlerin oklüzal yüzeylerine 3mm kalınlığında kompozit (Clearfil Photo Posterior) ile bloklar oluşturuldu. Kompozit blokları tamamlanan dişler, bir gün distile suda bekletildikten sonra düşük hızda çalışan elmas separe kullanılarak uzun akslarına paralel olacak şekilde 1 mm arayla, mesial-distal düzlemde sonra da bukkal-lingual düzlemde kesildi.  $1.00 \pm 0.003 \text{ mm}^2$ 'lik kare kesitli test çubukları elde edildi. Böylece her diştten 4 adet olacak şekilde bir grup için toplam 20 adet test çubuğu elde edilmiş oldu.  $\mu$ GBD için test çubukları mikrogirilim test cihazında yükleme hızı 1mm/dk ve yükleme kuvveti 100 N olacak şekilde belirlenerek test çubukları koparıldı. Bir dijital mikrometre (Mitutoyo, Japonya) ile test çubuklarının kenar uzunlukları ölçülerek bağlanma yüzey alanı hesaplandı. Newton (N) cinsinden elde edilen sonuçlar yüzey alanına bölünerek megapascal'a (MPa) çevrildi.

Mikrogerilim testi uygulanan her bir örneğin kırılma yüzeyleri 40X büyütmede stereomikroskopta incelendi. Bağlantı yüzeylerinin değerlendirilebilmesi için her bir gruptan 2'şer numune SEM'da incelenmek üzere hazırlandı ve değerlendirildi.

Lazer uygulamasının, kontrolden farklı olarak sadece suni eroziv+abraziv dentin yüzeyinde bağlanma dayanımı önemli ölçüde artırdığı, ancak diğer dentin yüzeylerinin bağlanma dayanımı üzerine önemli bir etkisinin olmadığı gözlenmiştir. Keza sağlam dentin yüzeyinde en düşük bağlanma değeri sergilemiştir. Her iki kontrol ve lazer grubu için en yüksek bağlanma dayanımını ASMP ve CSE adeziv sistemler gösterdi. Sonuç olarak lazer uygulamasının farklı dentin yüzeylerine farklı adezivlerin bağlantı dayanımları üzerinde önemli ölçüde olumlu bir etkisi tespit edilememiştir.

**Anahtar sözcükler:** Adezivler; Er:YAG lazer; mikrogerilim.

## 7. SUMMARY

### **The effects of Er:YAG laser on morphological status and bond strengths of different adhesives to artificially and naturally created different dentin surfaces.**

The aim of this in vitro study was to evaluate the effects of Er:YAG laser treatment on bond strength of different adhesives to artificially and naturally created different dentin surfaces and on their morphological status. 240 teeth without caries, 60 abraded teeth and 60 caries affected teeth were collected for this study. 360 extracted human molars were flattened to obtain dentin surfaces and they were polished with SiC papers. Teeth were grouped as follows:

- G1: sound dentin,
- G2: abraded dentin,
- G3: caries affected dentin,
- G4: artificially created erosive dentin,
- G5: artificially created erosive+abraded dentin,
- G6: artificially created caries affected dentin.

Each group was divided into two groups to obtain control and laser ablated groups. Laser treatments were made by Er:YAG laser with 1,2 watt power. After application of six different adhesives (Adper Scotchbond Multipurpose (ASMP), Adper Singlebond 2 (ASB2)), one step self-etches (Adhese One F (ASEOF), G-aenial bonding (GA)), two step self-etches adhesives (Clearfil SE bond (CSE), AdheSE(ASE)) composite builtups (5x5x3 mm) were created with a composite (Clearfil Photo Posterior). The teeth were sectioned into serial 1-mm<sup>2</sup> sticks, and microtensile bond strength was measured in 4 sticks from each teeth randomly selected (n=20) using a universal testing machine 1 mm/min head speed (Microtensile tester, Bisco, Schamburg, ABD). Failure modes were determined under a stereomicroscope. Bond strength data were recorded in MPa. Specimens from each group were evaluated with scanning electron microscope for adhesive interface. Also specimens from each group were evaluated with atomic force microscopy for surface morphologies. Micro tensile bond strength test data were analyzed by three way variance analyze followed by Tukey HSD tests (p<0.05). Laser treatment increased bond strength only on artificial erosive+abraded dentin, but on other groups no significant increases was obtained (p<0.05). For each laser and control groups highest bond strength values were performed by ASMP and CSE adhesives (p<0.05). As a conclusion, it was found that laser treatment on different dentin surfaces didn't enhance the bond strengths of different adhesive systems.

**Key words;** Adhesives; Er:YAG laser; microtensile.

## 8. KAYNAKLAR

1. Alaçam T. Endodonti. Fakülteler Kitapevi Baris Yayınları 2000. Ankara.
2. Al-Mayed I, Maguire A, Murray JJ. Risk factors for dental erosion in 5-6 year-old and 12-14-year-old boys in Saudi Arabia. *Community dent Epidemiol*, 2002;30:38-46.
3. Ana PA, Miyakawa W, Zezell DM. Thermal analysis of teeth irradiated with Er,Cr:YSGG at low fluences. *Laser Phys Lett*, 2007;11:827-834.
4. Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *J Periodontol*, 2004;36:59-97.
5. Apel C, Meister J, Ioana RS, Franzen R, Hering P, Gutknecht N. The ablation threshold of Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in dental enamel. *Lasers Med Sci*, 2002;17:246-252.
6. Armengol V. Comparative In Vitro Study of the Bond Strength of Composite to Enamel and Dentine Obtained with Laser Irradiation or Acid-etch. *Lasers Med Sci*, 1999;14:207-215.
7. Arola DD, Repogel RK. Tubule orientation and the fatigue strength of human dentin. *Biomaterials*, 2006; 27: 2131-2140.
8. Attin T. Methods for assessment of dental erosion. *Monographs in Oral Science*, 2006;20:152-172.
9. Baier RE. Principles of adhesion. *Oper Dent*, 1992;5:1-9.
10. Balooch M, Wu-Magidi IC, Balazs A, Lundkvist AS, Marshall SJ, Marshall GW. Viskoelastik properties of demineralized human dentin measured in water with atomic force microscope (AFM)-based indentation. *J Biomed Mater Res*, 1998;40:539-544.
11. Baran G, Boberick K, McCool. Fatigue of restorative materials. *Crit Rev Oral Biol Med J*, 2001;12:350-360.
12. Bardslay F.P. The evolution of tooth wear indices. *Clin Oral Invest*, 2008;12:15-19.
13. Barkmeier, W.W., Shaffer, S.E., Gwinnett, A.J. Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. *Oper Dent*, 1986; 11: 111-116.
14. Bartlett DW, Coward PY, Nikkah C, Wilson RF. The prevalence of tooth wear in a cluster sample of adolescent schoolchildren and its relationship with potential explanatory factors. *Br Dent J*, 1998; 184: 125-129.
15. Bartlett D, Dugmore C. Pathological or physiological erosion-is there a relationship to age? *Clin Oral Invest*, 2008; 12: 27-31.
16. Bartlett D, Ganss C, Lussi A. Basic erosive wear examination (BEWE): a new scoring system for scientific and clinical needs.
17. Bayne SC, Taylor DF, Zardiackas LD. *Biomaterials science*. Chapel Hill, NC: Brightstar Publishing, 1992.
18. Bayne CS, Thompson YJ. *Art and Science of Operative Dentistry* 5. Edition, Güneş kitapevi, 2011; Part 4; p: 181-191.
19. Birang R, Yaghini J, Shirani AM. Changes following Nd:YAG and Er:YAG laser irradiation and implications for hypersensitivity. *J Oral Laser Applications*, 2008;8:25-31.

20. Bonar LC, Lees S, Mook HA. Neutron diffraction studies of collagen in fully mineralized bone. *J Molec Biol*, 1985; 181: 265-270.
21. Borjiran A, Ferrari CF, Anouf A, Touyz ZG. Pop-cola acids and tooth erosion: an in vitro, in vivo, electron-microscopic, and clinical report. *Int J Dent*, 2010;10:1155-1167.
22. Brännström M. Dentin and pulp in restorative dentistry, London, 1982, Wolf Medical.
23. Brännström M, Glantz PO, Nordenvall KJ. The effect of some cleaning solutions on the morphology of dentin prepared in different ways: an *in vivo* study. *ASDC J Dent Child*, 1979;46:291-295.
24. Browning WD, Bracket WW, Gilpatrick RO. Two year clinical comparison of a microfilled and a hybrid resin-based composite in non-carious Class V lesions. *Oper Dent*, 1999;24(1):26-30.
25. Borjiran A, Ferrari C.F, Anouf A, Touyz L.Z.G. Pop-cola acids and tooth erosion: An in vitro, in vivo, electron-microscopic, and clinical report. *Int J Dent*, 2010; article ID 957842: 12.
26. Bulucu B, Belli S. Kompozit rezin dolgularda sızıntının azaltılabilmesi için önerilecek kaide restoratif materyaller. *Sel Üniv Diş Hek Fak Dergisi*, 1998;8:89-93.
27. Buonocore MG. Simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 1955; 34: 849-853.
28. Cagle CV. Handbook of adhesive bonding, ed 1, New York, 1973, McGraw-Hill.
29. Camerlingo C, Lepore M, Gaeta GM, Riccio R, Riccio C, De Rosa A. Er:YAG laser treatments on dentine surface: micro-Raman spectroscopy and SEM analysis. *J Dent*, 2004;32:399-405.
30. Cardoso MV, Coutinho E, Ermis RB, Poitevina A, Van Landuyt K, De Munck J, Carvalho RCR, Van Meerbeek R. Influence of dentin cavity surface finishing on micro-tensile bond strength of adhesives. *Dent Mater*, 2008; 24: 492-501.
31. Carvalho RC, De Freitas PM, Otsuki M, De Eduardo CP, Tagami J. Micro-shear bond strength of Er:YAG-laser-treated dentin. *Lasers Med Sci*, 2008;23:117-124.
32. Cassinelli C, Morra M. Atomic force microscopy studies of the interaction of a dentin adhesive with tooth hard tissue. *J Biomed Mater Res*, 1994;28:1427-1431.
33. Ceballos L, Camejo DG, Fuentes MV, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, Pashley DH. Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries affected dentine. *J Dent*, 2003;31:469-477.
34. Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Tay FR, Marshall GW. Bonding to Er:YAG laser treated dentin. *Journal of dental research*, 2002;81:119-122.
35. Chelong C, King NM, Pasley DH, Ferrari M, Toledano M, Tay FR. Incompatibility of self-etch adhesives with chemical 7dual composites: two step vs one-step systems. *Oper Dent*, 2003;28:747-755.
36. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: Science and instruments. *Dent Clin N Am*, 2004; 48:751-770.
37. Corona SA, De Souza AE, Chinelatti MA, Borsatto MC, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Effect of energy and pulse repetition rate of Er: YAG laser on dentin ablation ability and morphological analysis of the laser-irradiated substrate. *Photomed Laser Surg*, 2007;25:26-33.
38. Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar, Günes Kitapevi Ltd Sti, Ankara 2000.
39. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*, 2003;82:136-140.

40. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, 2005;84:118-132.
41. De Munck J. An in vitro and in vivo study on the durability of biomaterial-tooth bond, Tez, Leuven, Belçika, 2004.
42. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Bream M. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, 2005;84:118-132.
43. De Munck J, Van Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G. Microtensile bond strength of two adhesives to Er:YAG laser vs. bur cut enamel and dentin. *Eur J Oral Sci*, 2002;110:322-329.
44. De Munck J, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, et al. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent*, 2005; 30: 39-49.
45. De Souza AE, Corona SAM, Dibb RGP, Borsatto MC, Pecora JD. Influence of Er:YAG laser on tensile bond strength of a self-etching system and a flowable resin in different dentin depths. *Journal of dentistry*, 2004;32:269-275.
46. Derand T. A lining system for composite resin filling. *J Prosthet Dent* 1990;63:134-137.
47. Diaz-Arnold A, Williams V, Aquilino S. Review of dentinal bonding in vitro: the substrate, *Oper Dent*, 1990;15:71-75.
48. Duke SE, Lindemuth J. Variability of clinical dentin substrates. *Am J Dent*, 1991;4:241-254.
49. Eguro T, Maeda T, Tanabe M, Otsuki M, Tanaka H. Adhesion of composite resins to enamel irradiated by the Er:YAG laser: application of the ultrasonic scaler on irradiated surface. *Lasers Surg Med*, 2001;28:365-370.
50. Ehlen LA, Marshall TA, Qian F, Wefel JS, Warren JJ. Acidic beverages increase the risk of in vitro tooth erosion. *Nutr Res*, 2008;28:299-303.
51. El-din AK, Miller BH, Griggs JA. Resin bonding to sclerotic, noncarious, cervical lesions. *Quintessence Int*, 2004; 35:529-540.
52. Erhardt MCG, Rodriguez JA, Valentino TA, Ritter AV, Pimenta LAF. In vitro  $\mu$ TBS of one bottle adhesive systems: Sound versus artificially-created caries affected dentin. *J Biomed Mater Res*, 2008;86:181-187.
53. Erick JD, Johnson LN, Wilko AR, Anderson CH, Sorensen SE. Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *J Dent Res*, 1970;49:1359-1368.
54. Ericson RL. Mechanism and clinical implications of bond formation for two dentin bonding agents. *Am J Dent*, 1989;2:117-124.
55. Ericson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent*, 1992;5:81-94.
56. Erickson RL, Glasspoole EA, Retief D. Influence of test parameters on dentin bond strength measurements. *J Dent Res*, 1989;68:307.
57. Esra Yazıcı. Hacettepe Üniversitesi doktora tezi 2009.
58. Featherstone JD, Lussi A. Understanding the chemistry of dental erosion. *Monographs in oral science*, 2006;20:66-76.

59. Finger WJ, Fritz U. Laboratory evaluation of one-component enamel/dentin bonding agents. *Am J Dent*, 1996;9:206-210.
60. Fortin D, Swift EJ Jr, Denehy GE, Reinhardt JW. Bond strength and microleakage of current dentin adhesives, *Am J Dent*, 1994;10:253-258.
61. Frankenberger R, Tay F. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermomechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin restorations. *Dent Mater*, 2005;21:397-412.
62. Frankenberger R, Pashley D, Reiche S, Lohbauera U, Petschelta A, Tay F. Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials*, 2005;26:2043-2052.
63. Fuller TA. Physical considerations of Surgical Lasers. In Lewis C, Kuo P editors. *Lasers in maxillofacial surgery and dentistry*. 1th ed. New York: Thieme medical Publisher, 1997;1-11.
64. Fry O. Creating a reliable bond. An all-in-one system. *Am J Dent*, 2000;13:85-94.
65. Fusayama T. Two layers of carious dentin; diagnosis and treatment. *Oper dent*, 1979;4:63-70.
66. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res*, 1979;58:1364-1370.
67. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 1999;27:89-99.
68. Garberoglio R, Brannström M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol*, 1976; 21:355-362.
69. Georgescu A, Iovan G, Stoleriu S, Topoliceanu Cl, Andrian S. Atomic force microscopy study regarding the influence of etching on affected and sclerotic dentine. *Romanian Journal of Morphology and Embryology*, 2010;51:299-302.
70. Gwinnett, A.J. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Arch Oral Biol*, 1971;16:731-738.
71. Gwinnett AJ, Jendersen MD. Micromorphological features of cervical erosion after acid conditioning and its relation with composite resin. *J Dent Res*, 1978;57:543-562.
72. Gwinnett AJ, Kanca J. Interfacial morphology of resin composite and shiny erosion lesion. *Am J Dent*, 1992;5:315-322.
73. Giannini M, Seixas CAM, Reis AF, Pimenta LAF. Sixmonthstorage-time evaluation of one-bottle adhesive systems to dentin. *J Esthet ResDent*, 2003;15:43-49.
74. Glady S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials, *J Dent Res* 1997; 76:883-894.
75. Goodis HE, Fried D, Gansky S, Rechmann P, Featherstone JDB. Pulpal safety of 9,6 nm TEA CO<sub>2</sub> laser used for caries prevention. *Lasers Surg Med*, 2004;35:104-110.
76. Goncalves, M., Corona, S.A., Palma-Dibb, R.G., Pecora, J.D. Influence of pulse repetition rate of Er:YAG laser and dentin depth on tensile bond strength of dentin-resin interface. *J Biomed Mater Res*, 2008;86:477-482.
77. Goncalves, M., Corona, S.A., Borsatto, M.C., Silva, P.C., Pecora, J.D. Tensile bond strength of dentin-resinous system interfaces conditioned with Er:YAG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg*, 2002;20:89-93.

78. Gurgan S, Kiremitci A, Cakir FY, Yazici E, Gorucu J, Gutknecht N. Shear bond strength of composite bonded to erbium:yttriumaluminum-garnet laser-prepared dentin. *Lasers Med Sci*, 2009;24:117-122.
79. Haisma J. Contact bonding, including direct-bonding in a historical and recent context of materials science and technology, physics and chemistry. *Mater Sci Eng*, 2002;37:1-60.
80. Hara, A.T., Pimenta, L.A.,Rodrigues, A.L., Jr. Influence of crossheads speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater*, 2001;17:165-169.
81. Harnirattisai C, Inokoshi S, Hosoda H. Adhesive interface between resin and etched dentine of cervical erosion/abrasion lesions. *Oper Dent*, 1993;18:138-145.
82. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Sano H, Tay FR, Oguchi H, Araki Y, Kubota M. Over-etching effects on micro-tensile bond strength and failure patterns for two dentin bonding systems. *J Dent*, 2002;30:99-105.
83. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Tay FR, Kaga Kudo et al. Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *Biomed Mater Res*, 2002;63:306-311.
84. Hashimoto M, Ohno H, Yoshida E, Hori M, Sano H, Kaga M, Oguchi H. Resin enamel bonds made with self-etching primers on ground enamel. *Euro J Oral Sci*, 2003;111:447-453.
85. Heymann HO, Bayne SC. Current concepts in dentin bonding: focusing on dentinal adhesion factors. *J Am Dent*, 1993;124:27-34.
86. [http://en.wikipedia.org/wiki/Atomic\\_force\\_microscopy](http://en.wikipedia.org/wiki/Atomic_force_microscopy).
87. Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent Mater*, 2001;17:445-455.
88. Inoue S, Van Meerbeek B, Vargas M, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion mechanism of self-etching adhesives. *Advanced Adhesive Dentistry 3<sup>rd</sup> International Kuraray Symposium*, 1999. First edition, Italy 2000:130-148.
89. Insua AM, Dominguez LS, Rivera FG, Penin US. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG laser treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent*, 2000;84:280-288.
90. Ishikawa I, Sasaki KM, Aoki A, Watanabe H. Effects of Er: YAG laser on periodontal therapy. *J Int. Acad Periodontol*, 2003; 5:23-28.
91. Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure. *Dental Materials*. International Organization For Standardization(ISO TR 11405), (1994).
92. Jacobsen T, Ma R, Söderholm KJ. Dentin bonding through interpenetrating network formation. *Dent Mater*, 1994;7:45-52.
93. James B. Summiste, J. William Robbins, Thomas J.Hilton, Richard S. Schwartz. *Fundamentals of Operative Dentistry. A Contemporary Approach*. Third Edition. 2006;91-95. Quintessence Publishing.
94. Jones SJ, Boyde A. Ultrastructure of dentin and dentinogenesis. Linde J editor. Boca Raton: CRC Press, 1984; 81-134.
95. Karakaya S, Ünlü N, Say EC, Özer F, Soyman M, Tagami J. Bond strengths of three different dentin adhesive systems to sclerotic dentin. *J Dent Mat*, 2008;27:471-479.
96. Kanca J. Resin bonding to wet substrate: 1. Bonding to dentin. *Quintessence Int* 1992;23:39-41.

97. Kanemura N, Sano H, Tagami J. Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. *J Dent*, 1999;27:523-530.
98. Kataumi M, Nakajima M, Yamada T, Tagami J. Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. *Dent Mat J*, 1998;17:125-138.
99. Katleen IM, Delme P, Deman M, Mieke AA, De Bruyne, Roeland JG, De Moor. Influence of different Er:YAG laser energies and frequencies on the surface morphology of dentin and enamel. *J Oral Laser applications*, 2006;6:43-52.
100. Katz JL. Hard tissue as a composite material-1. Bounds on elastic behavior. *J Biomechan*, 1971;4:455-473.
101. Katz JL, Ukraincik K. On the anisotropic elastik properties of hydroxyapatite. 1971;4:221-227.
102. Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Complete marginal seal of Class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res*, 1990; 69: 1240-1243.
103. Kılınç E, Roshkind DM, Antonson SA, Antonson DE, Hardigan PC, Siegel SC, Thomas JW. Thermal safety of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers in hard tissue removal. *Photomed Laser Surg*, 2009;27:565-570.
104. Kinney JH, Pople JA, Marshall GW, Marshall SJ. Collagen orrientation and crystallite size in human dentin: a small angle x-ray scattering study. *Calcif Tissue Int*, 2001; 69: 31-37.
105. Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluatin of the dental literatüre. *Crit Rev Oral Biol Med*, 2003; 14:13-29.
106. Kinney JH, Balooch M, Marshall SJ, Marshall GW, Weihs TP. Atomic force microscope measurements of the hardness and elasticity of peritubular and intertubular dentin. *J Biomech Eng*, 1996;118:133-135.
107. Kiremitçi A, Altıncı P. Self-Etch Adeziv Sistemlerde Güncel Gelişmeler Bölüm I: Farklı Özelliklerde Diş Sert Dokularına Bağlanma Etkinliği. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2008;32:33-48.
108. Kitasako Y, Nakajima M, Pereira PNR, Okuda M, Sonoda H, Otsuki M, Tagami J. Monkey pulpal response and microtensile bond strength beneath a one-application resin bonding system in vivo. *J Dent*, 2000;28:193-198.
109. Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J. The influence of storage on dentin bond durability of resin cement. *Dent Mater*, 2000;16:1-6.
110. Kiyomura M. Bonding strength to bovine dentin with 4-META/MMA-TBB resin: long-term stability and influence of water. *Dental Materials Journal*, 1987;6:860-872.
111. Kramer N, Rudolph H, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Effect of thermo-mechanical loading on marginal quality and wear of primary molar crowns. *Eue Arch Paediatr Dent*. 2012;13:185-190.
112. Kuboki Y, Ohgushi K, Fusayama T. Collagen biochemistry of the two layers of carious dentin. *J Dent Res*, 1977; 56: 1233-1237.
113. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to ix generation. *JADA*, 2000;131:20-25.
114. Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater*, 2002;18:359-369.
115. Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res*, 1989;68:1752-1754.

116. Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Evaluation of clinical performance for posterior composites and dentin adhesives. *Oper Dent*, 1987;2:53-78.
117. Larsen MJ, Nyvad B. Enamel erosion by some soft drinks and orange juices relative to their pH, buffering effect and contents of calcium phosphate. *Caries Res*, 1999;33:81-87.
118. Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res*, 2001;80:1605-1614.
119. Li H, Burrow M, Tyas M. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater*, 2002;18:189-196.
120. Li H, Burrow M, Tyas M. The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater*, 2002;18:111-119.
121. Lukac M, Marko M, Ladislav G. Super VSP Er:YAG Pulses for Fast and Precise Cavity Preparation. *J Oral Laser Applic*, 2004;4:171-173.
122. Lussi A, Jaeggi T, Zero D. The role of diet in the aetiology of dental erosion. *Caries Res*, 2004;38:34-44.
123. Lutz F, Kreci I, Barbakow F. Chewing pressure versus wear of composites and opposing enamel cusps. *J Dent Res*, 1992;71:1525-1529.
124. McCabe J, Walls A. Properties used to characterize materials. *Appl Dent Mater*, 1998; Oxford, Blackwell Science.
125. Marshall GW. Dentine microhardness and characterisation. *Quintessence Int*. 1993;24:606
126. Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*, 1997;25:441-458.
127. Marshall JS, Bayne S, Baier R, Tomsia PA, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dent Mater*, 2010;26:11-16.
128. Marshall GW, Marshall SJ. Biomaterials science for restorative dentistry. San Francisco: UCSF;1999.
129. Marshall GW, Chang Jr. YJ, Saeki K, Gansky SA, Marshall SJ. Citric acid etching of cervical sclerotic dentin lesions: An AFM study. *J Biomed Mater Res*, 2000;49: 338–344.
130. Marshall GW, Balooch M, Tench R, Kinney JH, Marshall SJ. Atomic force microscopy of acid effects on dentin. *Dent Mater*, 1993;9:265–268.
131. Marshall GW, Balooch M, Kinney JH, Marshall SJ. Atomic force microscopy of conditioning agents on dentin. *J Biomed Mater Res*, 1995;29:1381–1387.
132. Martinez-Insua A, Da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penin UA. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG laser treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent*, 2000;84:280-288.
133. Matsumoto K, Hossain M, Tsuzuki N, Yamada Y. Morphological and Compositional Changes of Human Dentin after Er:YAG Laser Irradiation. *J Oral Laser Applic*, 2003;3:15-20.
134. Meurman JH, Drysdale T, Frank RM. Experimental erosion of dentine. *Scand J Dent Res*, 1991;99:457.
135. Meurman JH, ten Cate JM. Pathogenesis and modifying factors of dental erosion. *Eur J Oral Sci*, 1996;104:199-205.

136. Miyasaka K, Nakabayashi N. Combination of EDTA conditioner and phenyl-P/HEMA self-etching primer for bonding to dentin. *Dent Mater*, 1999;15:153-158.
137. Mixson JM, Spencer P, Moore DL, Cappell RP, Adams S. Surface morphology and chemical characterization of abrasion/erosion lesions. *Am J Dent*, 1995; 8:5-9.
138. Moritz A, Schoop U, Goharkhay K, Szakacs S, Sperr W, Schweider E. Procedures for Enamel and Dentin Conditioning: A Comparison of Conventional and Innovative Methods. *J Esthet Dent*, 1998;10: 84-93.
139. Monasky DE, Taylor DF. Studies on the wear of porcelain, enamel and gold. *J Prosthet Dent*, 1971;25:299-306.
140. Moszner N, Salz U, Zimmerman J. Chemical aspect of self-etching enamel-dentin adhesives: A systematic review. *Dent Mater*, 2005;21:895-910.
141. Nakabayashi N, Pashley DH. *Hybridization of Dental Hard Tissues*. Quintessence Publishing Co, Inc, Tokyo, Japan, 1998;21-35.
142. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Bio Mat Res*, 1982;16:265-273.
143. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin bonding mechanism. *J Esth Dent*, 1991;3:133-138.
144. Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater*, 1992;8:125-130.
145. Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int*, 1992;23:135-141.
146. Nakajima M, Sano H, Zheng L, Tagami J, Pashley DH. Effect of moist vs. dry bonding to normal vs. caries-affected dentin with Scotchbond Multi-Purpose Plus. *J Dent Res*, 1999;78:1298-303.
147. Nakajima M, Ogata M, Okuda M, Tagami J, Sano H, Pashley DH. Bonding to caries-affected dentin using self-etching primers. *Am J Dent*, 1999;12:309-314.
148. Nakajima M, Sano H, Urabe I, Tagami J, Pashley DH. Bond strengths of single-bottle dentin adhesives to caries affected dentin. *Op Dent*, 2000;25:2-10.
149. Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, Ciucchi B, Russell CM, Pashley DH. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using adhesives. *J Dent Res*, 1995;74:1679-1688.
150. Nakornchai S, Atsawasuwan P, Kitamura E, Surarit R, Yamauti M. Partial biochemical characterisation of collagen in carious dentin of human primary teeth. *Arch Oral Biol*, 2004;49:267-273.
151. Nemcovsky CE, Artzi Z. Erozioabrazion lesions revisited. *Compend Contin Educ Dent*, 1996; 17:416.
152. Nicholson JW. *Fundamentals of operative dentistry*, 3rd ed, Quintessence Pub Co., Illinois, 2006;1-36.
153. Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox CF, Hickel R, Tagami J. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self etching primer system to dentin. *Dent Mater*, 2002;18:269-275.

154. Oda M, Oliveira DC, Liberti EA. Morphological evaluation of the bonding between adhesive/composite resin and dentin irradiated with Er:YAG and Nd:YAG lasers: comparative study using scanning microscopy. *Pesqui Odontol Bras*, 2002;15(4):283-289.
155. Ogawa K, Yamashita Y, Ichio T, Fusayama T. The ultrastructure and hardness of the transparent of human carious dentin. *J Dent Res*, 1983; 62: 7-10.
156. Oh WS, DeLong R, Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review. *J Prosthet Dent*, 2002;87:451-459.
157. Opdam NJM, Roeters JJM, Feilzer AJ, Verdonchot EH. Marginal integrity and postoperative sensitivity in class 2 resin composite restorations in vivo. *J Dent*, 1998;26:555-562.
158. Özyöney G. Aşırı madde kayıplı kişilerde IPSEmpress II onley restorasyonların klinik ve in vitro şartlarda incelenmesi. M.Ü Diş Hek Fak Diş Hastalıkları ve Tedavisi AD, Doktora Tezi, İstanbul,2008.
159. Parry J, Harrington E, Rees GD, McNab R, Smith AJ. Control of brushing variables for the in vitro assessment of toothpaste abrasivity using a novel laboratory model. *J Dent* 2008;36:117-124.
160. Pashley DH. Clinical correlation of dentin structure and function. *J Prosthet Dent*, 1991; 66: 777-781.
161. Pashley DH, Carvalho RM. Dentin permeability and dentin adhesion. *J Dent*, 1997;25:355-372.
162. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F. The micro-tensile bond test: a review. *Journal of Adhesive Dentistry*, 1999;1:299-309.
163. Pashley DH, Sano H, Ciucci B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*, 1995;11:117-125.
164. Pashley D, Tay F. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel, *Dent Mater*, 2001;17:430-444.
165. Perdigao J, Lopes L, Lambrechts P, Leitao J, Van Meerbeek B, Vanherle G. Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *Am J Dent*, 1997;10:141-145.
166. Perdigao J, May KN, Wilder AD, Lopes M. The effect of depth of dentin demineralization on bond strengths and morphology of the hybrid layer. *Oper Dent*, 2000;25:186-194.
167. Perdigao J, Swift EJ, Denehy GE, Wefel JS, Donly KJ. In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentine bonding systems to different dentine substrates. *J Dent Res*, 1994;73:44-55.
168. Perdigao J, Swift EJ Jr. Art and science of operative dentistry 5. Edition, Güneş kitapevi 2011; Part 5: 245-280.
169. Perdigao J, Swift, EJ. Fundamental Concepts of Enamel andDentin Adhesion. T. M. Roberson (Ed.). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. St. Louis, Missouri: Mosby Elsevier 2006.
170. Perinka L, Sano H, Hosoda H. Dentin thickness, hardness and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives. *Dent Mater* 1992;8:229-233.
171. Pidaparti RM, Chandran A, Takano Y, Turner CH. Bone mineral lies mainly outside collagen fibrils: predictions of a composite model for osteonal bone. *J Biomechan* 1996; 29: 909-916.
172. Phillips RW. Skinner's science of dental materials. Ed 9, Philadelphia, WB Saunders CO 1991:11-28.

173. Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Pashley DH. Resin-infiltrated dentin layer formation of new bonding systems. *Op Dent* 1998;23:85-194.
174. Prati C, Ferrieri P, Galloni C, Mongiorgi R, Davidon CL. Dentin permeability and bond quality as effected by new bonding systems. *J Dent*, 1995;23:217-226.
175. Qilo G. Bond strength testing-what does it mean? *Int Dent J*, 1993;43:492-498.
176. Radentz WH, Barnes GP, Cutright DE. A survey of factors possibly associated with cervical abrasion of tooth surfaces. *J Perio*, 1976;47:148-154.
177. Ramos RP, Chimello DT, Chinelatti MA, Nonaka T, Pecora JD, Palma Dibb RG. Effect of Er:YAG laser on bond strength to dentin of a self-etching primer and two single-bottle adhesive systems. *Laser in surgery and medicine* 2002;31:164-170.
178. Rueggeberg F. Substrate for adhesion testing to tooth structure-review of the literature. *Dent Mater*, 1991;7:2-10.
179. Retief D. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent*, 1991;4:231-236.
180. Retief DH, Mandras RS, Russel CM, Denys FR. Extracted human vs. bovine teeth in laboratory studies. *Am J Dent*, 1990;3:253-258.
181. Sakakibara Y, Ishimaru K, Takamizu M, Kohno A. Effects of experimental conditioners on tensile bond strength to dentin irradiated by Er:YAG laser. In: International congress on laser in dentistry, Proceedings, 1998;6:181-183.
182. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relation ship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a microtensile bond test. *Dent Mater*, 1994;10:236-240.
183. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner J, Matthews W, Pashley D. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent*, 1995;20:18-25.
184. Sano H, Yoshiyama M, Ebisu S, Burrow MF, Takatsu T, Ciucchi B. Comparative SEM and TEM observations of nanoleakage within the hybrid layer. *Oper Dent*, 1995; 20:160-167.
185. Sano H. Microtensile testing, nanoleakage, and biodegradation of resin-dentin bonds. *J Dent Res*, 2006;85:11-14.
186. Santerre JP, Shajii L, Leung BW Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med*, 2001;12:136-151.
187. Say EC, Karakaya S, Soyman M, Özer F, Tagami J. Self-etch sistemler ile hibridizasyon; SEM çalışması. *Hacettepe Dis Hek Fak Derg*, 2003;27:7-11.
188. Scott JH, Symons NBB. Introduction to dental anatomy ed 7, Edingburg, 1974;33-42, Churchill Livingstone.
189. Schmidseider, J. Bonding. K. H. Rateitschak & H. F. Wolf (Ed.). *Color Atlas of Dental Medicine-Aesthetic Dentistry*. Munich: Thieme Stuttgart, 2000;103-124.
190. Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives, *Dent Mater*, 1998;14:194-201.
191. Schwartz RS, Summit JB, Robbins W, Santos JD. *Fundamentals of Operative Dentistry*. USA: Quintessence Publishing Co, Inc, 1996:141-186.

192. Shinkai K, Ebihara T, Shirono M, Seki H, Wakaki S, Suzuki M, Suzuki S, Katoh Y. Effects of attrition, prior acid-etching, and cyclic loading on the bond strength of a self-etching adhesive system to dentin. *Dent Mat J* 2009;28:197-203.
193. Smith DC. Adhesives and sealants in biomaterials science. In: Rather BD, Hoffman AS, Scohen FJ, Lemons JE, editors. *An introduction to materials in medicine*. San Diego: Academic Press, 1996; 319-328.
194. Smith BG, Knight JK. An index for measuring the wear of teeth. *Br Dent J*, 1984;156:435-438.
195. Spierings T, Peters M, Bosman F, Plasschaert M. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiment, *J Dent Res*. 1987;66:1336-1339.
196. Sporrius O, Grossman ES. Marginal leakage of composite resin restorations in combination with dentinal and enamel bonding agents. *J Prosthet Dent* 1989;61:678-684.
197. Stewart GP, Jain P, Hodges J. Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin. *J Prosthet Dent*, 2002; 88: 277-284.
198. Sudsangiam S, van Noort R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *J Adhesive Dent*, 1999;1:57-67.
199. Sundaram G, Bartlett D, Watson T. Bonding to and protecting worn palatal surfaces of teeth with dentine bonding agents. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2004; 31:505-509.
200. Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence Int*, 1995; 26: 95-110.
201. Şenvar C. Temel Kimya. Ankara: Hacettepe Üniversitesi Yayınları 1981:258-265.
202. Tantbirojin D, Cheng YS, Versluis A, Hodges JS, Douglas WH. Nominal shear or fracture mechanics in the assessment of composite-dentin adhesion? *Journal of Dental Research*, 2000;79:41-48.
203. Tao L, Pashley DH. Shear bond strengths to dentin: effects to surface treatments, depth and position. *Dent Mater*, 1988;4:371-378.
204. Tarcin B, Gunday M, Ovecoglu HS, Turkmen C, Ovecoglu ML, Oksuz M. Tensile bond strength of dentin adhesives on Acid- and laser-etched dentin surfaces. *QuintessenceInt*, 2009;40:865-874.
205. Tate W, White R. Disinfection of human teeth for educational purpose. *J Dent Educ*, 1991;55:583-585.
206. Tay FR, Gewinnett AJ, Wei SH. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dent Mater*, 1996;12:236-244.
207. Tay FR, Pashley DH. Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *J Dent*, 2004; 32: 173-196.
208. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I. Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 2001; 17: 296-308.
209. Tay FR, Kwong S, Sano H, Carvalho R, Pashley DH. Status of research on new resins for dental composites. *Advanced Adhesive Dentistry*, 3rd International Kuraray Symposium, Granada, 1999;105.
210. Tay F, Smales R, Ngo H, Wei S, Pashley D. Effect of different conditioning protocols on adhesion of a GIC to dentin. *J Adhes Dent*, 2001;3153-3167.

211. Trowbridge HO. Model systems for determining biologic effects of microleakage, *Oper Dent*, 1987;12:164-172.
212. Ulusoy AT. Süt Dişi Dentinine Bağlayıcı Ajan Uygulanması Sırasında Tükürük Kontaminasyonunun Bağlanma Dayanımına Etkisinin in Vitro Olarak incelenmesi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara 2007.
213. Uno S, Finger WJ. Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding. *Quintessence Int*, 1995;26:733-8.
214. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentin. *J Dent*, 1994;22:141-146.
215. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch and rinse and self-etch adhesives to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent*, 2003;28:647-660.
216. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Oper Dent*, 2003;28:215-235.
217. Van Meerbeek B, Dhem A, Goret-Nicaise M, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J Dent Res*, 1993;72:495-501.
218. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentine interdiffusion zone observed with different dentine adhesive systems. *J Dent Res* 1992;71:1530-1542.
219. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Duke ES, Eick JD, Robinson SJ. A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentine. *J Dent Res*, 1998;77:50-61.
220. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Inoue S, Yoshida Y, Perdigao J. Bonding to Enamel and Dentin. J. B. Summitt, J. W. Robbins, T. J. Hilton & R. S. Schwarz (Ed.). *Fundamentals of Operative Dentistry* (s. 183-260): Quintessence Publishing Co, Inc 2006.
221. Van Noort R, Cardew GE, Howard IC, Noroozi. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *J Dent Res*, 1991;70:889-893.
222. Van Noort R, Noroozi IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent*, 1989;17:61-67.
223. Verrett RG. Analyzing the etiology of an extremely worn dentition. *J Prosthodont*, 2001;10:224-233.
224. Verslius A, Douglas W, Sakaguchi R. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater*, 1996;12:290-294.
225. Visuri SR, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser prepared dentin. *J Dent Res*, 1996;71:599-605.
226. Walsh LJ. The current status of laser applications in dentistry. *Aust Dent J*, 2003;48: 146-155.
227. Wang Y, Spencer P, Walker MP. Chemical profile of adhesive/caries-affected dentin interfaces using Raman microspectroscopy. *J Biomed Mater Res*, 2007; 81A: 279-286.
228. Watanabe H, Ishikawa I, Suzuki M, Hasegawa K. Clinical assessments of the Erbium:YAG laser for soft tissue surgery and scalling. *J Clin Laser Med Surg*, 1996;14:67-75.

229. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a Phenyl-P self-etching primer. *Journal of dental Research*. 1994;73:1212-1220.
230. Watanabe I, Nikaido T, Nakabayashi N. Effect of adhesion promoting monomers on adhesion to ground dentin. *J Japan Dent Mater and Devices*, 1990; 9:888-893.
231. Watanabe I, Pashley DH. Bonding to ground dentine with phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res*, 2000;73:1212-1234.
232. Watanabe LG, Grayson WM, Sally JM. Dentin shear strength: Effects of tubule orientation and intratooth location, *Dent Mater*, 1996;12:109-115.
233. Watson TF, Bartlett DW. Adhesive systems; composites, dentine bonding agents and glass ionomers. *Br Dent J*, 1994;176:227-232.
234. Watt IM. The principles and practice of electron microscopy. Cambridge University press, UK, 1996.
235. Wenzel RN. Resistance of solid surfaces to wetting by water. *Ind Eng Chem*, 1936;28:988-994.
236. Wittschier M. Çürük tedavilerinde lazer kullanımı: klinik uygulamalar üzerine bir çalışma. *Quintessence*, 2004;3:23-30.
237. Xie B, Dickends HS, Giuseppetti AA. Microtensile bond strength of thermally stressed composite-dentin bonds mediated by one-bottle adhesives. *Am J Dent*, 2002;15:177-184.
238. Yazici AR, Akca T, Özgünlaltay G, Dayangaç B. Bond strength of a self-etching adhesive system to caries-affected dentin. *Oper Dent*, 2004;29:176-181.
239. Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DH. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res*, 1999;78:898-905.
240. Yip H, Tay F, Ngo H, Smales R, Pashley D. Bonding of contemporary ionomer cements to dentin, *Dent Mater*, 2001;17:456-470.
241. Yoshiyama M, Carvalho RM, Sano H, Horner JA, Brewer PD, Pashley DH. Regional bond strengths of resins to human root dentine. *Journal Dent*, 1996;24:435-442.
242. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res*, 2000;79:709-714.
243. Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, Johnson MH, Pashley DH. Regional Strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *J Dent Res*, 1996; 75:1404-1413.
244. Yoshiyama M, Suge T, Kawasaki A, Ebisu S. Morphological characterization of tube-like structures in hypersensitive human radicular dentin. *J Dent*, 1996;24:57-63.
245. Yoshiyama M, Urayama A, Kimochi T, Matsuo T, Pashley DH. Comparison of conventional vs self-etching adhesive bonds to caries-affected dentin. *Oper Dent*, 2000;25: 163-169.
246. Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, Carvalho RM, Nakajima M, Pashley DH. Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res*, 2002;81:556-560.
247. Yoshiyama M, Tay FR, Torii Y, Nishitani Y, Doi J, Itou K, Ciucchi B, Pashley D. Resin adhesion to carious dentin. *Am J Dent*, 2003;16:47-52.

248. Zavala-Alonso V, Aguilera-Flores R, Patino-Marin N, Martinez-Castanon GA, Anusavice KJ, Loyola-Rodriguez JP. Nanostructure evaluation of healthy and fluorotic dentin by atomic force microscopy before and after phosphoric acid etching. *J Dent Mater* 2011; 30: 546–553.

## 9. ÖZGEÇMİŞ

07.11.1970 yılında Ankara’da doğdu. İlk öğrenimini İskenderun’da Orta ve lise öğrenimini Ankara Atatürk Anadolu Lisesi’nde tamamladı. 1996 yılında Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden mezun oldu. 1996 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde doktora eğitimine başladı ancak çeşitli nedenlerle yarım kaldı. 2009 yılında yarım kalan eğitime tekrar afdan yararlanarak devam etti. Sağlık Bakanlığı Konya Beyhekim Ağız Diş Sağlığı Merkezi’nde diş hekimi olarak çalışmaktadır. Evli ve bir çocuk babasıdır.