T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

# ER:YAG LAZERİN FARKLI ATIM SÜRELERİYLE UYGULANMASININ ETCH&RİNSE ADEZİV SİSTEMİ İLE KULLANILAN BİR KOMPOZİTİN MİNE VE DENTİNE MİKRO GERİLİM BAĞLANMA DAYANIKLILIĞI ÜZERİNE ETKİSİ

Dt. Esra YAZICI

Tedavi Programı
DOKTORA TEZİ

ANKARA
2009

Dt. Esra YAZICI
DİŞ HASTALIKLARI ve TEDAVİSİ
DOKTORA
2009

**T.C.**
**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

# ER:YAG LAZERİN FARKLI ATIM SÜRELERİYLE UYGULANMASININ ETCH&RİNSE ADEZİV SİSTEMİ İLE KULLANILAN BİR KOMPOZİTİN MİNE VE DENTİNE MİKRO GERİLİM BAĞLANMA DAYANIKLILIĞI ÜZERİNE ETKİSİ

**Dt. Esra YAZICI**

**Tedavi Programı**
**DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI**
**Prof. Dr. Sevil GÜRGAN**

**ANKARA**
**2009**

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne:

Bu çalışma jürimiz tarafından Tedavi Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:
Danışman: Prof. Dr. Sevil Gürgan
Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Şükran Bolay
Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Jale Görücü
Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Arlin Kiremitçi
Hacettepe Üniversitesi

Üye: Doç. Dr. Cafer Türkmen
Marmara Üniversitesi

ONAY:
Bu tez, Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Hakan S. Orer
Enstitü Müdürü

# TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bana her konuda destek olarak ufkumu açan, bilimsel çalışmalarıma büyük bir özveri ve içtenlikle yol gösteren, ömrüm boyunca minnet ve şükranla anacağım çok değerli tez danışmanım, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Sayın Sevil Gürgan'a,

Hacettepe Üniversitesi'ndeki lisans ve doktora eğitimim boyunca değerli bilgilerini, yardımlarını ve katkılarını benden esirgemeyen değerli hocalarım Prof. Dr. Saadet Gökalp, Prof. Dr. Berrin Dayangaç, Prof. Dr. Alev Önen, Prof. Dr. Şükran Bolay, Prof. Dr. Gül Özgünaltay, Prof. Dr. Jale Görücü, Prof. Dr. Meserret Başeren, Prof. Dr. Arlin Kiremitçi, Doç. Dr. Nuray Attar, Doç. Dr. Rüya Yazıcı, Doç. Dr. Filiz Yalçın Çakır'a,

Pratik ve teorik lazer bilgilerimi borçlu olduğum, bilimsel çalışmalarımın her aşamasında değerli katkıları ve desteğiyle kapısını her konuda bana ardına kadar açan Prof. Dr. Norbert Gutknecht'e,

İçtenliği, yardımseverliği, bitmek tükenmek bilmez desteği ve çok değerli dostluğuyla, soğuk ülkenin sıcak insanı Leon Vanweersch'e,

Hayata ve her şeye inat, her türlü sevinç ve üzüntümde hep orada olacaklarını adım gibi bildiğim can dostlarım Evren Günaydın, Renan Endoğru, Murat Baş, Esra Delikaya, Ertan Taşkınsel, Duygu Tuncer, Tuğba Toz, Emel Karaman, Zeren Yıldırım, Yusuf Tuncer ve Çağlar Karaman'a ve bir aile sıcaklığı ile hep yanımda olarak, her konuda bana sonsuz destek ve moral veren, birlikte olmaktan büyük zevk duyduğum çok sevgili araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Sabır, destek ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeden, güzel yemeklerle karnımızı, sıcacık sohbetleriyle ruhumuzu doyuran, Diş Hastalıkları ve Tedavisi

Anabilim Dalının cefakar idari personeli ve biricik ablalarım Ayfer Bilgiç, İlkay Tanrıverdi, Veda Karagöz ve Ayşe Uragan'a,

Sayesinde köklerimi toprağa sımsıkı kenetleyerek, rüzgâr nereden ve nasıl eserse essin, eğilmeden dik kalmayı ve hayata hep gülerek bakmayı öğrendiğim babam Bekir Fırat'a,

Bana "aile olmanın" tarifsiz huzur ve mutluluğunu yaşatarak, her konuda sınırsız sevgi, destek, moral ve anlayış gösteren, hayatımı onları onurlandırmak için adadığım, canımdan çok sevdiğim biricik annem Sebahat Orhan'a, canım kardeşim Orhan Fırat'a, Yazıcı Ailesi'ne ve eşim Emre Yazıcı'ya,

Tüm kalbimle sonsuz teşekkür ederim.

Bu araştırma TUBİTAK BİDEB 2214 Doktora Öğrencileri İçin Yurtdışı Araştırma Bursu tarafından desteklenmiştir.

# ÖZET

**Yazıcı E. Er:YAG Lazerin Farklı Atım Süreleriyle Uygulanmasının Etch&Rinse Adeziv Sistemi ile Kullanılan Bir Kompozitin Mine ve Dentine Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılığı Üzerine Etkisi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tedavi Programı Doktora Tezi, Ankara, 2009.** Bu in vitro çalışmanın amacı Er:YAG (Fidelis III/Fotona) lazerin farklı atım süreleriyle uygulanmasının ardından, etch&rinse adeziv sistemi ile birlikte kullanılan bir nano-kompozitin (XP Bond 2/Dentsply) mine ve dentine mikro gerilim bağlanma dayanıklılığının değerlendirilmesidir. Çekilmiş insan molar dişleri, mine ve dentin örneklerinin hazırlanması amacıyla düzleştirilmiş ve yüzey uygulamalarına göre mine örnekleri (M) 9 gruba, dentin örnekleri (D) ise 7 gruba ayrılmıştır (n=11): M-K: üretici firma önerilerine göre asit uygulanmış ve kontrol olarak kullanılmıştır, M-SSP: 120 mJ, 10 Hz, SSP (50 µsn), M-SSP-A: 120 mJ, 10 Hz, SSP+asit, M-VSP: 120 mJ, 10 Hz, VSP (100 µsn), M-VSP-A: 120 mJ, 10 Hz, VSP+asit, M-SP: 120 mJ, 10 Hz, SP (150 µsn), M-SP-A: 120 mJ, 10 Hz, SP+asit, M-LP: 120 mJ, 10 Hz, LP (300 µsn), M-LP-A: 120 mJ, 10 Hz, LP+asit; D-K: üretici firma önerilerine göre asit uygulanmış ve kontrol olarak kullanılmıştır, D-SSP: 80 mJ, 10 Hz, SSP (50 µsn), D-SSP-A: 80 mJ, 10 Hz, SSP+asit, D-VSP: 80 mJ, 10 Hz, VSP (100 µsn), D-VSP-A: 80 mJ, 10 Hz, VSP+asit, D-SP: 80 mJ, 10 Hz, SP (150 µsn), D-SP-A: 80 mJ, 10 Hz, SP+asit. Lazer uygulamaları bilgisayar kontrolüyle hareket ettirilen bir sistem kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Etch&rinse adezivin uygulanmasından sonra, bir nano-seramik kompozit (CeramX Duo/Dentsply) kullanılarak kompozit bloklar (5x5x3 mm) oluşturulmuştur. Örnekler 1-$mm^2$'lik çubuklar elde edilecek şekilde kesilmiş ve her dişten rastgele seçilen 5 örneğe (n=30) universal bir test makinesi ile (Zwick/Zwick GmbH&Co. KG) mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi uygulanmıştır (1 mm/dk). Kırılma tipleri stereomikroskop ile, her gruptan beş örneğin yüzey yapısı, sagital kesitleri ve bağlanma ara yüzeyleri ise tarama elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir. Mikro gerilim testi verileri Welch-

ANOVA'yı takiben Dunnet T3 testi ile kırılma tiplerinin dağılımı ise Pearson Ki-kare testi ile değerlendirilmiştir (p=0.05). Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık değerleri mine ve dentin için, asit uygulandığında, sadece lazer uygulanmasından daha yüksek bulunmuştur. Mine grupları arasında en yüksek bağlanma dayanıklılığını M-SSP-A grubu göstermiştir (34.26±9.89 MPa) (p<0.05). Dentinde D-SP-A grubu en yüksek değerleri göstermiştir (37.28±9.12 MPa), ancak D-K grubu (31.85±10.34 MPa) ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p>0.05). Sadece lazer uygulanan gruplarda mikro gerilim bağlanma dayanıklılığı, uzun atım sürelerinin kullanılmasıyla azalmıştır. Lazer uygulamasının kullanılan atım süresine ve ilave olarak asit uygulanıp uygulanmamasına bağlı olarak mine ve dentine mikro gerilim bağlanma dayanıklılığını artırıp azaltabildiği sonucuna varılmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Er:YAG Lazer, Atım Süresi, Etch&Rinse Adeziv, Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılığı

**Destekleyen Kurumlar:** TÜBİTAK BİDEB 2214 (Doktora Öğrencileri için Yurtdışı Araştırma Bursu)

## ABSTRACT

**Yazici E. Micro Tensile Bond Strength of an Etch&Rinse Adhesive to Enamel and Dentin after Er:YAG Laser Treatment with Different Pulse Durations. Hacettepe University Health Sciences Institute PhD Thesis in Restorative Dentistry, Ankara, 2009**. The aim of this in vitro study was to evaluate micro tensile bond strength of a nano-composite which is used with an etch&rinse adhesive system (XP Bond 2/Dentsply) to enamel and dentin after treatment with Er:YAG laser (Fidelis III/Fotona) with different pulse durations. Extracted human molars were flattened to obtain enamel or dentin surfaces. The enamel specimens (E) were divided into 9 groups and the dentin specimens (D) into 7 groups according to the surface treatment (n=11); E-C: acid was applied according to manufacturers' instructions and used as control, E-SSP: 120 mJ, 10 Hz, SSP (50 µsec), E-SSP-A: 120 mJ, 10 Hz, SSP+acid, E-VSP: 120 mJ, 10 Hz, VSP (100 µsec), E-VSP-A: 120 mJ, 10 Hz, VSP+acid, E-SP: 120 mJ, 10 Hz, SP (150 µsec), E-SP-A: 120 mJ, 10 Hz, SP+acid, E-LP: 120 mJ, 10 Hz, LP (300 µsec), E-LP-A: 120 mJ, 10 Hz, LP+acid; D-C: acid was applied according to manufacturers' instructions and used as control, D-SSP: 80 mJ, 10 Hz, SSP (50 µsec), D-SSP-A: 80 mJ, 10 Hz, SSP+acid, D-VSP: 80 mJ, 10 Hz, VSP (100 µsec), D-VSP-A: 80 mJ, 10 Hz, VSP+acid, D-SP: 80 mJ, 10 Hz, SP (150 µsec), D-SP-A: 80 mJ, 10 Hz, SP+acid. Laser applications were performed by a computer-controlled motion control system to ensure uniform surface treatment. After application of etch&rinse adhesive, composite builtups (5x5x3 mm) were created with a nano-ceramic composite (CeramX Duo/Dentsply). The teeth were sectioned into serial 1-$mm^2$ sticks, and micro tensile bond strength was measured in 5 sticks from each teeth randomly selected (n=30) using a universal testing machine (1 mm/min) (Zwick/Zwick GmbH&Co. KG). Failure modes were determined under a stereomicroscope. Five specimens from each group were evaluated with scanning electron microscope for surface texture,

sagital cross-section view and adhesive interface. Micro tensile bond strength test data were analyzed by Welch-ANOVA followed by Dunnet T3 tests and failure mode distributions were analyzed by Pearson Chi-square test ($p=0.05$). Micro tensile bond strength was greater for enamel and dentin after additional acid etching than laser irradiation alone. E-SSP-A group exhibited the highest micro tensile bond strength for enamel (34.26 ±9.89 MPa) ($p<0.05$). D-SP-A group showed the highest value (37.28±9.12 MPa) but the difference was not significant in comparison to D-C (31.85±10.34 MPa) ($p>0.05$). The micro tensile bond strength of laser irradiated but not acid etched groups decreased when longer pulse durations were used. As a conclusion, laser treatment could enhance or impaire the micro tensile bond strength to enamel and dentin depending on the pulse duration used and additional acid application.

**Keywords:** Er:YAG Laser, Pulse Duration, Etch&Rinse Adhesive, Micro Tensile Bond Strength

Supported by TÜBİTAK BİDEB 2214 programme.

# İÇİNDEKİLER


| | Sayfa |
|---|---|
| ONAY SAYFASI | iii |
| TEŞEKKÜR | iv |
| ÖZET | vi |
| ABSTRACT | viii |
| İÇİNDEKİLER | x |
| SİMGELER VE KISALTMALAR | xiv |
| ŞEKİLLER | xvii |
| TABLOLAR | xxii |
| 1. GİRİŞ | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER | 3 |
| 2.1. Lazerler ve Temel Lazer Fiziği | 3 |
| 2.1.1. Işık, Elektromanyetik Dalgalar ve Elektromanyetik Spektrum | 3 |
| 2.1.2. Lazerin Tanımı ve Tarihçesi | 5 |
| 2.1.3. Atom, Soğurulma, Salınım ve Uyarılmış Salınım | 6 |
| 2.1.4. Lazerin Çalışma Prensibi ve Lazer Işığının Oluşumu | 7 |
| 2.1.5. Lazer Sistemlerinin Bileşenleri | 8 |
| 2.1.6. Lazer Işığının Özellikleri | 9 |
| 2.1.7. Lazer Işığının Dokuya Etkileri | 11 |
| 2.1.8. Lazerin Fotobiyolojik Etkileri | 12 |
| 2.1.8.1. Fotokimyasal Etkiler | 12 |
| 2.1.8.2. Fototermal Etkiler | 13 |
| 2.1.8.3. Fotomekanik ve Fotoelektriksel Etkiler | 13 |
| 2.1.9. Lazer Doku Etkileşimine Etki Eden Faktörler | 14 |
| 2.1.10. Lazer Parametreleri | 15 |
| 2.1.10.1. Dalga Boyu | 15 |
| 2.1.10.2. Çalışma Yöntemi | 17 |
| 2.1.10.3. Dozimetre ve Lazer Parametrelerinin Tanımları | 19 |

2.1.10.4. Spot Alanı ve Lazer Demet Profili 20
2.1.11. Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması 22
2.1.11.1. Lazer Aktif Maddesine Göre 22
2.1.11.2. Lazer Işığının Çalışma Yöntemine Göre 23
2.1.11.2. Lazer Işığının Dalga Boyuna Göre 23
2.1.11.3. Lazer Işığının Enerjisine Göre 23
2.1.12. Diş Hekimliği Uygulamalarında Lazer Güvenliği 23
2.1.12.1. Lazer Güvenliği ile İlgili Standartlar 23
2.1.12.2. Lazer Risk Sınıflaması 25
2.1.12.3. Lazerlerin Oluşturabileceği Hasarlar 27
2.1.12.3.1. Birincil Hasarlar 27
2.1.12.3.2. İkincil Hasarlar 27
2.1.12.4. Lazerlerin Güvenli Kullanımı İçin Uyulması Gereken Kurallar 29
2.1.13. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler 32
2.2. Adeziv Diş Hekimliği 34
2.2.1. Adezyon (Bağlanma) 34
2.2.2. Mineye Bağlanma 36
2.2.3. Dentine Bağlanma 37
2.2.4. Adeziv Sistemler 39
2.2.4.1. Etch&Rinse (Asidi Yıkanan) Adeziv Sistemler 40
2.2.4.2. Self-Etch (Asidi Yıkanmayan veya Kendiliğinden Asitli) Adeziv Sistemler 41
2.2.4.3. Cam İyonomer Adeziv Sistemler 41
2.2.5. Kompozit Rezinler 42
2.3. Bağlanma Dayanıklılık Testleri 44
2.3.1. Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Testi (Shear Bond Strength Test) 45
2.3.2. Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi (Tensile Bond Strength Test) 45
2.3.3. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi 45

(Micro Tensile Bond Strength Test)
3. GEREÇ VE YÖNTEM 47
3.1. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi 48
3.1.1. Mine ve Dentin Örneklerinin Hazırlanması 48
3.1.2. Demet Profil Ölçümleri 50
3.1.3. Mine ve Dentin Örneklerinin Yüzeylerinin Hazırlanması 52
3.1.4. Kompozit Blokların Hazırlanması 55
3.1.5. Mine-Kompozit ve Dentin-Kompozit Çubuklarının Elde Edilmesi 56
3.1.6. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi 57
3.1.7. Kırılma Tipi Analizi 58
3.2. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri 59
3.2.1. Yüzey İncelemeleri 59
3.2.1. Sagital Kesit İncelemeleri 60
3.2.3. Kompozit Rezin-Diş Bağlanma Ara Yüzeylerinin İncelenmesi 61
3.3. İstatistiksel Değerlendirme 62
4. BULGULAR 63
4.1. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi Bulguları 63
4.1.1. Mine Gruplarında Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi Bulguları 63
4.1.2. Dentin Gruplarında Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi Bulguları 64
4.2. Kırılma Tipi Bulguları 66
4.2.1. Mine Gruplarında Kırılma Tipi Bulguları 66
4.2.2. Dentin Gruplarında Kırılma Tipi Bulguları 67
4.3. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları 69
4.3.1. Yüzey Bulguları 69
4.3.1.1. Mine Gruplarında Yüzey Bulguları 69
4.3.1.2. Dentin Gruplarında Yüzey Bulguları 72
4.3.2. Sagital Kesit Bulguları 75
4.3.2.1. Mine Gruplarında Sagital Kesit Bulguları 75

4.3.2.2. Dentin Gruplarında Sagital Kesit Bulguları 78
4.3.3. Kompozit Rezin-Diş Bağlanma Ara Yüzeyi Bulguları 81
4.3.3.1. Kompozit Rezin-Mine Bağlanma Ara Yüzeyi Bulguları 81
4.3.3.2. Kompozit Rezin-Dentin Bağlanma Ara Yüzeyi Bulguları 83
5. TARTIŞMA 86
6. SONUÇLAR 105
KAYNAKLAR 106

## SİMGELER VE KISALTMALAR

| | |
|---|---|
| **A** | Asit |
| **AALZ** | Aachen Dental Lazer Center |
| **AEL** | Accessible emission limits |
| **ANSI** | American National Standards Institute |
| **BİDEB** | Bilim İnsanını Destekleme Daire Başkanlığı |
| **Bis-GMA** | Bisfenol glisidil metakrilat |
| **C** | Işık hızı |
| **$^0$C** | Santigrat derece |
| **CE** | Conformité Européenne |
| **cm** | Santimetre |
| **cm$^2$** | Santimetrekare |
| **$CO_2$** | Karbon dioksit |
| **D** | Dentin |
| **dk** | Dakika |
| **DNA** | Deoksi ribo-nükleik asit |
| **E** | Enerji |
| **EGDMA** | Etilen glikol dimetakrilat |
| **EN** | European standards |
| **Er,Cr:YSGG** | Erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet |
| **Er:YAG** | Erbium: yttrium-aluminium-garnet |
| **f** | Frekans |
| **FDA** | Food and Drug Administration |
| **GaAlAs** | Gallium-aluminium-arsenide |
| **GaAs** | Gallium-arsenide |
| **HEMA** | 2-Hidroksietil metakrilat |
| **h** | Planck sabiti |
| **HeNe** | Helium-neon |
| **Ho:YAG** | Holmium:yttrium-aluminium-garnet |

| | |
|---|---|
| **Hz** | Hertz |
| **IADS** | International American Dental Society |
| **IEC** | International Electrotechnical Comission |
| **ISO** | International Organization for Standardization |
| **IR** | Infrared |
| **J** | Joule |
| **kgf** | Kilogram force |
| **M** | Mine |
| **MASER** | Microwave Amplification of Stimulated Emission of Radiation |
| **mJ** | Milijoule |
| **mm** | Milimetre |
| **mW** | Miliwatt |
| **MPa** | Megapaskal |
| **MPE** | Maximum permissible exposures |
| **NaOCl** | Sodyum hipoklorid |
| **Nd:YAG** | Neodmium: yttrium-aluminium-garnet |
| **nm** | Nanometre |
| **LASER** | Light Amplification of Stimulated Emission of Radiation |
| **LGG** | Lazer güvenlik görevlisi |
| **LP** | Long pulse |
| **LSO** | Laser safety officer |
| **P** | Güç |
| **PPs** | Pulse per second |
| **RNA** | Ribo nükleik asit |
| **RPM** | Revolutions per minute |
| **SD** | Standart Deviasyon |
| **SEM** | Tarama Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscopy) |
| **SI** | Uluslararası Birimler Sistemi (Système International d'unités) |
| **SiC** | Silikon karbit |
| **sn** | Saniye |

| | |
|---|---|
| **SSP** | Super short pulse |
| **SP** | Short pulse |
| **t** | Zaman |
| **TEGDMA** | Trietilen glikol dimetakrilat |
| **TEM** | Transvers Elektromanyetik Mod |
| **TÜBİTAK** | Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu |
| **UDMA** | Üretan dimetakrilat |
| **USA** | United States of America |
| **UV** | Ultraviolet |
| **V** | Hız |
| **VIS** | Visual |
| **VSP** | Very short pulse |
| **Xo** | Fokus noktasındaki demet yarıçapı |
| **W** | Watt |
| **Wo** | Demet aksındaki en düşük değer, demet beli |
| $\mathbf{W_{(z)}}$ | Enerji yoğunluğunun $1/e^2$=0.135'e düştüğü demet çapı |
| $\mathbf{Z_R}$ | Rayleigh oranı |
| **γ** | Gama |
| **λ** | Dalga boyu |
| $\mathbf{1/e^2}$ | Gauss parametresi |
| **%** | Yüzde |
| **µm** | Mikrometre |
| **µsn** | Mikrosaniye |
| **µsec** | Microsecond |
| **µW** | Mikrowatt |

# ŞEKİLLER

**Sayfa**

2.1.1. Elektromanyetik spektrum 5

2.1.2. Lazer sistemlerinin bileşenleri 9

2.1.3. Lazer ışığının doku üzerine etkileri 11

2.1.4. Lazer ışığının dokuya etkilerinin güç yoğunluğu ve süre ile ilişkisi 14

2.1.5. Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin dalga boyları ve elektromanyetik spektrumdaki yerleri 16

2.1.6. Biyolojik doku bileşenlerinin çeşitli dalga boylarını soğurma katsayıları 16

2.1.7. Aynı miktarda enerjinin farklı atım sürelerinde iletilmesinin maksimum güce etkisi 18

2.1.8. Farklı atım sürelerinin diş dokusunu uzaklaştırma üzerine etkisi 18

2.1.9. Gauss demet profili ve $TEM_{00}$ modu 21

2.1.10. Demet çapı ve spot alanı 21

3.1.1. Mine ve dentin örneklerinin hazırlanması 49

A. Kesme makinesi

B. Mine örneklerinin hazırlanmasında kullanılmak üzere dişlerin meziyodistal yönde ikiye ayrılması

C. Dentin örneklerinin elde edilebilmesi için dişlerin okluzal üçlülerinin uzaklaştırılması

D. Polisaj makinesi

E. Su soğutması altında aşındırma ve polisaj işlemlerinin yapılması

F. Bilgisayar destekli stereomikroskop

G. Pulpanın açığa çıkması nedeniyle çalışmadan çıkarılan dentin örneği

H. Dentin dokusunun açığa çıkması nedeniyle çalışmadan çıkarılan mine örneği

I. Dentin örnekleri

J. Mine örnekleri
3.1.2. A. Knife Edge demet profil ölçümünün yapıldığı sabit düzenek 51
B,C. Demet profil ölçüm değerlerinin Sigmoid ve Gauss demet profiline uygunluğunun tespiti
3.1.3. A. FieldMaster radyometre cihazı 55
B. Lazer cihazının enerjisinin radyometre ile ölçülmesi
C. Örneğin sabit düzenek üzerine yerleştirilmesi
D. Bilgisayar destekli sabit düzenek yardımıyla örneğin homojen bir şekilde irradiye edilmesi
E. Lazer uygulanan bir dentin örneğinin stereomikroskop sagital görüntüsü
F. Lazer uygulanan bir dentin örneğinin stereomikroskop yüzey görüntüsü
3.1.4. A, B. Silikon rehber yardımıyla kompozit blokların oluşturulması 56
C. Mine örnekleri için hazırlanan kompozit blokları
3.1.5. A. Kökü kesilmiş dentin örneği 57
B. Mine örneklerinin lamlar üzerine pembe mumla sabitlenmesi
C. Dentin örneklerinin lamlar üzerine pembe mumla sabitlenmesi
D. Kesme makinasıyla örneklerin kesilmesi
E. 1'er mm aralıkla vertikal kesimlerin tamamlanması
F. Elde edilen 1x1x6 boyutlarındaki çubuklar
3.1.6. A. 1x1x6 boyutlarındaki çubuklar için özel olarak hazırlanan mikro gerilim aparatı 58
B. Mikro gerilim çubuklarının siyanoakrilat ile yapıştırılması
C. Gerilim ölçer cihazı ve mikro gerilim aparatının test için gerilim ölçere yerleştirilmesi
D. Mikro gerilim testi sonucu oluşan kopma
3.1.7. A. Adeziv rezinde başarısızlık 59
B. Karma (adeziv-kompozit-diş dokusunda) başarısızlık
C. Kompozitte koheziv başarısızlık

D. Minede koheziv başarısızlık
3.2.1. Yüzey ve sagital kesit incelemelerinde kullanılan SEM cihazı 59
3.2.2. A. Kırılmayı kolaylaştırmak için dentin örneğinin arka kısmında çentik oluşturulması 60
B. Kırılmayı kolaylaştırmak için mine örneğinin arka kısmında çentik oluşturulması
C. Örneklerin şok olarak dondurulması için sıvı azota atılması
D. Sagital kesit incelemeleri için örneklerin SEM cihazının taşıyıcı aparatına yerleştirilmesi
3.2.3. A. Altınla kaplanmış örnekler 61
B. Kompozit rezin-diş bağlanma ara yüzeylerinin incelenmesinde kullanılan SEM cihazı
4.1.1. Mine örneklerinin mikro gerilim bağlanma dayanıklılık değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi 64
4.1.2. Dentin örneklerinin mikro gerilim bağlanma dayanıklılık değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi 66
4.2.1. Mine örneklerinde oluşan kırılma tiplerinin dağılımının grafiksel olarak gösterilmesi 67
4.2.2. Dentin örneklerinde oluşan kırılma tiplerinin dağılımının grafiksel olarak gösterilmesi 68
4.3.1.1. Mine örneklerinin yüzeylerinin SEM fotoğrafları 70
A, B. Polisaj uygulanmış mine yüzeyi (X300, X1000)
C, D. M-K (X300, X1000)
E, F. M-SSP (X300, X1000)
G, H. M-SSP-A (X300, X1000)
I, J. M-VSP (X300, X1000)
K, L. M-VSP-A (X300, X1000)
M, N. M-SP (X300, X1000)
O, P. M-SP-A (X300, X1000)
R, S. M-LP (X300, X1000)

T, U. M-LP-A (X300, X1000)
4.3.1.2. Dentin örneklerinin yüzeylerinin SEM fotoğrafları 73
A, B. Polisaj uygulanmış dentin yüzeyi (X300, X1000)
C, D. D-K (X300, X1000)
E, F. D-SSP (X300, X1000)
G,H. D-SSP-A (X300, X1000)
I, J. D-VSP (X300, X1000)
K, L. D-VSP-A (X300, X1000)
M, N. D-SP (X300, X1000)
O, P. D-SP-A (X300, X1000)
4.3.2.1. Mine örneklerinin sagital kesitlerinin SEM fotoğrafları 76
A, B. Polisaj uygulanmış mine yüzeyi (X300, X1000)
C, D. M-K (X300, X1000)
E, F. M-SSP (X300, X1000)
G, H. M-SSP-A (X300, X1000)
I, J. M-VSP (X300, X1000)
K, L. M-VSP-A (X300, X1000)
M, N. M-SP (X300, X1000)
O, P. M-SP-A (X300, X1000)
R, S. M-LP (X300, X1000)
T, U. M-LP-A (X300, X1000)
4.3.2.2. Dentin örneklerinin sagital kesit SEM fotoğrafları 79
A, B. Polisaj uygulanmış dentin yüzeyi (X300, X1000)
C, D. D-K (X300, X1000)
E, F. D-SSP (X300, X1000)
G,H. D-SSP-A (X300, X1000)
I, J. D-VSP (X300, X1000)
K, L. D-VSP-A (X300, X1000)
M, N. D-SP (X300, X1000)
O, P. D-SP-A (X300, X1000)

4.3.3.1. Kompozit rezin-mine bağlanma ara yüzeylerinin SEM fotoğrafları (X1500) 81
A. M-K
B. M-SSP
C. M-SSP-A
D. M-VSP
E. M-VSP-A
F. M-SP
G. M-SP-A
H. M-LP
I. M-LP-A
4.3.3.2. Kompozit rezin-dentin bağlanma ara yüzeylerinin SEM fotoğrafları (X1500) 84
A. D-K
B. D-SSP
C. D-SSP-A
D. D-VSP
E. D-VSP-A
F. D-SP
G. D-SP-A

# TABLOLAR


| | Sayfa |
|---|---|
| 2.1.1. Lazer risk sınıflaması | 26 |
| 3.1.1. Kullanılan materyaller | 47 |
| 3.1.2. 13 farklı uzaklıkta gerçekleştirilen Knife Edge demet çapı ölçüm değerleri, ortalama demet çap ve yarıçapları | 51 |
| 4.1.1. Mineye mikro gerilim bağlanma dayanıklılık değerleri (MPa) | 63 |
| 4.1.2. Dentine mikro gerilim bağlanma dayanıklılık değerleri (MPa) | 65 |
| 4.2.1. Mine örneklerinde oluşan kırılma tipleri ve kırılma tiplerinin satır ve sütun yüzdeleri | 67 |
| 4.2.2. Dentin örneklerinde oluşan kırılma tipleri ve kırılma tiplerinin satır ve sütun yüzdeleri | 68 |

## 1. GİRİŞ

Sağlık hizmetleri alanında teknolojinin hızla gelişmesi teşhis, tedavi ve araştırma alanlarında yeni olanaklar sağlamıştır. 1960'lı yılların başında Theodore Maiman tarafından Ruby lazerin keşfinin ardından, lazer sistemleri bilim tarihinde önemli bir yere sahip olmuş, 1980`lerden itibaren de diş hekimliğinde lazer kullanımı yaygınlaşmıştır (1,2). Önceleri, lazerlerin kullanım alanı yumuşak doku tedavileriyle sınırlı kalmıştır. Sert dokularda etkin kesim yapabilme ve termal hasar vermeden doku uzaklaştırma konularındaki zorluklar 1987'de, irradyasyonla su soğutması kombine edilerek oluşturulan hidrokinetik sistemle çalışan erbiyum lazerlerin, sert ve yumuşak dokularda minimal termal etki göstererek, mine ve dentinle beraber çürüğü etkin şekilde uzaklaştırılabileceğinin gösterilmesiyle aşılmıştır. 1997'de, erbiyum lazerlerin çürüğün uzaklaştırılması, kavite preparasyonu ve mine ve dentinin pürüzlendirilmesi amaçlarıyla kullanımı FDA (Food and Drug Administration) tarafından onaylanmıştır (3). Günümüzde lazerler restoratif dişhekimliğinde; eski estetik restorasyonların diş dokularına zarar vermeden seçici olarak sökülmesinde, diş dokularının asit ataklarına karşı direncinin ve çürüğe karşı dayanıklılığın arttırılmasında (4,5), mine ve dentin dokularının pürüzlendirilmesinde (6-9), mikrosızıntının azaltılmasında (10), restorasyonların polimerizasyonunda, çürük teşhisinde, kavite preparasyonunda (9,11,12), çürük dokuların seçici olarak uzaklaştırılmasında, kavite sterilizasyonunda, pulpa kaplamalarında, renklenmelerin giderilmesinde (13), dişeti konturlarının düzeltilmesinde, kron boyunun uzatılmasında, analjezi oluşturulmasında, post-operatif duyarlılığın önlenmesinde ve dentin aşırı duyarlılığının giderilmesinde güvenle kullanılmaktadır (14).

Diş sert dokularının lazer kullanılarak pürüzlendirilmesinin, asitle pürüzlendirme işlemine alternatif olabileceği ortaya koyulduktan sonra (8,15-22), lazerlerin diş dokuları üzerinde oluşturabileceği morfolojik değişiklikler ve restorasyonların kalitesini arttırmadaki etkileri, araştırmacılar için büyük ilgi konusu olmuştur. Yapılan çalışmalar mine ve dentine lazer uygulanması

sonucu oluşan morfolojik değişikliklerin görüntüsünün, asitle pürüzlendirme sonucu oluşan görüntülere benzer olduğunu göstermiştir (16-19). Lazerle yapılan pürüzlendirme işlemi sonrasında, asitle yapılan pürüzlendirme işleminin aksine, dentinin kalsifiye matriksinin bozulmadığı ve yüzeyden çok az madde uzaklaştırıldığı (12), mine ve dentinin lazerle pürüzlendirilmesi sonucu smear tabakasının ortadan kalktığı, bunun da etkin bir bağlanmaya olanak tanıdığı rapor edilmiştir (6,18,19,23-27). Ayrıca, lazer irradyasyonu kalsiyum/fosfat oranını değiştirip, karbonat/fosfat oranını düşürdüğünden, lazerle pürüzlendirme sonucunda elde edilen yüzeylerin aside ve çürüğe karşı dirençli olduğu bildirilmiştir (27-33).

Tüm bu ümit verici gelişmelere rağmen, literatür incelendiğinde Erbiyum lazerlerin uygulandığı diş sert dokularına bağlanma ile ilgili farklı bilgiler mevcuttur. Diş yüzeylerinin lazerle pürüzlendirilmesinin yaratacağı morfolojik değişiklikler, kullanılan lazer sistemine ve uygulanan parametrelerine bağlı olarak değişiklik gösterebilmektedir (34-38). Mevcut araştırmalarda ise, kullanılan lazer parametrelerinde çelişkiler görülmektedir (19,22,24,39-45). Lazerlerle diş yüzeylerinin etkili ve doğru şekilde pürüzlendirilmesi için mine ve dentin dokularına uygulanabilecek en uygun parametrelerin belirlenmesi, çok daha etkili bir bağlanmaya olanak tanıyacaktır. Bu parametrelerin bulunması sonucunda, asidi yıkanan "etch&rinse" adezivlerin uygulanmasında temel olan, asitle pürüzlendirme aşaması elimine edilebilecektir.

Bu nedenle bu *in vitro* çalışmada, kullanılan enerji ve frekans sabit kalmak koşuluyla, farklı Er:YAG (Erbium:yttrium-aluminium-garnet) lazer atım sürelerinin, etch&rinse adezivle kullanılan bir nano-kompozitin mine ve dentine asit uygulanarak veya uygulanmadan mikro gerilim bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisinin değerlendirilmesi, kırılma tiplerinin, irradiye edilen yüzeylerin ve bağlanma ara yüzeylerinin incelenmesi amaçlanmıştır.

# 2. GENEL BİLGİLER

## 2.1. Lazerler ve Temel Lazer Fiziği

Işığın tanecik yapısını, elektromanyetik dalgaların özelliklerini ve elektromanyetik spektrumu bilmek, temel lazer fiziğini anlamak için gereklidir.

### 2.1.1. Işık, Elektromanyetik Dalgalar ve Elektromanyetik Spektrum

Atomlardan çeşitli şekillerde ortaya çıkan enerji türleri ve bunların yayılma şekilleri **elektromanyetik dalgalar** olarak adlandırılır. **Işık**, doğrusal dalgalar halinde yayılan elektromanyetik dalgalara verilen addır (46,47). Atomun çok küçük parçacıklarının dalgalanarak yayılması olarak da tanımlanabilir. Mikroskopla incelendiğinde, ışığın birbirinden bağımsız çok sayıda enerji paketçikleri şeklinde olduğu görülür. Einstein ve Planck; elektromanyetik dalganın toplam enerjisini oluşturan bu enerji paketlerini, **ışık kuantumu** veya **foton** olarak adlandırmışlardır (47,48). Fotonların kütleleri yoktur, boşlukta ışık hızında enerji paketleri şeklinde yol alırlar. Etkileşimlere parçacık olarak girebilir, ancak dalga olarak yayılırlar (49).

**Dalga boyu,** bir dalga örüntüsünün tekrarlanan birimleri arasındaki mesafedir. Yaygın olarak Yunanca "λ" harfi ile gösterilmektedir. **Frekans** veya **titreşim sayısı*;*** bir olayın birim zaman (maksimum 1 saniye) içinde hangi sıklıkla, kaç defa tekrarlandığının ölçümüdür ve *"f"* ile gösterilir. Uluslararası birim sisteminde (SI) frekansın birimi, Hertz (Hz) dir. Bir dalganın frekansı, dalga boyuyla ilişkilidir. Dalga boyuyla frekansın çarpımı, o dalganın hızını (V) belirler (V= f x λ). Dolayısıyla dalga boyu bilinen bir dalganın frekansı bu ilişki kullanılarak belirlenebilir (46,50).

Elektromanyetik bir dalga olan ışık, boşlukta "c" ile gösterilen ışık hızıyla (yaklaşık 300.000 km/sn) hareket ettiği için bu denklem; f= c/λ ifadesine dönüşür. Sinüzoidal yayılımdaki hız, frekans ve dalga boyu parametreleri fotonun yayılımını açıklamaktadır (49,50). Foton enerjisi (E); *h* Planck sabiti olmak üzere aşağıdaki formülle ifade edilir (50):

$$E_f = hf = \frac{hc}{\lambda}$$

Işığın ve tüm diğer elektromanyetik dalgaların temel olarak üç özelliği vardır:

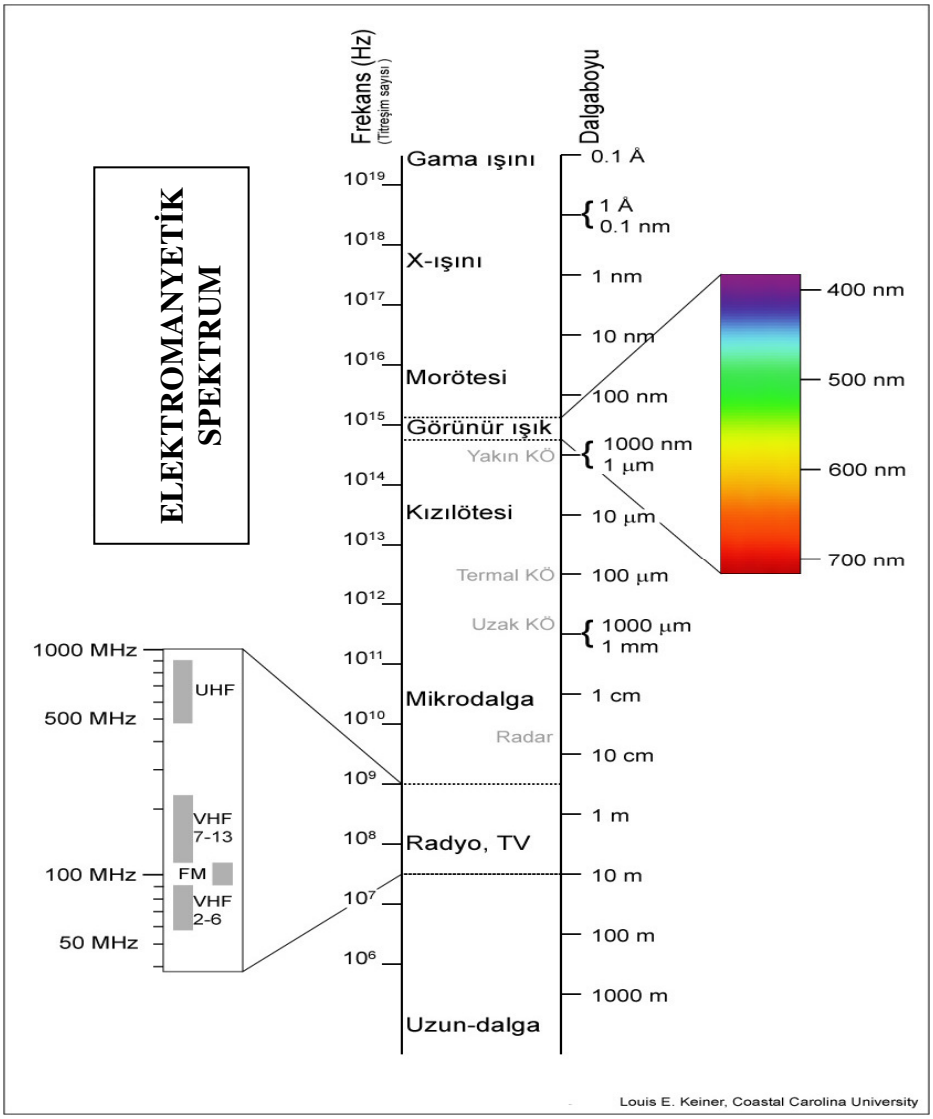
- **Frekans:** Dalga boyu ile ters orantılıdır, insan gözü bu özelliği *renk* olarak algılar.
- **Şiddet:** Genlik olarak da geçer, insan gözü tarafından *parlaklık* olarak algılanır.
- **Polarite:** Titreşim açısıdır, normal şartlarda insan gözü tarafından algılanmaz.

Ayrıca; görülebilir ışık için geçerli olan bütün fizik kuralları tüm elektromanyetik dalgalar için de geçerlidir. Buna göre;

- Boşlukta düz bir çizgi boyunca yayılırlar.
- Hızları ışık hızına eşittir.
- Geçtikleri ortama; frekanslarıyla doğru orantılı, dalga boylarıyla ters orantılı olmak üzere enerji aktarırlar.
- Enerjileri; maddeyi geçerken, soğurulma ve saçılma nedeniyle, boşlukta ise uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak azalır (49).

İçinde X ve γ ışınlarının ve görülebilir ışığın da bulunduğu elektromanyetik dalgalar, dalga boyları ve frekanslarına göre; **elektromanyetik spektrumu** oluştururlar (Şekil 2.1.1.). Bu spektrumun bir ucunda dalga boyları en büyük, enerjileri ve frekansları ise en küçük olan radyo dalgaları bulunur. Diğer ucunda ise; dalga boyları çok küçük, fakat enerji ve frekansları büyük olan **X** ve **γ** ışınları yer alır. Dalga boyu kısa olan ışıklar güçlü (örneğin gama ışınları), uzun olan ışıklar ise zayıf ışıklardır (örneğin radyo dalgaları). Bu nedenle gama ışınları öldürücü iken radyo dalgalarının canlılar üzerinde hiçbir etkisi olmaz. Elektromanyetik spektrumun algılayabileceğimiz bölümü olan görünür ışık, spektrumun çok dar bir bölümünü oluşturur (380-780 nm dalga boyları arası). Bununla birlikte,

bilimsel terminolojide gözle görünmeyen dalga boylarına da ışık denilebilir. Normal ışık, dalga boyları muhtelif, rengârenk, yani farklı faz ve frekansa sahip dalgalardan meydana gelir. Optik frekans bölgesi yaklaşık olarak bir trilyon hertz ile üç bin trilyon hertz arasında yer alır. Bu bölge, kızıl ötesi ışıkları, görünür ışıkları ve elektromanyetik spektrumun morötesi ışıklarını kapsar (47,49,50).




Şekil 2.1.1. Elektromanyetik spektrum

### 2.1.2. Lazerin Tanımı ve Tarihçesi

"LASER" kelimesi, İngilizce "Light Amplification by Stimulated Emmission of Radiation" kelimelerinin baş harflerinden türetilmiş bir

kısaltmadır ve dilimizde karşılığı “radyasyon salınımının (emisyonunun) uyarılması ile ışık şiddetinin arttırılması”dır. Bu kelime IADS (International American Dental Society) terimleri arasına girmiştir. Türkçe telaffuzuna uyumu açısından burada “lazer” yazılışı kullanılmıştır.

Lazer ışını teorisi, 1916’da Albert Einstein (51) tarafından ortaya konulan “Kuantum Teorisi”ne dayanır. Bu teoriye göre Einstein; algıladığımız maddelerin klasik fizikte sanıldığı gibi durgun bir yapısının olmadığını belirtmiştir. Cansız gibi görünen maddelerin elementer parçacıklarının canlı özellik gösterdiğini, yani hareket halinde olduğunu ve eğer uygun boyuttaki bir foton (ışığı oluşturan en küçük parçacık) daha önce uyarılmış bir moleküle çarparsa, aynı boyutlarda başka bir foton yayabileceğini ileri sürmüştür. Bu teori, radyasyonun kendiliğinden ve uyarılmış salınımı teorisinin gelişiminin temelini oluşturmuştur. 1951 yılında, uyarılmış salınım teorisine dayanan ilk cihaz olan “MASER”ı (Microwave Amplification of Stimulated Emission of Radiation) keşfeden Amerikalı fizikçi Charles Hard Townes, 1958 yılında “maser prensibi”nin; içinde ışığın da bulunduğu herhangi bir dalga boyundaki bütün elektromanyetik dalgalara uygulanabileceğini belirtmiştir (52). 1960’da Theodore Maiman tarafından yakut (ruby) kristali ile yapılan ilk çalışan “LAZER”’in keşfinden bir yıl sonra, neodmiyum lazerin keşfiyle, lazer sistemleri literatürde bir yere sahip olmuş ve daha sonraları farklı dalga boylarında lazer sistemleri geliştirilmiştir (12,47,53).

### 2.1.3. Atom, Soğurulma, Salınım ve Uyarılmış Salınım

Niels Hendrik Bohr (54), 1913 yılında yeni bir atom modeli öne sürmüştür. Buna göre, **atom** herhangi bir maddenin en küçük birimidir. Her atomun pozitif yüklü protonlardan oluşan bir çekirdeği ve çekirdekten uzak, yörüngelerinde hareket halinde olan negatif yüklü elektronları vardır. Her proton çekirdekten belli uzaklıkta bulunan bir elektronla dengelenmiştir.

Doğada, fiziğin temel ilkelerinden biri de, “kararlı dengelerin minimum enerjide oluşma ilkesi"dir. Bu ilkeye göre her cisim en küçük enerji düzeyinde kalma eğilimi gösterir. Aynı atomlardan oluşan bir elementin atomlarının

enerji dağılımına bakıldığında, en düşük enerji düzeyindeki atomların sayısının, üst enerji düzeyindeki atomların sayısından daha büyük olduğu görülür. Elektronların çekirdeğe en yakın oldukları durum, atomun en küçük enerjili olduğu durumdur ve **bazal durum** (ground state) olarak adlandırılır.

Bazal enerji düzeyindeki bir atoma dışarıdan enerji verildiğinde, bu enerji elektronlar tarafından **soğurulur** (absorption) ve elektronlar daha yüksek enerjili bir yörüngeye taşınır. Böylece atom uyarılmış ve kararsız bir hale geçer. Uyarılarak $E_2$ seviyesine çıkan elektron burada bir süre kaldıktan sonra, tekrar denge hali olan $E_1$ seviyesine inmek isteyecektir. Elektron bu seviye değişimi sırasında enerji farkı kadar bir foton salar ve bu olaya **anlık salınım** (spontaneous emission) adı verilir (47,51).

**Uyarılmış salınım**da ise; uyarılarak enerji seviyesi E1'den E2'ye yükseltilen atom enerjisini geriye foton olarak yaymaya başlarken, atoma bir foton daha çarptırılırsa birbiri ile aynı özellikte iki foton salınır. Uyarılmış salınımın en önemli özelliği, gelen foton ve uyarılmış elektrondan gelen fotonun aynı frekansta aynı fazda ve aynı polarizasyon doğrultusunda yani koharent olmasıdır (47,51,55).

### 2.1.4. Lazerin Çalışma Prensibi ve Lazer Işığının Oluşumu

Lazer ışığının oluşturulmasının temeli, uyarılmış salınımdır (56,57). Lazerin çalışması için, enerji seviyesi düşen atomların uyarılarak enerji seviyelerine yükseltilmesi gerekir. Bu durum ise normal olarak atomların enerji seviyesi dağılımının tersidir. Bu nedenle, lazerin çalışması için gerekli durum **tersine çevrilmiş dağılım** olarak isimlendirilir. Tersine çevrilmiş dağılımı ortaya çıkarmak için lazer ortamına enerji aktarma yani **pompalama** işlemi kullanılır. Pompalama işlemi, gaz genişleme pompalaması (ses hızı üstü gaz genişlemesi yoluyla), optik pompalama (yüksek frekanslı yoğun ışınların salınımı ile), elektriksel pompalama (elektrik akımı yardımı ile) veya çarpışma pompalaması (elektron-atom veya atom-atom çarpıştırılması ile) ile gerçekleştirilir (57).

Lazer ışığı üreten bir kaynakta, atomların veya moleküllerin toplandığı bir aktif ortam gereklidir. Seramik veya cam bir tüp içerisinde katı, sıvı veya gaz materyallerden oluşan bu aktif ortamın yapısını oluşturan atomların en son yörüngelerindeki elektronlarına dışarıdan enerji verilerek bir üst yörüngeye çıkması sağlanır. Verilen enerji kesildiği zaman elektron tekrar kararlı konumuna geçer (bir alt yörüngeye düşer). Bu sırada kazanmış olduğu enerjiyi foton şeklinde yayar. Yayılan bu enerji, aktif ortamın iki tarafında bulunan yansıtmalı aynalar ile kendi ortamında döndürülür. Bu fotonların diğer uyarılmış atomlara çarpması, "uyarılmış salınım" sürecini başlatır. Bu işlem elektronların tekrar tekrar uyarılması ile iki paralel ayna arasında aynı fazlı fotonların toplanması şeklinde devam eder. Böylece eş fazda, şiddeti artarak uyarılmış ve o atomun frekans (renk) karakteristiklerini taşıyan güçlü bir foton demeti (ışık) elde edilir. Bu ışıklar aynı fazda, aynı frekansta ve aynı yönde olduklarından adeta birbirine yan yana yapışıktır. Lazer aktif ortamının iki ucundaki paralel aynalarla yönlendirilen ve şiddeti bu şekilde artan tek dalga boyundaki lazer ışığı, kısmi geçirgen (~ %25) olan aynadan bir Q anahtarı yardımı ile açığa çıkar (Şekil 2.1.2). Böylece, ışık bir dağıtım cihazında birleştirilebilir ve cerrahi bir ışık olarak kullanılabilir. Lazer ışığındaki şiddet artışının esası, işte bu milyonlarca küçük enerji paketçiklerinin (fotonların) çok dar bir hüzme halinde, aynı yönde, hem yan yana hem de art arda birleşmesidir (50,56,57).

### 2.1.5. Lazer Sistemlerinin Bileşenleri

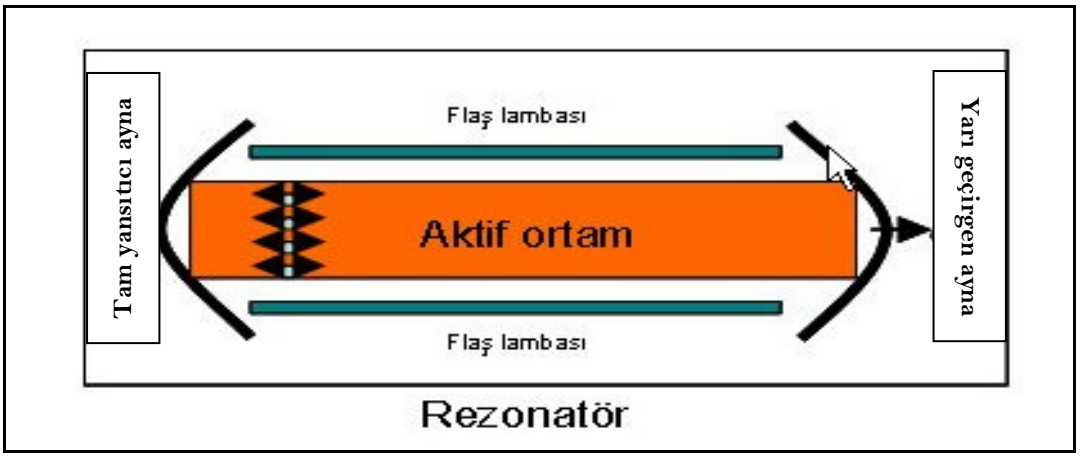
Bir lazer sistemi genelde üç ana bileşenden oluşur:

**1) Enerji Kaynağı (Pompalama Kaynağı):** Lazer aktif ortamına enerjinin nasıl sağlandığı, ortamın yapısına bağlıdır. Enerji kaynağı elektrik akımı, radyo dalgaları, mikrodalgalar, kimyasal reaksiyonlar veya başka bir lazerden veya flaş lambasından elde edilen optik radyasyon olabilir (50).

**2) Aktif ortam:** Lazerler, ışığın oluşturulduğu aktif ortamda yer alan katı, sıvı, gaz veya yarı iletken elementlere göre adlandırılır. Aktif ortam, uyarılmış salınımın gerçekleştiği materyal olarak tarif edilebilir. Kullanılan özgün

materyal, açığa çıkan enerjinin dalga boyunu ve dolayısıyla lazerin klinik kullanım alanını belirler (50).

**3) Optik Rezonatör (Aynalar):** Aktif ortamda oluşturulan ışık yansıma, kırılma ve diğer kayıpları karşılayacak biçimde rezonans durumuna getirilir. Bu amaçla lazer ortamı, uzun ve doğrusal bir parça şeklinde düzenlenir ve iki ucuna çok kuvvetli yansıtıcı aynalar konarak ışığın bunlar arasında ileri-geri yansıması sağlanır. Paralel olarak yerleştirilmiş olan bu aynalardan biri yarı geçirgen, diğeri ise tam geçirgendir. Rezonans frekansına ulaşan lazer ışığı, yarı geçirgen aynadan geçerek kullanılacak sahaya yönlendirilir.




Şekil 2.1.2. Lazer sistemlerinin bileşenleri

### 2.1.6. Lazer Işığının Özellikleri:

Lazer demeti, geleneksel ışık kaynakları tarafından üretilen ışık demetlerinden farklıdır. Görünür ışıkla lazer ışığı arasındaki farklar şöyle sıralanabilir:

| **Görünür Işık:** | **Lazer Işığı:** |
|---|---|
| *Dağınıktır | *Doğrusaldır, dağılmaz (Collimated) |
| *Birçok renk içerir | *Tek renklidir (Monochromatic) |
| *Işık dalgaları farklı fazdadır | *Işık dalgaları aynı fazdadır (Coherent) |
| *Düşük güç yoğunluğu ve enerjiye sahiptir | *Yüksek güç yoğunluğu ve enerjiye sahiptir |

**a) Dağılmadan (Doğrusal) Gitmesi (Collimated):**

Lazer ışığının en büyük özelliği doğrusal olması, dağılmaması ve yön verilebilmesidir. Uyarılan fotonlar, her yön yerine belli bir yöne doğru ve paralel hareket ederler. Işık hüzmesi yoğun ve güçlüdür ve tek bir çizgi gibi gidebilir. Bu özellik, lazer ışığının çok parlak olmasını sağlar. Lazer ışığı dağılmaz olduğundan kısa atımlar halinde yayılabilir ve bu özellik ile kayıpsız yüksek enerji nakli yapılması sağlanabilir (50).

**b) Tek Renkli Olması (Monochromatic):**

Salınan ışık tek bir renk ve dalga boyuna sahiptir. Basit bir özellik gibi görünse de, tek dalga boyundaki ışığın hedef alanı, bir mercek tarafından odaklandığında çok küçük olabilir. Küçük bir alana odaklanma sayesinde yüksek enerji yoğunluğuna ulaşılması, lazere kesme özelliği sağlar. Lazerlerin tıpta ve diş hekimliğinde kullanılan esas özelliği, tek renkli (dalga boyu) olmasıdır. Bu sayede lazer ile hedeflenen dokulara etki edilirken, çevre dokulara hasar verme önlenebilir. Buna lazerin "doku seçici (selektif) özelliği" denilmektedir (50).

**c) Aynı Fazlı Olması (Coherent):**

Lazer ışığının aynı fazlı olması, fotonların iyi organize ve senkronize olup, uzun mesafeye dağılmadan aktarılabilmesi olarak açıklanır. Aynı fazda fotonlardan oluşması sayesinde lazerler halogram elde edilmesinde ve biyostimülasyon amacıyla kullanılabilmektedir (50).

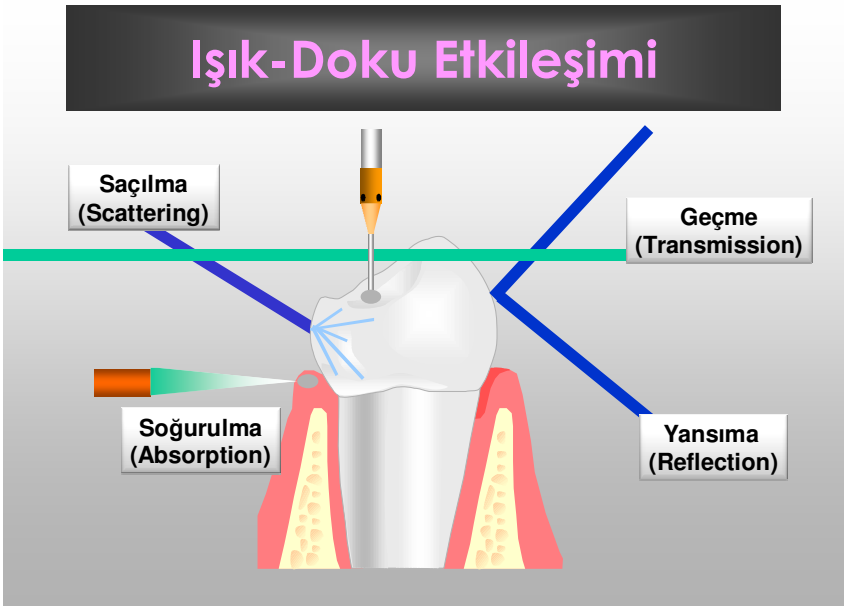
**d) Yüksek Güç Yoğunluğu ve Spektral Enerjiye Sahip Olması**

Lazer ışıklarının büyük bir elektromanyetik alan gücü ve enerji taşıma kapasitesi vardır. Küçük yüzeylere yoğun şekilde enerji aktarabilirler. Bu

özellik lazerin rezonans boşluğuna, lazer ortamının büyüklüğüne ve geometrik şekline göre değiştirilebilmektedir (50).

### 2.1.7. Lazer Işığının Dokuya Etkileri:

Lazer fotonları doku tarafından **soğurulabilir *(absorption)***, **yansıtılabilir (*reflection*)**, dokular içerisinde **saçılabilir *(scattering)*** *veya* dokuda herhangi bir etki meydana getirmeksizin dokudan **geçebilir (*transmission*)** (47,58-60) (Şekil 2.1.3).




Şekil 2.1.3: Lazer ışığının doku üzerine etkileri

**Soğurulma *(absorption)*:** Bir lazerin biyolojik bir etki gösterebilmesi için enerjisi doku tarafından soğurulmalıdır. Dokudaki soğurulma miktarı, lazerin dalga boyu ve hedef dokunun optik özelliklerinden etkilenmektedir. Enerji dokuda bir miktar dağıldıktan sonra soğurulma meydana gelir. Doku içerisinde soğurulan lazer enerjisi dokuda çoğunlukla termal enerjiye dönüşüp, vaporizasyon (buharlaşma) ya da karbonizasyona (kömürleşme) neden olur. Bu durum ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü olarak da tarif edilebilir. Lazerlerin ağız ve diş dokularında meydana getirdiği etkilerin çoğu ısı tarafından başlatılmaktadır. Bazen de soğurulan lazer ışığı sadece termal etki göstermeyip hücreler arası moleküler bağları kırarak etki gösterir (59,60).

**Yansıma (*reflection*):** Bir doku üzerine lazer ışığı uygulandığında, lazer enerjisi doku tarafından yansıtılabilir (59). Yansıyan ışık, doku yüzeyinden sekerek dışarıya doğru dağılır. Yansımanın meydana gelmesi, enerjinin hedeflenen miktarda dokuya iletilemediği anlamına gelir. Doku tarafından soğurulamayan önemli miktarda ışık, lazer uygulaması sırasında dokudan yansır. Yansıyan lazer enerjisinin miktarı ve zararı, uygulanan dokuya ve enerji miktarına göre değişir. Şayet yansıyan enerji miktarı fazla ise ya da uygulanan yüzey sert ve parlaksa çevre dokulara zarar verilebilir. Mineden yansıma, dentin, sement ve dişetine göre daha fazladır.

**Saçılma *(scattering)***: Lazer ışığı enerjisinin doku içinde molekülden moleküle sekerek dağılması ya da sıçraması, *'saçılma'* etkisi olarak bilinmektedir (47). Lazer enerjisinin hedeflenen noktadan farklı yönlere sapan kısmıdır. Soğurulma ne kadar fazla olursa, saçılma o kadar az olur. Saçılma, enerjinin dokuda daha geniş bir hacme dağılmasından sorumludur ancak lazer ışığının güç yoğunluğunu azaltır. Bu şekilde termal hasar etkisi de en aza indirilmiş olur (59).

**Geçme *(transmission)*:** Lazer ışığı doku içerisinde hiçbir etki göstermeden derinlere ilerleyip, dokuyu terk edebilir. 'Geçme' etkisi dalga boyuyla ilgili olarak lazer ışığının doku içerisinden geçerek ulaştığı maksimum penetrasyon derinliği olarak da tanımlanır. Lazer ışığının dalga boyu uygulandığı doku tarafından ne kadar az soğuruluyorsa, ışık doku içerisinde o kadar derine geçebilir (59).

### 2.1.8. Lazerlerin Fotobiyolojik Etkileri

#### 2.1.8.1. Fotokimyasal Etkiler

Fotokimyasal etki, lazer ışığının herhangi bir termal etki olmaksızın uygulandığı hedef dokuda oluşturduğu kimyasal değişiklikler olarak tanımlanır. Yüksek foton enerjisi ile moleküler bağların çözülmesi, ya da kimyasal reaksiyonların tetiklenmesi mümkün olabilir. Düşük dozdaki ışık

hücreler tarafından soğurulduğunda hücrede Deoksi Ribo-Nukleik Asit (DNA), Ribo Nukleik Asit (RNA) ve protein sentezi artar, kan dolaşımı hızlanır. Böylece hücre metabolizması ve solunumu artmış olur. Lazer ışığının fotokimyasal etkilerinden fotodinamik terapide, fotoradyasyonda, biyostimülasyonda ve biyoinhibisyonda faydalanılır (58).

### 2.1.8.2. Fototermal Etkiler

Fototermal etkiler doku içinde ani ısı oluşumu olarak tarif edilebilir. Bu etki, yumuşak dokulardaki hücre içi sıvının kaynayarak buharlaşması sonucunda hücrenin patlayarak devamlılığının bozulması ile ortaya çıkmaktadır. Sert dokularda da hidroksiapatit ve su içinde benzer etkiler görülebilmektedir. Termal etkiler lazer ışığının ve dokunun optik özelliklerine ve termal iletkenlik katsayısına bağlı olarak az veya çok olur.

Lazer ışığı dokuya temas ettiğinde oluşabilecek etkiler şunlardır:

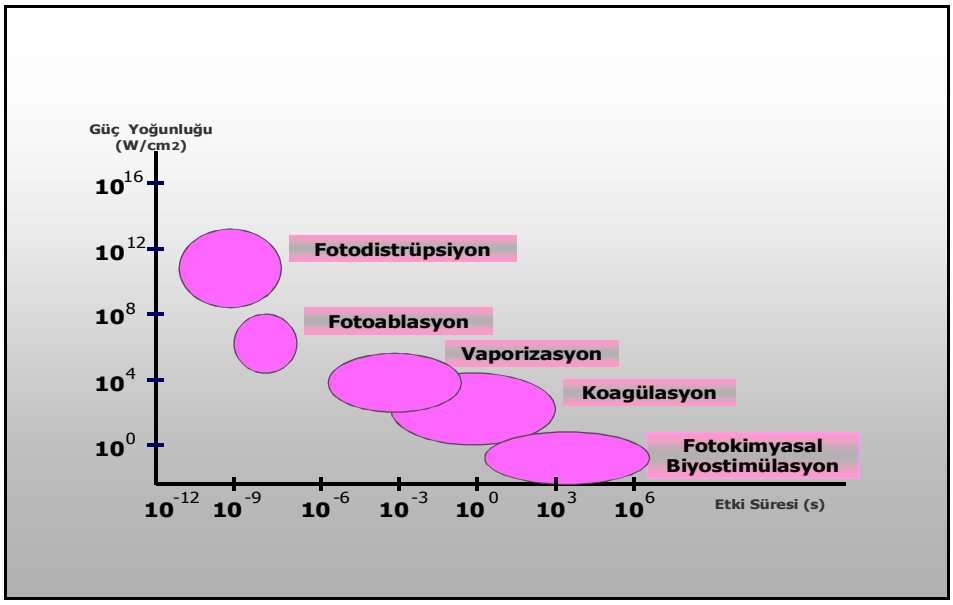
- 40-50 $^0$C de enzimatik değişiklikler olur ve ödem gelişir.
- 60-65 $^0$C nin üstünde kanın pıhtılaşması (koagülasyon) ve protein denatürasyonu görülür.
- 70-90 $^0$C de dehidratasyon ve doku kaynaşması gözlenir.
- 100-150 $^0$C de hızlı bir buharlaşma ile dokuda madde kaybı oluşur.
- 200 $^0$C nin üzerinde ise dokuda karbonizasyon ve yanmalar görülür (58).

Lazer ışığı sonucunda oluşan termal reaksiyonlarda komşu dokularda istenmeyen yan etkiler görülebilir (61).

### 2.1.8.3. Fotomekanik ve Fotoelektriksel Etkiler

Fotomekanik ve fotoelektriksel etkiler çok kısa ve yüksek enerji yoğunluğuna sahip atımlarla dokuda oluşturulan ve termal olmayan etkilerdir**.** Bu etkiler sonucunda çok yüksek ve kısa süreli foton enerjisi, titreşimsel, kinetik enerjiye çevrilir. Böylece şok dalgaları ile moleküler ve atomik bağlar koparılarak veya son derece hızlı bir ısınma ile enerjiyi soğuran hedef

dokuda faz değişikliği (plazma formasyonu) yaratılarak, doku uzaklaştırılabilir. Fotomekanik etkiler, mekanik şok dalgaları sonucu oluşan hızlı termal genleşme (photoablation) veya optik geri kırılmalar (photodistruption) olarak belirtilirken; fotoelektriksel etki, elektriksel şarjla doku çıkarılması (photoplasmolysis) olarak tanımlanır (58) (Şekil 2.1.4).




Şekil 2.1.4. Lazer ışığının dokuya etkilerinin güç yoğunluğu ve süre ile ilişkisi

### 2.1.9. Lazer Doku Etkileşimine Etki Eden Faktörler

Lazer cihazları ile gerçekleştirilen klinik uygulamalar sırasında, sadece hedef dokuda istenilen sonucu elde edip, çevre dokulara zarar vermemek için lazer-doku etkileşiminde rol oynayan şu temel faktörler dikkate alınmalıdır:

**a) Lazer Işığının Özellikleri**

- Dalga boyu
- Enerji yoğunluğu
- Uygulama süresi
- Kontakt veya non-kontakt uygulama
- Atımlı veya sürekli modda uygulama

**b) Hedef Dokunun Biyolojik Yapısı**

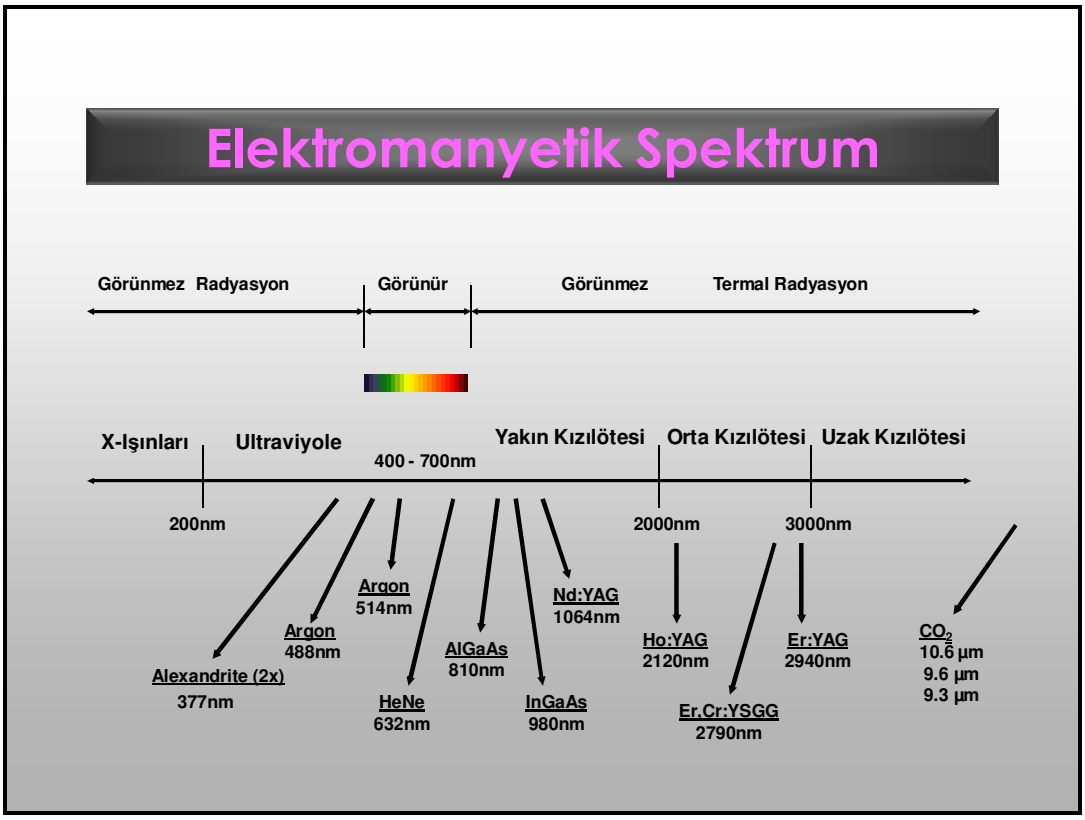
- Uygulanan dokunun içeriği (hidroksiapatit, su, melanin vs.)
- Soğurma katsayısı
- Dokudaki soğutucu bileşenler (damarsal yapılar, hücreler arası ve hücre içi sıvı miktarı vs.)
- Dokunun yoğunluğu (58-60).

### 2.1.10. Lazer Parametreleri:

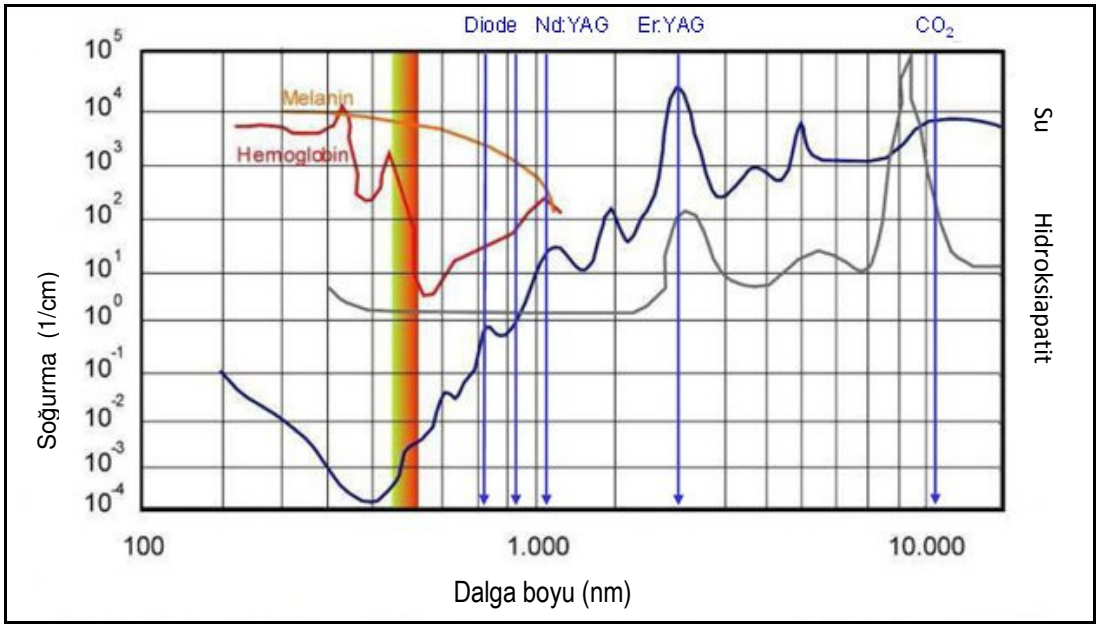
Lazer sistemleri için uygulama sonuçlarını etkileyebilecek anahtar parametreler vardır. Bunlar; dalga boyu, doz, güç yoğunluğu, enerji yoğunluğu, lazerin çalışma yöntemi, atım süresi, atım frekansı, uygulama süresi, spot alanı ve lazer demet profili gibi faktörlerdir. Bu faktörlerden herhangi birinin değişmesi, lazer uygulamasının sonuçlarını da değiştirmektedir.

#### 2.1.10.1. Dalga Boyu

Belirli bir lazer uygulaması için en uygun olan lazerin seçiminde en önemli faktör, gerçekleştirilmek istenen uygulamaya göre, hedef dokudan en fazla geçebilen veya hedef doku tarafından en fazla soğurulan dalga boyunun tespitidir (47). Dokuda dağılan enerji miktarı matematiksel olarak hesaplanmış ve lazerlerin farklı dokulardaki biyolojik etkileri tarif edilmiştir (62,63). Doku içerisinde lazer enerjisinin azalıp, artık biyolojik etki göstermediği nokta "**soğurulma derinliği**", farklı dalga boylarının doku tarafından soğurulma miktarı ise "**soğurma katsayısı**" olarak tanımlanmıştır (62,63). Öte yandan doku ışığı ne kadar az soğurursa, ışığın doku içerisindeki penetrasyonu, yani derindeki dokuları etkileme ihtimali de o kadar fazla olur. Diş hekimliğinde kullanılan farklı lazerlerin dalga boyları ve biyolojik doku bileşenlerinin bu dalga boylarını soğurma katsayıları Şekil 2.1.5-6'da gösterilmiştir.




Şekil 2.1.5: Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin dalga boyları ve elektromanyetik spektrumdaki yerleri




Şekil 2.1.6: Biyolojik doku bileşenlerinin çeşitli dalga boylarını soğurma katsayıları

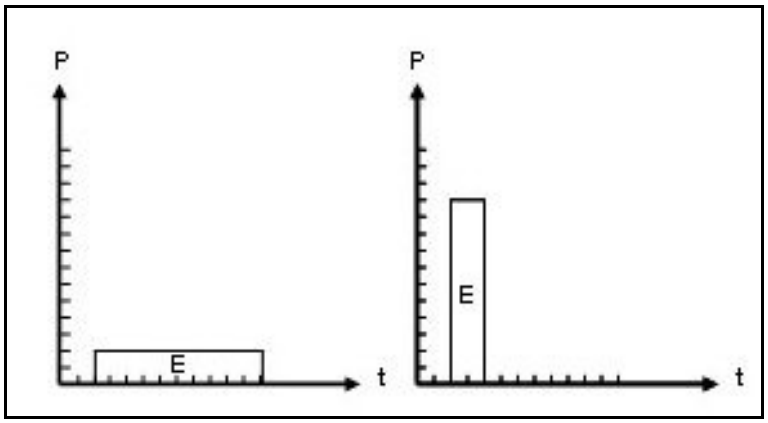
Buna göre, su tarafından yüksek düzeyde soğurulan lazer dalga boyları ($CO_2$, Er:YAG lazerler), yumuşak doku cerrahisi için uygundur. Benzer şekilde hemoglobin tarafından soğurulanlar damarsal doku ve lezyonlar için daha elverişlidir. Argon lazer dalga boyları, kompozit rezinler tarafından soğurulurken, hem su hem hidroksiapatit tarafından yüksek düzeyde soğurulan Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler sert dokuda kullanım için uygundur (64,65). Birden çok ortam tarafından soğurulan dalga boyuna sahip lazerler her dokuda değişik bir etki meydana getirebilmektedir.

Tek bir lazer cihazının ihtiyaç duyulan tüm fonksiyonları yerine getirmesi mümkün değildir. Lazer ışığı dalga boyuna ve uygulanacak cismin rengine göre soğurulur, yansıtılır, geçirilir veya dağıtılır. Lazer tiplerinin kendilerine has özellikleri ve üzerlerinde özellikle etkili oldukları hedef dokular, farklı işlemler için farklı lazer tiplerini elverişli kılar. Ayrıca bir tek lazer tipinin değişik parametrelerle uygulanabilmesi de, bir lazerin birçok amaçla kullanılabilmesini sağlayabilmektedir. Çeşitli klinik uygulamaları mümkün kılmak için birden fazla dalga boyu üretebilen cihazlar da mevcuttur (Er:YAG ve Nd:YAG gibi) (66). Bu cihazlar hekime dalga boyunu değiştirerek istenen doku etkisini değiştirme imkânı vermektedir.

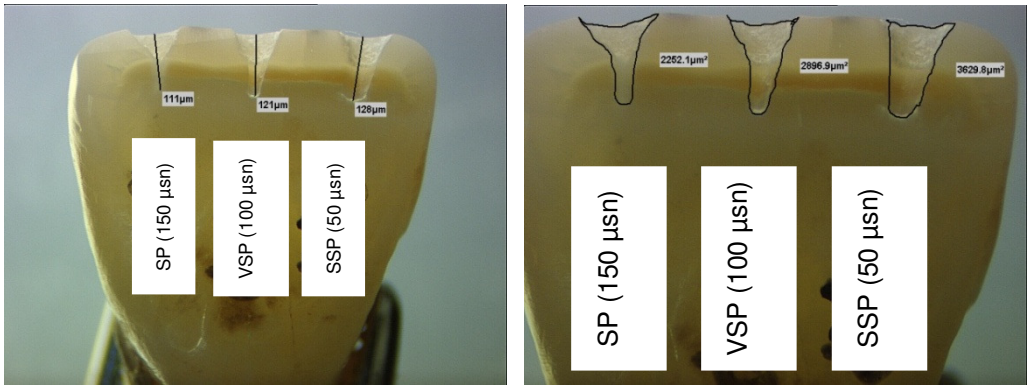
#### 2.1.10.2. Çalışma Yöntemi

Bazı lazer sistemleri kesintisiz, **sürekli lazer irradyasyonu** (*continuous laser irradiation*) sağlarken bazı cihazlarda kullanılan metal perdeciklerle, ışığın nabızsal (atımlı) akımı sağlanır. Lazer ışığında meydana gelen bu kesinti, gözle fark edilemeyecek kadar kısa zaman aralığında gerçekleşmektedir. Işıkta kesintiler meydana getirmek, ışığı dönen bir pervanenin kanatlarının arkasından göndermeye benzer bir etkiye sahiptir. Bu tip ışığa, **kesikli lazer ışığı** *(chopped laser beam)* denilmektedir (59). Bu sistemlerde ışığı bir saniyede yüzlerce kez durdurup yeniden göndermek mümkündür. Bazı sistemlerde ise enerji bir süre biriktirilip, daha kısa bir zaman diliminde salınmaktadır. Bu şekilde çok daha fazla enerji içeren bir atım elde edilebilmektedir. Bu karakterdeki lazer akımına duraksatılmış akım anlamına gelen **atımlı lazer irradyasyonu** *(pulsed laser irradiation)*

denilmektedir (59). Lazer ışığının kesintili olarak kullanımının amacı, yüksek güçte, kısa süreli atımlar uygulayarak, çevre dokularda termal hasar oluşumuna neden olabilecek sürenin minimumda tutulması olarak açıklanabilir (47). Bazı sistemlerde ise, elektronik olarak sağlanan kontrol ile "***süper kısa***" ve "***ultra kısa***" lazer atımları elde edilebilmektedir. Atım süresi kısaldıkça, atımın ulaştığı maksimum gücü yükseldiğinden, bu sistemlerde çok yüksek güce sahip çok kısa süreli atımlar elde ederek, çevre dokularda herhangi bir termal hasar yaratmadan etkili şekilde kesim yapabilmek mümkün olabilir (62,67,68) (Şekil 2.1.7-8).




Şekil 2.1.7: Aynı miktardaki enerjinin farklı atım sürelerinde iletilmesinin maksimum güce etkisi (Enerji (E)= Güç (P)x Zaman (t))




Şekil 2.1.8: Farklı atım sürelerinin diş dokusunu uzaklaştırma üzerine etkisi (250 mj, 20 Hz, 3 sn- 60 atım)

### 2.1.10.3. Dozimetre ve Lazer Parametrelerinin Tanımları

Atımlı veya sürekli lazerlerde lazerin etkinliğini değiştiren bazı özellikler vardır:

**Enerji Yoğunluğu (Energy Density):** Atımlı lazerlerde birim alandaki enerji miktarını ifade eder ($J/cm^2$).

**Güç Yoğunluğu (Power Density):** Sürekli lazerlerde enerji yoğunluğu yerine güç yoğunluğu kavramı kullanılır. Güç yoğunluğu, birim alanda bulunan güç miktarı veya foton konsantrasyonu olarak tanımlanır ($W/cm^2$).

Enerji yoğunluğu ve güç yoğunluğu terimleri genel olarak **akım yoğunluğu** *(flux density)* olarak tanımlanıp, bunların yerine **doz** terimi de kullanılmaktadır.

**Maksimum Atım Gücü (Pulse Peak Power):** Tek bir lazer atımının sahip olduğu en yüksek güç olarak tanımlanır (W/Pulse).

**Atım Enerjisi (Pulse Energy):** Tek bir lazer atımının sahip olduğu enerjidir (J/pulse).

**Atım Süresi (Pulse Duration):** Tek bir lazer atımının oluşturulduğu süredir (sn).

**Atım Aralığı (Pulse Pause):** İki lazer atımı arasında geçen süreyi ifade eder (sn).

**Hizmet Süresi (Duty Cycle):** Atımlı lazerlerde toplam atım süresinin makinenin çalıştığı toplam süreye oranı olarak tanımlanır.

**Frekans:** Bir saniyede tekrarlanan atım sayısı olarak tanımlanır (Hz). Saniyedeki atım sayısı “Pulse per second” (Pps) de aynı anlamda kullanılmaktadır.

**Ortalama Çıkış Gücü (Average Output Power):** Atımlı lazerlerde atım gücünün atım esnasında maksimum düzeye çıkması ve atım aralıklarındaki bekleme sürelerinde sıfıra düşmesi sonucunda cihazdan dışarı verilen ortalama güçtür (W).

Klinik veya araştırma amaçlı tüm lazer uygulamalarında bu teknik bilgiler mutlaka belirtilmelidir (35,50).

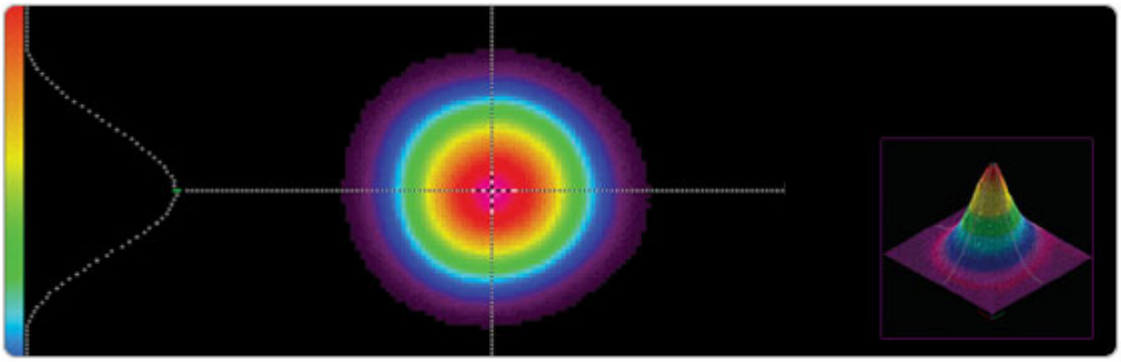
### 2.1.10.4. Spot Alanı ve Lazer Demet Profili

Araştırma ve pratik amaçlı lazer uygulamalarının üretkenliği için doz hesabının duyarlı biçimde yapılması çok önemli ve gereklidir. Doz hesaplaması yapılırken enerji yoğunluğu ve güç yoğunluğunun yanı sıra, lazer ışığının doku üzerinde oluşturduğu daire şeklindeki çapraz kesit alanının, bir başka deyişle **spot alanı**nın da hesaba katılması gereklidir ($cm^2$). İrradiye edilen yüzey alanı doğrudan demet profiline bağlı olduğundan, doğru doz hesabı uzaysal demet profilinin doğru şekilde bilinmesine bağlıdır (69).

İdeal şartlarda, bir lazer atımının her yerinde enerji dağılımı yani enerji yoğunluğu aynıdır ve demet çapı kesin olarak sınırlanmıştır. Bu tipteki bir demet matematiksel olarak ***"top-hat"*** olarak bilinen demet profili ile tanımlanabilir**.** Böyle bir demette demet çapı içerisinde enerji sabit, demet dışında ise sıfırdır (69).

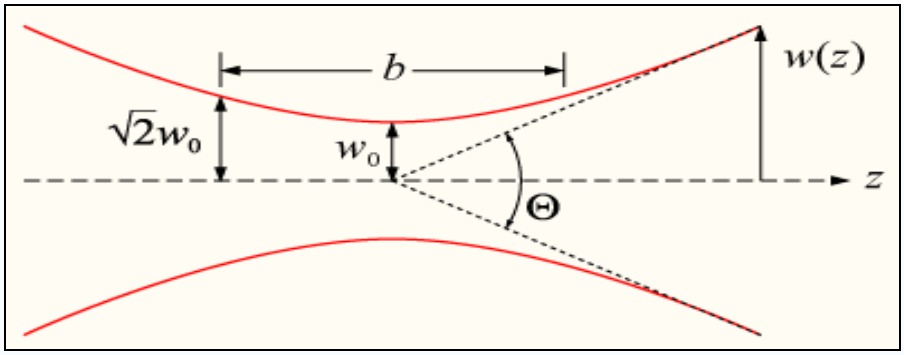
Ancak gerçekte, bir demetin çapraz kesitinde enerji dağılımı sabit olmadığı gibi, demet çapı da kesin sınırlara sahip değildir. Tüm ışık kaynakları uzaysal olarak sınırlanmış olduğundan pratik olarak hiçbir zaman mükemmel şekilde paralel dalgalar yoktur. Işığın bir delikten geçtikten sonra dağılım yasalarına göre kırılarak dağılması, keskin sınırları olan bir ışık demetinin oluşumuna izin vermez (55,69).

Bir lazer demetinin uzaysal özellikleri, rezonatörde oluşan **transvers elektromanyetik mod**'un (***transversal elektromagnetic mod)*** (TEM) yapısına ve lazer demetinin **Gauss Demet Profilinden *(Gaussian Beam Profile)*** sapma oranına bağlıdır. Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan sert doku lazerlerinin hemen hepsi $TEM_{00}$ modunda çalışmaktadır. $TEM_{00}$ modunda çalışan lazerlerde ışığın kırılarak dağılımı sınırlandırılmıştır ve en dar spot alanına odaklanabilir (69,70) (Şekil 2.1.9).



Şekil 2.1.9: Gauss demet profili ve $TEM_{00}$ modu

En gerçekçi lazer demeti şekli $TEM_{00}$ (temel mod) modunda çalışan lazer sistemleri tarafından üretilen Gauss demetidir (69,70). Bir Gauss demetinin enerji dağılımı çan eğrisi şeklindedir. Demetin çapraz kesitinde enerji yoğunluğu dairenin merkezinde en yüksek iken, kenarında nerede ise sıfıra yaklaşır. Böyle bir demetin Wo yarıçaplı bir bel kısmı bulunur ve çap simetrik olarak belin her iki tarafına doğru genişler (Şekil 2.1.10). Bel noktası; demet çapının en dar, enerji yoğunluğunun ise en yüksek olduğu noktadır ve pratik uygulamalarda "fokus noktası" olarak tanımlanır. Bu durumda yoğunluğun en yüksek olduğu fokus pozisyonundaki demet yarıçapı belirlenmelidir (55,69,70).




Şekil 2.1.10: Demet çapı ve spot alanı

Demet bel yarıçapının hesaplanmasında kullanılan formül şöyledir:

$$w(z) = w_0 \sqrt{1 + \left(\frac{z}{z_R}\right)^2} \quad z_R = \frac{\pi w_0^2}{\lambda}$$

W(z): Amplitüd ve enerji yoğunluğunun $1/e^2$=0,135 ( Gauss parametresi)'e düştüğü demet çapı.
Wo: Demet aksındaki en düşük değer, demet beli.
$Z_R$ : Rayleigh Oranı

Gauss demet profiline göre, spot alanının büyüklüğü, santimetrekareye düşen enerji yoğunluğuyla ters orantılıdır (69,70). Spot alanı küçüldükçe santimetrekareye düşen enerji yoğunluğu artar. Lazerle çalışılırken fokus bölgesi spot alanının en küçük, dokuya iletilen enerjinin en yüksek olduğu bölgeyi gösterir. Defokus bölgesi ise, Gauss demet profiline uygun şekilde fokus pozisyonuna göre dokudan daha uzak mesafelerde çalışıldığında oluşur. Dokudan uzaklaşıldıkça spot alanı büyür, dokuya aktarılan enerji yoğunluğu azalır. Lazerlerde ve lazerlerle beraber kullanılan uç tiplerinde fokus ve defokus mesafeleri birbirinden farklıdır. Bu nedenle kavite preparasyonu veya diş dokularının pürüzlendirilmesi gibi operatif işlemlerde lazer cihazını en yüksek enerji yoğunluğunda kullanabilmek için, kullanılan lazer cihazının ve ucun doğru fokus mesafesi mutlaka saptanmalı ve en küçük spot alanı kullanılmalıdır.

### 2.1.11. Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması

Günümüzde lazerler, kardiyovasküler cerrahi, dermatoloji, plastik cerrahi, gastroenteroloji, genel ve onkolojik cerrahi, jinekoloji, nöro-cerrahi, oftalmoloji, ortopedik cerrahi, kulak burun boğaz, toraks cerrahisi, üroloji, vasküler cerrahi ve diş hekimliğinde kullanılmaktadır (71). Tıp ve diş hekimliği uygulamalarda kullanılan lazerler farklı şekillerde sınıflandırılabilir.

#### 2.1.11.1. Lazer Aktif Maddesine Göre:

a. Katı kristal ortam lazerleri (Er:YAG, Nd:YAG, Ho: YAG, Ruby, Alexandrite, Er,Cr:YSGG)

b. Gaz ortam lazerleri ( $CO_2$, Argon, HeNe, Excimer (Excited Dimer), Ultraviyole (UV))

d. Sıvı ortam lazerleri (Boya (dye) lazerleri)

e. Yarı iletken ortam lazerleri (Diyot lazerler)

#### 2.1.11.2. Lazerin Çalışma Yöntemine Göre:

a. Sürekli ışık veren lazerler (Continuous)
b. Atımlı ışık veren lazerler (Pulsed)
c. Kesikli ışık veren lazerler (Chopped)

#### 2.1.11.3. Lazer Işığının Dalga Boyuna Göre:

a. Mor ötesi (ultraviolet-UV) lazerler (140-400 nm)
b. Görünür (visual-VIS) lazerler (400-700 nm)
c. Kızıl ötesi (infrared-IR) lazerler (700 nm ve üstü)

#### 2.1.11.4. Lazer Işığının Enerjisine Göre:

a. Yumuşak (soft, athermic) lazerler (HeNe, GaAs, GaAlAs)
b. Sert (hard, thermic) lazerler ($CO_2$, Nd:YAG, Argon, Excimer, Ho:YAG, Er,Cr:YSGG, Er:YAG)

### 2.1.12. Diş Hekimliği Uygulamalarında Lazer Güvenliği

#### 2.1.12.1. Lazer Güvenliği ile İlgili Standartlar

Lazer kullanımı ile ilgili en önemli konulardan birisi de lazer güvenliği; yani lazer kullanımı sırasında oluşabilecek kaza ve yaralanmaların önlenmesidir. Lazer güvenliği konusu oldukça kapsamlı olup, sadece lazerlerin nasıl kullanıldığı ile ilgili olası risklerin ve hasarların farkında olmak yeterli değildir. Bunun yanında, lazer güvenliği kapsamında mevcut tedavi standartlarının ve güvenlik kontrol ölçütlerinin de bilinmesi gereklidir. Yanlışlıkla az miktarda lazer ışığına maruz kalmak dahi geri dönüşümsüz yaralanmalara neden olabileceğinden, lazerlerin satışı ve kullanımı ile ilgili ulusal düzenlemeler ve uluslararası standartlar vardır. Tüm lazer kullanıcıları bu düzenleme ve standartları bilmekle yükümlüdür (72,73).

Yaralanma riskini kontrol edebilmek amacıyla, uluslararası düzeyde (International Electrotechnical Commission) IEC 60825-1, Amerika Birleşik Devletleri'nde ANSI Z136 ve Avrupa'da EN 60825-1 gibi özel standartlar hazırlanmıştır (74).

IEC önerileri iki araç doğrultusunda açıklanmaktadır (75):

- CE (Conformité Européenne) İşletme Yönergesi (93/68/EEC):
  Bu araç, lazerlerin kullanıma uygunluğunu, klinik parametrelerinin, güvenlik özelliklerinin, idari kodunun ve koruyucu bakımının elverişliliğini, çevre, hasta, lazer güvenlik memuru (LSO) ve lazer koruma danışmanı açısından uygun olduğunu belirten *lazer ürün lisansıdır.*

- IEC (EN) 60825-1: 2001 'Lazer ürünlerinin güvenliği bölüm 1: Cihazın sınıflaması, gereklilikler ve kullanıcı rehberi':
  Bu araç, lazer sınıflamalarını ve ölçüm şartlarını, etiketlemeyi ve **müsaade edilen maksimum doz** (*maximum permissible exposures*- MPE) ve **erişilebilir salınım sınırı** (*accessible emission limits*- AEL) gibi mühendislik kontrollerini tanımlar.

**Müsaade Edilen Maksimum Doz (MPE):** Dalga boyu ve ekspoz süresine bağlı olarak değişen bu değer göz ve deri hasarı oluşturmadan maruz kalınabilecek en yüksek enerji veya güç yoğunluğunu belirler. Birimi $W/cm^2$ veya $J/cm^2$'dir (74,76).

**Erişilebilir Salınım Sınırı (AEL):** ANSI 136 da belirtilen sınıflamaya göre her bir lazer sınıfı için izin verilen en yüksek salınım düzeyi olarak tanımlanır ve bu değer genellikle dalga boyu ve ekspoz süresine bağlı olarak salınabilen en yüksek güç (W) veya enerjiye (J) eşittir (74,76).

### 2.1.12.2. Lazer Risk Sınıflaması

Lazerler dalga boyu ve güçlerine göre sınıflandırılmıştır. Bu sınıflamalar, lazer kullanıcılarını doğru koruyucu önlemleri alabilmeleri konusunda bilgilendirmek ve lazer kullanımı sırasında oluşabilecek yaralanmaları en aza indirmek amacıyla hazırlanmıştır. IEC 60825-1 standartlarına göre lazer güvenlik sınıflaması şu şekildedir (75):

**SINIF 1:** Çıplak gözde herhangi bir hasar oluşturmayan, düşük güçlü, güvenli lazerlerdir. Bu sınıftaki lazerlerle MPE'nin aşılması hiçbir şekilde mümkün değildir. En yüksek çıkış gücü 40 µW (mavi ışık) ve 400 µW (kırmızı ışık) olan lazerler bu gruptadır (Lazer yazıcı, CD çalar).

**SINIF 1M:** Bu sınıftaki lazerler çıplak gözle bakıldığında herhangi bir hasar oluşturmayan, ancak operasyon mikroskobu veya loop gibi optik cihazlarla bakıldığında zararlı olabilen lazerlerdir. Sınıf 1M lazerler geniş çaplı, dağılan ışık demetleri oluşturur. Normal şartlarda bu sınıftaki lazerlerle MPE'yi aşmak mümkün değildir, ancak ışık demetinin odaklanmasına ve demet çapının daralmasına neden olan optik cihazlarla bakıldığında bu sınıftaki lazer ışıkları pupilden geçerek gözlere zararlı olabilmektedir.

**SINIF 2:** En yüksek çıkış gücü 1mW'ın altında olan ve elektromanyetik spektrumun görünür bölgesinde yer alan (400-700 nm) lazerler bu sınıftadır. 0,25 sn'den daha uzun süre direk göz temasında hasar oluşturabilirler, ancak göz kırpma refleksi 0,25 sn'den daha kısa sürede gerçekleştiğinden bu sınıftaki lazerlerle çalışırken herhangi bir önlem almaya gerek yoktur (Lazer işaretleyiciler, süpermarketlerde bulunan fiyat okuyucular vs).

**SINIF 2M:** Bu sınıftaki lazerler, göz kırpma refleksi nedeniyle çıplak gözle bakılmasında sakınca olmadığı halde, optik cihazlarla bakıldığında zararlı olan lazerlerdir.

**SINIF 3R:** Gücü 5 mW'ın altında olan, elektromanyetik spektrumun görünür kısmında yer alan (400-1400 nm) lazerler bu sınıftadır. Bu sınıftaki lazerlerle MPE aşılabilir ancak yaralanma riski düşüktür. Bunlarla çalışmak için lazer güvenliği eğitimi almak ve güvenlik kurallarına uymak şarttır.

**SINIF 3B:** En yüksek çıkış gücü 500 mW'ın altında olan ve doğrudan veya yansıyan ışıkla göz temasında tehlikeli hasarlar oluşturan lazerlerdir. Bu tip lazerlerle çalışmak için lazer güvenliği eğitimi almak ve güvenlik kurallarına

uymak şarttır. Ayrıca, 3B sınıfı lazerlerin teçhizatında mutlaka elektrik şalteri ve güvenlik kilidi bulunmalıdır.

**SINIF 4:** Doğrudan veya yansıyan ışıkla ciddi görsel hasarlar ve deride yanık tarzı yaralanmalar meydana getiren ve yangın tehlikesi taşıyan yüksek güçlü lazerlerdir (>500 mW). Bu tip lazerlerle çalışmak için lazer güvenliği eğitimi almak ve güvenlik kurallarına uymak şarttır ve bu sınıftaki lazerlerin teçhizatında mutlaka elektrik şalteri ve güvenlik kilidi bulunmalıdır. Diş hekimliğinde kullanılan lazerler genelde, en tehlikeli türde olan "Sınıf 4" lazerlerdir.

Tablo 2.1.1. Lazer risk sınıflaması.

| SINIFI | GÜCÜ | ÖZELLİKLERİ | ZARARLARI |
|---|---|---|---|
| 1, 1M | --------- | Lazer yazıcısı ve CD çalıştırıcısında kapalı bulunan Lazerler | Odaklanmadıkça hasar verici bir ışınım üretmezler<br>1M: geniş çaplı veya ıraksak demet |
| 2, 2M | ≤ 1 mW | **Görünür Bölgede** (400-700 nm) Sürekli Dalga Lazerleri | Gözün anlık maruz kalması sonucu hasar oluşmaz<br>2M: geniş çaplı veya ıraksak demet |
| 3R | ≤ 5 mW | Görünür veya görünmez ışınım üreten Sürekli Dalga Lazerleri | Lazer ışığının saçılması sonucu oluşan yansımalar hasar verici değildir |
| 3B | ≤ 500 mW | Görünür veya görünmez ışınım üreten Sürekli Dalga veya Darbeli Lazerler | Gözün doğrudan lazer ışığına maruz kalması hasar vericidir |
| 4 | > 500 mW | Görünür veya görünmez ışınım üreten Sürekli Dalga veya Darbeli<br>**Yüksek Güçlü Lazerler** | Gözün ve derinin lazer ışığına maruz kalmasından kaçınılmalıdır.<br>Gözün kırpma süresinden daha kısa süre için bile maruz kalındığında hasar vericidir. |

**Lazer Risk Sınıflamasında M Değerleri:** Çıplak gözde ve deride hasar oluşturmayan dalga boylarının, gözlük, büyüteç, mikroskop ve lensler gibi (büyütme etkisi olan optik cihazlar) etkiyi arttırıcı yansıtıcıların etkisi ile tehlikeli sınırlara ulaşabilmesini açıklar.

### 2.1.12.3. Lazerlerin Oluşturabileceği Hasarlar

#### 2.1.12.3.1. Birincil Hasarlar

Doğrudan lazer ışığına temasla oluşan göz ve deri hasarlarıdır (74,77).

**Göz Hasarları:**

Göz hasarları, lazer ışığının doğrudan veya ayna benzeri bir yüzeyden yansıyarak göze teması sonucunda oluşabilir. Hasar tipi, değişik dalga boylarının gözün farklı dokuları tarafından soğurulmasına bağlı olarak değişir.

Lazer kazası sonucu oluşabilecek göz hasarların birincisi, retina veya kornea yanıklarıdır. Görünür ve yakın kızıl ötesi bölgedeki lazer ışığının (400–1400 nm) doğrudan veya yansıyarak göze gelmesi ile lens ve korneanın etkilenmesi sonucunda retinada yanma ve kalıcı görme bozuklukları oluşabilir.

**Deri Hasarları:**

Doğrudan lazer ışığına maruz kalma ile oluşan hasarların ikincisi, deri hasarlarıdır. Lazerin deri ve hedef dışı diğer dokularda neden olduğu hasarlar, ışık enerjisi ile doku proteinleri arasındaki termal reaksiyonlar sonucunda oluşur. Lazer ışığı dalga boyuna ve doku özelliklerine (pigment ve su içeriğine, soğurma katsayısına, damarlanma miktarına vs.) bağlı olarak soğurulur ve oluşan termal etki dokunun soğutucu bileşenlerinin etkinliğine bağlı olarak deride ısınma ve yanıklara neden olabilir.

### 2.1.12.3.2. İkincil Hasarlar

Lazer ışık demeti ile ilgisi olmayıp, lazer kullanımı sırasında ortaya çıkabilecek hasarlardır (77).

**Mekanik Hasarlar:**

Bu tip hasarlar, mekanik olarak hareket eden tüpler içerisindeki yüksek veya lazer kavitesi içerisindeki düşük basınca bağlı olarak oluşabilir.

**Elektriksel Hasarlar:**

Elektriksel hasarlar, lazer cihazlarının fişlerinin yüksek güç giriş gücünü karşılayamaması veya flaş lambalarının patlaması sonucu meydana gelebilir. Lazerler çok yüksek akım ve voltajlarda çalıştığı için, ortaya çıkabilecek birçok riskler vardır. Lazerlerin elektriksel riskleri; elektrik şoku riski, elektriksel yangın riski ve patlama riski olarak gruplandırılabilir. Bununla birlikte, cerrahi set içerisinde lazerin iletken bir sıvıya teması sonucu elektriksel bir risk ortaya çıkabilir.

**Kimyasal Hasarlar:**

Kimyasal hasarlar, lazer cihazının yapısında kullanılan kimyasal maddelerle temasa (soluma, deri teması) bağlı olarak ortaya çıkabilen hasarlardır.

**Yangın Tehlikesi:**

Lazerlerin elektrik aksamları veya güç çıkışlarında gelişebilecek problemlere bağlı olarak, tutuşabilir ve yanabilir maddelerin (kumaş, kâğıt, plastik, etanol, aseton, çözücü sıvılar, oksijen, nitrözoksit, genel anestezikler vs.) varlığında, yangın tehlikesine yol açabilirler. Bu riski önleyebilmek için, operasyon odasında yanabilir veya patlayabilir sıvı ve gazlar bulundurulmamalı ve yanabilir materyaller lazer demetiyle temastan korunmalıdır. Alkol, eter gibi solüsyonların buharı ısıyla ve lazer demetiyle temas ettirilmemelidir. Gazlı bez vs. gibi yanabilir materyaller steril serum fizyolojik ile ıslatılarak, lazer ışığıyla temas halinde yanma ihtimalleri azaltılabilir.

**Çevresel Riskler:**

Bir diğer risk grubu ise; lazer enerjisiyle dokuların teması sonucu açığa çıkan dumandır. Bu duman, hem partiküllü içeriği, hem de infekte edebilme riski nedeniyle zararlıdır. Havalandırma, tahliye ve maske kullanma gibi metodlarla yanık partiküllerin solunmasının önüne geçilebilir. Uygulama alanda her zaman uygun emiciler olmalıdır. Tahliye sisteminin filtresi, tam bir hava akışının korunması ve olası infeksiyöz materyalin birikiminin önlenmesi için, üretici önerilerine göre düzenli olarak değiştirilmelidir. Standart cerrahi maskeler, 5 µm'ye kadar olan partikülleri filtre eder. Ancak, lazer dumanında var olan partiküller 0.3 µm kadar küçük olabildiğinden, uygulayıcılar 0.3 µm küçüklüğündeki partikülleri süzen özel maskeler giymelidir. En çok duman üreten lazerler sırayla; karbon dioksit, erbiyum ve Nd:YAG lazerlerdir.

### 2.1.12.4. Lazerlerin Güvenli Kullanımı İçin Uyulması Gereken Kurallar

Lazer ile ilgili güvenlik önlemleri şu şekilde sıralanabilir (72,76,77):

1. Lazer cihazını kullanacak kişi ve yardımcı personelin, lazer fiziği, lazer cihazının kullanımı ve muhtemel tehlikeler ile alınacak önlemler konusunda eğitim almış olması gerekir. Cihazı eğitimsiz kişilerin kullanması kesinlikle önlenmelidir.
2. Lazer odasının dışına gerekli uyarı levhaları konulmalı, uyarı işaretleri ışıklı olmalı, operasyon odasının kapısı işlem boyunca dışarıdan açılmamalıdır.
3. İşlemlere öncelikle düşük güç ve zaman ayarlarıyla başlayıp, gerektiğinde bu ayarlar yükseltilmelidir. Lazerin ve yapılacak olan uygulamanın FDA onayı almış olması şarttır.
4. Lazer cihazının ayarları, güç seviyesi ve kullanılacak uçlar mutlaka her uygulamadan önce kontrol edilmelidir.
5. Lazer uygulaması sırasında hedef olmayan dokular korunmalıdır. Lazer cihazı kullanılırken yansıtıcı özeliği olmayan cerrahi aletlerin kullanılması ve lazer ışığının metal yüzeylerden uzak tutulmasına

özen gösterilmesi gerekir. Yüksek yansıtma özelliği olan aletler, hedef olmayan dokularda yansıma yoluyla hasara neden olabileceklerinden dolayı kullanılmamalıdırlar.

6. Eğer lazer o anda kullanılmayacaksa veya uzun aralar verilecekse, ünit "standby" konumuna getirilerek, lazer demetinin alev alması önlenmelidir. Cihaz açıldıktan sonra, istenmeyen lazer irradyasyonlarının olmaması için ayak pedalının yerleşimi kontrol altında tutulmalıdır. Üreticiler, istenmeyen ateşlemeyi önlemek için, pedalın çevresine koruyucu bir kalkan takılmasını önermektedirler.
7. Çok iyi bir aspiratör sistemi ile hava kontaminasyonu engellenmeli, ortam çok iyi havalandırılmalıdır.
8. Lazerin kullanıldığı odada bulunanlar koruyucu lazer gözlüklerini takmış olmalıdır. Koruyucu lazer gözlükleri, kullanılan lazerin dalga boyu için koruma sağlayan gözlükler olmalıdır. Uygun gözlüğün seçiminde önemli faktörler; lazer ışığının dalga boyu, MPE, soğurucu filtrenin etkinliği, gözlüğün optik yoğunluğu, düzeltici lenslere olan ihtiyaç, çoklu dalga boyu gereklilikleri, görüşün kısıtlanması, rahatlık ve uygunluktur. Lazer koruyucu gözlükler, kaza eseri oluşan temaslara karşı geniş bir koruma sağlar, ancak kesinlikle demete direk bakmak için kullanılmamalıdır. Lazer koruyucu gözlüklerin üzerinde, etkili olduğu dalga boyu ve optik yoğunluğu belirtilmeli, ayrıca çatlak veya çukurlanma sonucu filtre etme özelliğinin azalması açısından düzenli olarak incelenmelidir.
9. Lazer ışığına kesinlikle büyütme özelliği olan optik cihazlarla bakılmamalıdır.
10. Lazer uygulanan bölgede yanıcı ve parlayıcı maddelerin olmaması gerekir. Bu, solunum yollarına yapılan cerrahi operasyonlar ve susuz çalışan lazerler kullanılırken özellikle önemlidir.
11. Kısa dalga boyundaki lazerler saydam cisimlerden geçebildiğinden, bu lazerlerle çalışılırken uygulama odası çevre ortamdan tam izole edilmiş camsız bir alan olmalı veya odanın penceresi, ışığı soğuran materyallerle kaplanmalıdır.

12. Tüm üretici firmaların cihazlarında, güvenlik açısından bulunması gereken özellikler uluslararası güvenlik standartları ile tanımlanmış olup; kullanılan cihazların bu konularda öngörülen standartlara uygun üretilmiş olması (CE Belgesi) ve cihazların rutin kontrol ve bakımlarının da üretici firmalar tarafından yerine getirilmesi gerekir.
13. Elektriksel bir hasarın önlenmesi için, operasyon alanının zemini kuru olmalıdır. Kontrol paneli ve elektrik güç ünitesi nemli bir ortamda çalışılırken, su, tükürük vs. sıçramasından korunmalıdır.
14. Günümüzde birçok ülkede, lazer kullanılan işletmelerde **Lazer Güvenlik Görevlilerinin** (LGG) *(Laser Safety Officer-LSO)* bulunması yasal bir zorunluluktur. Operasyon ortamının tayini ve risklerin tanımlanması, faaliyet sırasında lazerin çalışması için standart uygulama aşamalarının belirtilmesi, risk alanlarının belirlenmesi, çalışma alanında bulunan tüm personelin lazer güvenliğinden emin olunması, koruyucu ekipmanın kullanımının sağlanması, uyarıcı levha ve işaretlerin kullanımının özelleştirilmesi, tıbbi teftiş ve kaza rapor programlarının yürütülmesi LGG'nin sorumluluk ve görev alanları içerisindedir (76).
15. Bu belirtilen güvenlik önerilerine ek olarak, cerrahi personel veya hekimlere; standart operasyon işlemlerini geliştirmeleri ve kendileri ve hastaları için güvenli bir operasyon alanı sağlamaları amacıyla, lazer etkinlikleri için yazılı bir güvenlik poliçesine bağlı olmaları önerilebilir.

Bu kurallar genel kurallar olup, her lazer dalga boyu ve tipi için oluşabilecek tehlikelerin derecesi farklıdır. Lazer cihazları, gerekli önlemler alınarak ve bilinçli bir şekilde kullanıldığı zaman, risklerin tamamını önlemek mümkündür. Bu konular ANSI rehberlerinde daha detaylı şekilde ele alınmıştır (76).

### 2.1.13. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

Diş hekimliğinde kullanımı FDA tarafından onaylanmış ve günümüzde yaygın olarak kullanılan lazerler, dalga boyları ve kullanım alanları şu şekilde özetlenebilir (2,53,55,61,78).

| Lazerin Adı | Dalga boyu | Kullanım Alanı |
|---|---|---|
| **Argon Lazer** | **350–514 nm** | Yumuşak doku uygulamaları, çürük önleme, kompozit polimerizasyonu, beyazlatma |
| **Diyot Lazer** | **780-820-870-910 nm** | Çürük teşhisi, biyostimulasyon, beyazlatma, kök-kanalı ve periyodontal cep dezenfeksiyonu, dentin aşırı duyarlılığı tedavisi |
| **Nd:YAG Lazer** | **1064 nm** | Yumuşak doku eksizyonu, koagülasyon, biyostimulasyon, beyazlatma, kök-kanal ve periyodontal cep dezenfeksiyonu, dentin aşırı duyarlılığı tedavisi |
| **$CO_2$ Lazer** | **10600 nm** | Sert ve yumuşak doku uygulamaları, koagülasyon, çürük önleme |
| **Er:YAG,**<br>**Er,Cr:YSGG** | **2940 nm**<br>**2780 nm** | Sert doku preparasyonu, yumuşak doku eksizyonu, seçici çürük temizleme, çürük önleme, dentin aşırı duyarlılığı tedavisi |

**Erbiyum Lazerler (Er:YAG, Er,Cr:YSGG)**

Erbiyum grubu (Er:YAG, Er,Cr:YSGG) lazerler günümüz diş hekimliğinde en yaygın kullanılan lazer sistemleri olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu grup içerisinde yer alan Er:YAG lazerler, erbiyum ($Er^{3+}$) iyonları ile katkılandırılmış, YAG (yttrium-aluminium-garnet) ana kristalinden oluşmaktadır. YAG kristaliyle birlikte bulunduğunda, erbiyum iyonları, 2940 nm dalga boyunda lazer ışığı salınımı gerçekleştirir. Erbiyum iyonları aynı zamanda krom sentezli YSGG (yttrium-scandium-galium-garnet) ana kristali içine de katkılandırılabilir. YSGG kristaliyle birlikte bulunduğunda, erbiyum iyonlarının ışık salınımı genelde 2790 nm dalga boyunda olur.

Er:YAG lazerin dalga boyu spektrumun yakın kızıl ötesi ile orta kızıl ötesi sınırında gözle görülemeyen kısmında yer alır (Bkz. Şekil 2.1.5). Erbiyum lazerlerin su tarafından soğurulmasının tüm lazerlerden fazla olduğu ve bunun yanında kollajen ve hidroksiapatite karşı yüksek bir afiniteye sahip oldukları bilinmektedir (79-81). Er:YAG lazerler, atımlı modda çalışan lazerlerdir. Atım aralığı, mevcut ticari ürünler arasında farklılık göstermekle beraber, 50-1000 µsn arasında değişebilmektedir. Bu sayede Er:YAG lazerler, kısa atım sürelerinde yüksek maksimum atım gücüne erişerek, dokuları herhangi bir termal yan etki oluşturmadan kesebilir.

Hava su spreyi sayesinde etkin bir soğutma sağlayan hidrokinetik Er:YAG lazerler, su ve hidroksiapatit tarafından çok iyi soğurulan karakteristik dalga boyuna bağlı olarak, sert doku uzaklaştırmasında tatmin edici sonuçlar vermektedir. Hibst ve Keller (82)'ın doku uzaklaştırılması ile ilgili ileri sürdükleri teoriye göre, lazer enerjisinin seçici olarak doku yüzeyindeki su ve diğer su içeren organik yapılar tarafından soğurulması sonucu, moleküllerdeki ani ve aşırı ısınma ile ***mikro patlamalar*** oluşur. Bu termal mikro patlamalarla su moleküllerine komşu sert dokular uzaklaştırılmış olur (***ablasyon)***. Hidrokinetik sistemde ışığın yüzeydeki su tarafından soğurulması sayesinde, diş dokularının ısınması önlenmiş olur. Bu nedenle, Er:YAG lazerin etkileri, termal etkiden ziyade, sert doku içerisindeki veya üzerindeki suyun ani buharlaşması ile ilişkili mikro patlamalarla açıklanmaktadır (80,81,83-86).

1997'de, hidrokinetik erbiyum lazerlerin çürük temizlenmesi, kavite preparasyonu ve mine ve dentinin pürüzlendirilmesi amaçlarıyla kullanımı FDA tarafından onaylamıştır (53,85). Günümüzde Er:YAG lazerler restoratif dişhekimliğinde; eski estetik restorasyonların sökülmesinde, çürüğe dayanıklılığın arttırılmasında, mine ve dentin dokularının pürüzlendirilmesinde, kavite preparasyonunda, çürük dokuların seçici olarak temizlenmesinde, kavitelerin sterilizasyonunda, pulpa kaplamalarında, dişeti konturlarının düzeltilmesinde ve kron boyunun uzatılmasında, güvenle kullanılmaktadır (81,87,88). Er:YAG lazerlerinin diş hekimliğindeki uygulama

alanları cihazlardaki teknik gelişmelerle birlikte her geçen gün daha da artmaktadır.

## 2.2. Adeziv Diş Hekimliği

Restoratif diş hekimliğinde yapılan çalışmalar, bir yandan estetik dolgu materyallerinin fiziksel, mekaniksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerinin geliştirilmesine, diğer yandan da bu materyallerin diş sert dokularına bağlanmasına ağırlık vermiştir. 1955 yılında Buonocore (89) tarafından asitle pürüzlendirme yönteminin bulunmasının ardından, mine/dentin adezivlerin ve minimal kavite preparasyonlarının gündeme gelmesiyle, daha estetik tedaviler yapılmaya başlanmıştır (21). Böylece 1917 yılında Black tarafından restoratif materyaller için geliştirilmiş ve zamanla gelenekselleşmiş olan mekanik tutuculuk prensipleri, yerini koruma için genişletme prensibini ortadan kaldıran, daha konservatif adeziv preparasyon tekniklerine bırakmış ve bu yeni yaklaşım sayesinde, ***adeziv diş hekimliği*** kavramı ortaya çıkmıştır (90-93).

Adeziv sistemlerin geleneksel yöntemler karşısında bir takım avantajları vardır. Bunların en önemlisi sağlam diş dokularının mekanik olarak uzaklaştırılmasına gerek kalınmamasıdır. Adeziv restoratif materyaller; kavite preparasyonu sonrasında kalan zayıflamış diş dokularını destekler, fonksiyonel kuvvetleri bağlanma ara yüzeyi boyunca uygun bir şekilde ileterek dağıtırlar (94). Adeziv sistemlerin bir diğer önemli avantajı da bu sistemlerle oldukça tatminkâr estetik sonuçlar elde edilebilmesidir (91-93).

### 2.2.1 . Adezyon (Bağlanma)

Farklı moleküller arasındaki çekim kuvvetleri ***adezyon*** veya ***bağlanma*** olarak tanımlanır (91,93,95). 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 (93).

Bağlanma kimyasal, fiziksel ya da mekanik olarak gerçekleşebilir (91,93,95). ***Kimyasal bağlanma***, farklı yapıdaki yüzeylerin atomları arasında oluşan iyonik, kovalent veya hidrojen bağlar ile gerçekleşir. ***Fiziksel bağlanma***, Van der Waal's kuvvetleri ve elektrostatik etkileşimler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen oldukça zayıf bir bağlanmadır. ***Mekanik bağlanma*** ise; pürüzlü bir yapı ile (asitle pürüzlendirilmiş mine ve/veya dentin) materyal (adeziv sistem) arasında meydana gelen kilitlenmeye dayanan güçlü bir bağlanma tipidir (92). Diş hekimliğinde diş yapılarında elde edilen bağlanma en çok mekanik yolla gerçekleşmekte olup diğer bağlanma çeşitlerinin katkısı sınırlıdır (91,93,95).

Adeziv-aderent ilişkisini etkileyen üç önemli kavram mevcuttur. Bunlar; adeziv materyalin kritik ***yüzey gerilim değeri***, aderent yüzeyin ***ıslanabilirlik miktarı*** ve adeziv materyalin aderent yüzeyle yaptığı ***değim açısıdır*** (93). Başarılı bir bağlanma gerçekleşebilmesi için adeziv sistemin kritik yüzey gerilim değerinin, aderentin kritik yüzey gerilim değerine eşit veya daha az olması gerekir. Yüzeyin ıslanabilirliği sıvının uygulandığı yüzeye temas ettiği açı (değim açısı) ile belirlenmektedir. Etkili bir bağlanma için aderentin ıslanabilirliği iyi olmalı, yani adeziv sistemin değim açısı mümkün olduğunca küçük olmalıdır. Yüzeylerin ıslanabilirliğinin artması kimyasal ve mikro mekanik bağlanmayı kolaylaştırır (95,96). Bu nedenle diş dokularına bağlanmayı güçlendirmek için yüzey pürüzlendirici uygulamalar tasarlanmış ve ıslatabilme özelliği yüksek olan kritik yüzey gerilim değeri düşük adezivler geliştirilmiştir. Bağlanma açısından bu özellikler, minede dentine kıyasla daha iyidir (93,95). Bunların yanında, aderent diş dokusundaki kimyasal ve morfolojik farklılıklar, diş yüzeyinin kontaminasyonu ve nem gibi faktörler de bağlanmanın başarısını etkilemektedir.

### 2.2.2. Mineye Bağlanma

Mine, ağırlıkça yaklaşık, %1-4 su, %1-2 organik ve %94-98 inorganik materyal içeren yüksek oranda kristalize bir yapıdır. Günümüzde, rezin esaslı materyallerin 'mineye' bağlanması modern restoratif diş hekimliğinde rutin ve güvenilir bir işlem haline gelmiştir (91,95,97-99). Mine dokusuna asit uygulandıktan sonra mine yüzeyinin ortalama 10 µm'lik kısmı ortadan kalkar ve derinliği 5-50 µm arasında değişen pürüzlendirilmiş bir alan oluşur. Sonuç olarak minenin ıslanabilirliği, yüzey enerjisi ve bağlanma alanı artar. Bu sayede, rezin esaslı adeziv materyaller için ideal bir bağlanma yüzeyi oluşur. Uygulanan adeziv rezin mine yüzeyindeki bu mikro pürüzlülüklere girerek polimerize olur ve böylece adeziv ile mine yüzeyi arasında ***mikromekanik bağlanma*** gerçekleşir (91,95,98,100).

Elektron mikroskop çalışmalarında kullanılan asidin konsantrasyonuna ve uygulama süresine bağlı olarak mine yüzeyinde 3 tip mikroskobik pürüzlenme gerçekleştiği ortaya konulmuştur (90,91,95,101).

Bu morfolojik sınıflandırmaya göre;

**Tip I pürüzlenme:** Mine prizmalarının iç kısımları çözünerek uzaklaşır. Ortaya çıkan görüntüye ***"bal peteği görünümü"*** adı verilir.

**Tip II pürüzlenme:** Mine prizmalarının çeperleri çözünerek uzaklaşır. Daha az çözünen iç kısımlar, çıkıntı şeklinde görünür.

**Tip III pürüzlenme:** Prizmatik yapının gözlenmediği amorf bir yüzeye rastlanır. Daha silik bir pürüzlenme görünümü vardır (90,91,101).

Mine yüzeyi içerisinde oluşan rezin uzantıları (rezin tagları) rezin ile mine arasında oluşan bağlanmanın temelidir (91,93,95,102). Mine prizmalarının etrafında oluşan demineralizasyona bağlı olarak meydana gelen rezin uzantılarına **makro uzantılar**, mine prizmalarının iç yüzeylerindeki küçük girintilerde oluşanlara da **mikro uzantılar** denir. Mikro uzantılar fazla sayıda olmaları ve geniş yüzey alanları nedeniyle bağlanma kuvvetlerine daha fazla katkıda bulunmaktadır (93,95).

Mine yüzeyinde uygulanan asit sonrasında meydana gelen etki; kullanılan asidin çeşidi, konsantrasyonu, formu ve uygulama süresinin yanı sıra minede preparasyon yapılıp yapılmaması, minenin kimyasal yapısı, mine prizmalarının varlığı ve minenin florür içeriği gibi faktörlere bağlıdır (93).

Araştırmacılar minenin pürüzlendirilmesinde fosforik aside alternatif olabilecek %10'luk maleik asit, %10'luk sitrik asit , %1.6-3.5'lik oksalik asit ve %2.5'luk nitrik asit gibi çeşitli ajanları denemişlerdir (95,103,104). Ancak fosforik asitle mine yüzeyinde daha derin demineralizasyon oluşturulduğundan, fosforik asit diğer asitlerden daha fazla tercih edilmektedir (96,105).

### 2.2.3. Dentine Bağlanma

Adeziv materyaller asitle pürüzlendirilen mineye oldukça başarılı bir şekilde bağlanmasına rağmen, dentinin karmaşık histolojik yapısı ve kimyasal içeriğindeki çeşitlilik dentine bağlanmayı güçleştirmektedir (91,93,95,98,106,107).

Dentinin içeriği yaklaşık olarak ağırlıkça %70 inorganik materyal, %20 organik materyal, %10 su ve diğer materyallerden oluşur. Minenin ağırlıkça %95'ten fazlası mineralize inorganik dokulardan oluşmakta iken, dentinin inorganik içeriğinin mineden daha az olması ve önemli bir kısmının su ve organik yapılardan oluşması bağlanmayı olumsuz yönde etkiler. Dentinin organik fazı ise, ağırlıklı olarak kollajenden oluşmaktadır (91,93,95).

Dentin dokusu içerisinde mine-dentin veya sement-dentin birleşiminden pulpaya doğru uzanan ***dentin kanalları, peritübüler dentin*** denilen hipermineralize dentinle çevrelenmistir. Kanallar arasında ***intertübüler dentin*** denilen daha az mineralize dentin yer alır. Dentin kanalları, odontoblastların sitoplazmik uzantısı olan ***Tomes fibrilleri*** ve plazma sıvısı içeren dentin sıvısıyla doludur. Dentin kanalları içindeki sıvı, pulpadan dışa doğru devamlı ve sabit bir basınca sahiptir. Bu intrapulpal basınç 25-30 mmHg olup, adezivin penetrasyonu açısından dezavantaj oluşturur. Hidrofobik yapıdaki adeziv, bu sıvının varlığından ve intrapulpal basınçtan olumsuz yönde etkilenir (91,108,109). Ayrıca dentinin protein oranının yüksek olması, kritik yüzey enerjisinin düşük olmasına neden olarak ıslanabilirliği azaltır ve bağlanmayı güçleştirir (93).

Dentinin yapısı mine kadar homojen değildir. Dentin geçirgenliği, nem oranı ve yapısı lokalizasyona göre çeşitlilik gösterir. Adeziv sistemler intertübüler dentine daha fazla bağlanmaktadır. Derin dentinde kanal sayısının daha fazla, kanal çapının da daha geniş olması nedeniyle, bağlanma için elverişli olan intertübüler dentin miktarı azalır ve dentinin nem oranı artar. Bu nedenle, derin dentine bağlanma dayanıklılığı, yüzeyel dentine bağlanmaya kıyasla daha düşüktür (91,93,95,110).

Dentine bağlanmayı zorlaştıran bir diğer faktör ise ***smear tabakası***dır (91,95). Dentin dokusu kesildiğinde veya aşındırıldığında, yüzeyde değişmiş ince bir tabaka oluşur. Smear tabakası; birkaç mikrometre kalınlığında olup, denature kollajen, hidroksiapatit ve kesme işlemi sırasında meydana gelen diğer kalıntı materyallerinden oluşur. Smear tabakası; dentin kanallarının çoğunu ***smear tıkaçları*** denilen kalıntılarla tıkayarak, dentin geçirgenliğini azaltan bir difüzyon bariyeri gibi görev görse de, adeziv rezinlerin dentin yapılarına yayılımını ve bağlanmasını önleyen olumsuz bir etki de göstermektedir (95,98,111,112). Adeziv rezinlerin dentine bağlanabilmesi için bu tabakanın uzaklaştırılması ya da modifiye edilmesi gerekir (91,95,98,113). Dentin yüzeylerini adeziv ajanların bağlanabileceği uygun şekle getirebilmek amacıyla kimyasal, mekanik veya termal yöntemler kullanılabilmektedir. Kimyasal yöntem olarak asit veya şelasyon yapan ajanlar kullanılırken, mekanik yöntem olarak air abrazyon ve termal (ısısal) yöntem olarak lazer uygulamaları yapılmaktadır (91,93,95).

Dentine güvenli bağlanma konusunda bazı üreticiler, ürünlerinin dentine kimyasal biçimde bağlanmasını amaçlamış olmasına rağmen; uzmanların çoğu temel bağlanma mekanizmasının mekanik kilitlenme olduğu konusunda aynı fikirdedir. Dentin-adeziv sistemlerinin çoğunda, smear tabakasını uzaklaştıran ve intertübüler dentini kısmi olarak demineralize eden bir “asit” uygulaması vardır (93,95,98). Asit uygulanmasından sonra smear tabakası uzaklaşır, peritübüler dentin ortadan kalkar, intertübüler dentinde demineralizasyon oluşur, mikropöröziteler artar, dentin kanallarının ağzı genişleyip huni biçiminde açılır, dentindeki kollajen fibriller ortaya çıkar ve adeziv rezinin kanalların içine infiltrasyonu kolaylaşır (93,95,98). Dentin

yüzeyindeki demineralizasyon derinliği asidin cinsine, konsantrasyonuna ve uygulama süresine bağlı olduğu gibi, yüzey aktif ajanlara, kalınlaştırıcılara ve modifiye edicilere de bağlıdır (93,95,98). Bu sistemlerin çoğunda asit uygulama süresi, dentinin inorganik içeriğinin mineden daha az olmasına bağlı olarak, mine yüzeylerinin pürüzlendirilmesi için gereken süreye göre daha kısadır. Dentine bağlanma, büyük ölçüde rezinin kollajen liflerini sarmalaması sonucu gerçekleştiğinden, pürüzlendirici ajanlar açığa çıkan kollajen liflerini aşırı düzeyde zedelememelidir. Asit uygulamasının ardından, doğal olarak nemli olan dentin yüzeylerinin içerisine penetre olan ve kompozit restorasyonla birlikte polimerize olan hidrofilik adeziv rezinler uygulanır. Bağlanmanın bir kısmı, dentin kanallarının içerisine uzanan ***rezin uzantıları*** sayesinde meydana gelse de; bağlanma dayanıklılığı büyük ölçüde adeziv rezinin, demineralize intertübüler dentin ve açığa çıkmış kollajen lifleri arasına penetre olup, buraya adapte olması sonucu oluşur. Kollajen, kopolimer ve polimer ile sarılmış hidroksiapatitten oluşan rezinle güçlendirilmiş, aside dirençli bu tabakaya ***hibrit tabaka***, oluşum sürecine de ***hibridizasyon*** denir (91,93,95,114).

### 2.2.4. Adeziv Sistemler

Adeziv restorasyonların uzun süreli dayanıklılığı için rezin ve diş dokuları arasında etkili ve dayanıklı bir bağlanma olmalıdır. Uzun yıllardır diş dokularına iç ve dış streslere karşı koyabilecek şekilde kuvvetli bağlanan ve klinik olarak kolay ve çabuk uygulanabilen adeziv sistemlere ulaşmak için çalışılmaktadır. Günümüze dek, birçok araştırmacı tarafından adeziv ürünlerin kullanılmaya başlandığı tarihler esas alınarak yapılan "kronolojik sınıflandırma" ve adeziv sistemlerin kimyasal içeriklerine göre yapılan "yapısal sınıflandırma" kullanılmıştır (95,106). Ancak, tüm adeziv materyallerin mine ve dentine bağlanmasındaki temel mekanizma, sert dokulardan inorganik minerallerin uzaklaştırılması ile oluşturulan mikro boşluk veya pürüzlülüklere rezin monomerlerin dolması ve bunların polimerizasyonu ile gerçekleşen ***mikromekanik kenetlenme*** olduğundan

(91,93,95,106,115), adeziv sistemlerin "etki mekanizmaları" göz önüne alınarak yapılan sınıflandırmalar son yıllarda daha objektif bir yaklaşım olarak kabul görmektedir (91,93). Buna göre günümüz modern dental adeziv sistemlerini üç başlık altında incelemek mümkündür (95,106).

### 2.2.4.1. Etch&Rinse (Asidi Yıkanan) Adeziv Sistemler

Bu sistemlerde, mine ve dentin dokuları aynı anda, fakat farklı sürelerde pürüzlendirilerek (çoğunlukla %30-40 fosforik asit) smear tabakası ve asit, diş dokusundan yıkanarak uzaklaştırılır. Bu işlem nedeniyle bu gruptaki adezivler son yıllarda *"*pürüzlendirme ve yıkama*"* anlamına gelen "***etch&rinse"*** adeziv sistemler olarak adlandırılmaktadırlar (93,95,115).

Geleneksel '3 aşamalı etch&rinse' sistemlerde, asit aşamasını, primer aşaması ve adeziv rezinin uygulanması takip eder. Bu teknik son derece etkili olmasına rağmen; karmaşık uygulama basamakları içerdiğinden, büyük titizlik ve duyarlılıkla uygulanması gerekir ve uzun zaman alır. Kullanım kolaylığı sağlamak açısından basitleştirilmiş '2 aşamalı etch&rinse adeziv'lerde ise , primer ve adeziv tek aşamada uygulanır ve bu nedenle bu adezivlere 'tek-şişe adezivler' de denir. Bu sistemlerde birinci aşamayı takiben ikinci aşama olarak hidrofilik ve hidrofobik rezinlerin karışımı olan ve etanol, aseton, su gibi çözücülerden birini içeren kombine tek şişe bağlayıcı ajanlar uygulanır (93,95).

Etch&rinse adeziv sistemlerde yıkama işleminden sonra mine yüzeyi tebeşirimsi bir görüntü elde edilene kadar kurutulurken, dentin yüzeyinin aşırı derecede kurutulması, hidroksi apatitini kaybetmiş desteksiz kollajen fibrillerin büzülmesine neden olarak rezin infiltrasyonunu sınırlandırır. Etch&rinse adeziv sistemlerin başarıyla uygulanmasında çok önemli olan ve yüksek derecede teknik duyarlılık gerektiren "***nemli bağlanma tekniği***"nde, asitle pürüzlendirme ve yıkama işlemlerinden sonra yüzey tamamen kurutulmaz, hafif nemli bırakılır. Böylece kollajen fibriller pozisyonlarını koruyarak sünger gibi davranırlar. Bu durum rezinin infiltrasyonunu kolaylaştırır ve ***in vitro*** bağlanma dayanıklılığını artırır (95). Aşırı nem primeri sulandırarak etkisinin azalmasına ya da hibrit tabakası içindeki rezin polimerizasyonunun olumsuz

etkilenmesine neden olur ve demineralize dentinde rezin tarafından doldurulması gereken boşlukları doldurarak bağlanmayı olumsuz yönde etkiler (93,95).

### 2.2.4.2. Self-Etch (Asidi Yıkanmayan veya Kendiliğinden Asitli) Adeziv Sistemler

Güncel adeziv sistemler sınıflamasında ikinci ana grubu oluşturan '***self-etch***' adezivler ise; dentini kendiliğinden pürüzlendirip, adeziv aşamasına hazırlayan ve yıkanma gerektirmeyen asidik monomerler içerir. Self-etch adezivler, ayrı bir çözücüsüz bağlayıcı ajanın uygulanıp uygulanmamasına göre, 'tek aşamalı' veya '2 aşamalı'olarak iki alt gruba ayrılırken; içerdiği asidin pH'ına göre de 'kuvvetli' (pH<1) veya 'ılımlı' (pH±2) olarak sınıflandırılır. Tüm self-etch sistemlerde asidin yıkanması aşamasının ortadan kaldırılması, klinik uygulama süresini kısalttığı gibi, etch&rinse sistemlerde karşılaşılan nemli bağlanma gereksinimini ve bağlayıcının uygulanması işlemindeki duyarlılığı da anlamlı düzeyde azaltır (93,95,116-119).

Self-etch adeziv sistemlerde smear tabakası etch&rinse sistemlerde olduğu gibi uzaklaştırılmaz. Bunun yerine monomer infiltrasyonu ile modifiye olarak, hibrit tabakanın içine katılır ve bağlanma ara yüzeyinin bir parçası haline gelir. Bu şekilde, smear tabakasının pulpayı koruyan ve dentin sıvısının akışını önleyen doğal bariyer özelliği korunarak altındaki dentinin demineralizasyonu sağlanmış olur (90,118). Ancak, bugüne kadar denenen çeşitli adeziv sistemler arasında, self-etch adeziv sistemlerin retansiyonunun ve bağlanma dayanıklılığının etch&rinse adeziv sistemlerden çok daha düşük olduğu bulunmuştur (91,95,119-121).

### 2.2.4.3. Cam İyonomer Adeziv Sistemler

Cam iyonomer restoratif materyaller, halen diş dokularına bir aracı gerektirmeden kimyasal olarak bağlanabilen tek materyal olma özelliklerini korumaktadırlar (95,122). Bu materyallerin kaviteye uygulanmasından önce, diş yüzeyinin polialkenoik asitle silinmesi ile smear tabakası ortadan

kaldırılarak, 0.5-1 μm'lik bölgede yüzeyel bir demineralizasyon meydana gelmesi ve kollajen ağın açığa çıkması sağlanmış olur (95,122,123). Cam iyonomer bileşenlerinin de bu alana penetrasyonu ile "mikromekanik" bir bağlanma gerçekleşir. Diş yüzeyinde oluşan demineralizasyon sonrasında hidroksiapatit kristaleri kollajen ağdan tamamen ayrılmaz. Bu sayede kollajen ağ üzerinde kalan hidroksiapatit kristallerine ait kalsiyum iyonu ile polialkenoik asit içerisindeki karboksil grupları arasında oluşan iyonik bağlar sayesinde "kimyasal bağlanma" da gerçekleşir (122,124).

### 2.2.5. Kompozit Rezinler

1963'te Bowen tarafından inorganik doldurucu partiküllerle kuvvetlendirilmiş bir Bis-GMA (bisfenol glisidil metakrilat) sistemi olarak tanıtılmalarından bu yana (125), kompozit rezinler sürekli geliştirilmektedir. 1970'lerde ışıkla polimerize edilebilen rezinlerin bulunuşu ile büyük bir ilerleme kaydedilmiş ve diş renkli restoratif materyallerin gelişimi hız kazanmıştır. Işıkla polimerize edilen kompozitlerin yaygın olarak kullanılabilmesine imkan vermek amacıyla daha sonra yapılan çalışmalar sonucunda, doldurucu partikül boyutları küçültülüp doldurucu miktarı arttırılarak yüzey dokusu daha pürüzsüz ve daha dayanıklı olan materyaller geliştirilmiştir (93,126).

Materyallerdeki gelişmelere ek olarak estetik diş hekimliğine olan ilginin de artmasıyla; üstün estetik, kabul edilebilir dayanıklılık, seramiklere göre ucuz maliyet, kolay adeziv işlemlerle diş dokusuna yapıştırılabilme, düşük termal iletkenlik, kavite preparasyonu sırasında sağlam diş dokularının korunması ve civa içermeme gibi özellikleri nedeniyle kompozit rezinler günümüzde en sık kullanılan estetik restoratif materyaller olmuştur (127).

Kompozit rezinler, temel olarak ***organik polimer matriks faz***, inorganik doldurucu partiküller içeren ***inorganik faz*** ve inorganik doldurucuların polimer matrikse kimyasal olarak bağlanmasını sağlayan ***ara faz***'dan oluşur (93). Organik polimer matriks fazı, rezin monomerler ve

polimerizasyonda kullanılan başlatıcı (inisiatör)/hızlandırıcı (akseleratör) sistemlerden oluşmaktadır (93,128). Kompozitlerin rezin matriksinde esas komponent Bis-GMA ya da UDMA (üretan dimetakrilat) gibi dimetakrilat oligomerlerdir. Viskoziteyi azaltmak amacıyla rezin kompozitlere EGDMA (etilen glikol dimetakrilat) ve TEGDMA (trietilen glikol dimetakrilat) gibi düşük moleküler ağırlıklı diakrilatlar da eklenmektedir (93,129). İnorganik faz ise, matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükte kuartz, kolloidal silika, borosilikat cam ve baryum, stronsiyum, çinko içeren cam doldurucular içerir. Kuartz ve kolloidal silika dışında kalan tüm doldurucular materyalin radyoopasitesini sağlar (93,128).

Kompozit rezinler;

**a) Polimerizasyon yöntemlerine göre:**

- Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler (Chemical-cured)
- Işık ile polimerize olan kompozit rezinler (Light-cured)
- Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan kompozit rezinler (Dual-cured)

**b) Viskozitelerine göre:**

- Kondanse olabilen kompozit rezinler (Packable-condensable)
- Akışkan kompozit rezinler (Flowable)

**c) İnorganik partiküllerin büyüklüklerine göre:**

- Megafil (Megafill) 50-100 µm
- Makrofil (Macrofill) 10-100 µm
- Midifil (Midifill) 1-10 µm
- Minifil (Minifill) 0.1-1 µm
- Mikrofil (Microfill) 0.01-0.1 µm
- Hibrit (Hybrid) 0.04-1 µm
- Nanofil (Nanofill) 0.005-0.01 µm, olarak sınıflandırılır (93).

Kompozit rezinlerin doldurucu içeriği arttıkça organik matriks oranı düşer, polimerizasyon büzülmesi, ısısal genleşme katsayısı ve su absorbsiyonu azalır. Ayrıca elastisite modülü, aşınma direnci ve dayanıklılık artarak rezinin mekanik özellikleri olumlu yönde etkilenir (128). Doldurucu

partiküllerin büyüklüğü; materyalin estetik özelliklerini, polimerizasyon derinliğini, polimerizasyon büzülmesini ve fiziksel özelliklerini etkilemektedir (128). Kompozit rezinlerde karşılaşılan zayıf aşınma direnci, yetersiz renk stabilitesi, su absorbsiyon özelliği, çözünebilirlik, polimerizasyon büzülmesi, başarısız bağlanma, mikrosızıntı, post-operatif duyarlılık, kasp gerilimi ve rekürrent çürük oluşumu gibi yetersizlikleri ortadan kaldırarak (130-133); fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirmek amacıyla kompozit rezin teknolojisinde gelinen en son noktaysa; ***nano dolduruculu (nanofil) kompozitler***dir (126,127,132,133).

"Nano" öneki; herhangi bir birimin milyarda birini temsil eden bir ölçüm birimi olarak tanımlanır. Nano dolduruculu kompozitlerde, yuvarlatılmış nano partiküllerin (1 nm-100 nm) düzenli bir şekilde dağılımı ile doldurucu miktarı arttırılır ve sonuçta; geleneksel hibrit kompozitlere oranla daha üstün fiziksel ve mekanik özellikler elde edilir. Nano dolduruculu kompozit rezinler; yüksek aşınma direnci ve dayanıklılık, düşük polimerizasyon büzülmesi, üstün polisajlanabilirlik, uzun süreli polisaj retansiyonu ve kusursuza yakın estetik gibi özellikleriyle, son derece başarılı restorasyonlar yapmaya olanak sağlamaktadır (134).

## 2.3. Bağlanma Dayanıklılık Testleri

Adeziv sistemlerin ve uygulamaların geliştirilmesindeki en önemli neden, diş sert dokuları ile restoratif materyal arasında kabul edilebilir düzeyde bir bağlanma dayanıklılığı elde edebilmektedir. Bu nedenle adeziv materyallerin fiziksel özelliklerinin ve bağlanmayı etkileyebilecek çeşitli uygulamaların değerlendirilmesinde bağlanma dayanıklılığının ölçümü önemli yer tutmaktadır (135). Bu amaçla literatürde başta makaslama (shear), gerilim (tensile) ve mikro gerilim (micro tensile) bağlanma dayanıklılık testleri olmak üzere birçok *in vitro* yöntem kullanılmaktadır (91,136).

### 2.3.1. Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Testi (Shear Bond Strength Test)

Diş ile restoratif materyalin bağlanma ara yüzeyine paralel yönde ve sabit artışla kuvvet uygulanması esasına dayalı bir *in vitro* test yöntemidir. Literatürde yapılan bağlanma dayanıklılığı çalışmalarında en sık kullanılan yöntemdir (137). Bu testin sık kullanılmasının sebebi örnek hazırlanmasının daha kolay olması ve klinik ortamdaki yük dağılımını iyi bir şekilde taklit etmesidir (138). Ancak makaslama bağlanma dayanıklılık testlerinde standart sapmanın ortalama %52 gibi yüksek düzeyde seyretmesi, deney grupları arasında karşılaştırma yapmayı oldukça güçleştirmektedir (137). Bu yöntem son dönemlerde tercih edilen bir bağlanma dayanıklılık ölçüm yöntemi değildir (91,137,139).

### 2.3.2. Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi (Tensile Bond Strength Test)

Restoratif materyal ile diş ara yüzeyine dik ve sabit hızla kuvvet uygulanması ile bağlanma dayanıklılığını ölçmeye yarayan *in vitro* bir test yöntemidir. Bu testte uygulanan kuvvetin bağlanma ara yüzeyinin tam olarak merkezinden geçmesi çok önemlidir. Böylece bağlanma ara yüzeyinin dış kenarında gerilim kuvveti yaratılmış olunur. Merkeze yakın orta bölgelerde ise sıkışma tarzı kuvvetler oluşur. Gerilim bağlanma dayanıklılık testlerinde de, standart sapma miktarı makaslama testlerinde olduğu gibi ortalama %57 gibi yüksek değerlerde çıkmaktadır (137). Bununla birlikte bu test metodunda bağlanma yüzey alanının ortalama 7 $mm^2$ civarında hazırlanması gerekliliği, özellikle homojen olmayan dentin gibi dokularda çalışılırken bir dezavantaj oluşturmakta ve bu nedenle yapılan bağlanma testleri sağlıklı sonuçlar vermemektedir (140).

### 2.3.3. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi (Micro Tensile Bond Strength Test)

Makaslama ve gerilim testlerinin olumsuz özelliklerinin zaman içerisinde anlaşılması araştırmacıları daha duyarlı test yöntemleri geliştirmeye zorlamıştır. Bu doğrultuda yapılan çalışmalar sonucunda 1994 yılında Sano ve diğ. (140) tarafından yeni bir alternatif olan **mikro gerilim**

**bağlanma dayanıklılık testi** öne sürülmüştür. Mikro gerilim test yönteminde, düşük hızda çalışan elmas diskler ile tek bir dişten 1 $mm^{2}$' lik yüzey alanına sahip çok sayıda seri kesitler alınır. Araştırmacılar, bu yöntemin kullanımıyla koheziv başarısızlığın azaldığını ve başarısızlığın daha çok bağlanma ara yüzeylerinde olduğunu bulmuşlardır (137,140). Ayrıca bu yöntemle, geniş yüzey alanlarının kullanıldığı makaslama ve gerilim testlerinden daha yüksek bağlanma dayanıklılık değerleri görüldüğünü kaydetmişlerdir (137,141).

Geleneksel makaslama ve gerilim bağlanma dayanıklılık testleriyle karşılaştırıldığında, mikro gerilim test yönteminin bazı avantajları bulunmaktadır:

- Tek dişten çok sayıda örnek alınabilir ve bölgesel bağlanma dayanıklılık değerleri ölçülebilir.
- Düzensiz yüzeylerde bağlanma testi yapma olanağı sağlar.
- Yüzey alanları çok küçük olduğundan, bağlanma ara yüzeylerinin tarama elektron mikroskobu ile değerlendirilmesini kolaylaştırır.
- Örneklerin hazırlanması sırasında bağlanma yüzeyi, kompozit restorasyonların bitirilmesi esnasında kullanılan elmas frezlerin oluşturduğu streslerin benzerine maruz kalır. Bu nedenle mikro gerilim örneklerinin hazırlanması ile klinik şartlar gerçeğe daha yakın bir şekilde taklit edilebilir (91,119,137,142-147).

Diğer yandan mikro gerilim test yönteminin bazı zorluk ve dezavantajları da bulunmaktadır:

- Laboratuar işlemleri son derece zordur ve teknik duyarlılık gerektirir.
- Mikro gerilim testinin uygulanabilmesi için özel bir düzenek gereklidir.
- Örnekler çok küçük olduklarından, kolaylıkla dehidrate olabilir (96,119).

## 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu *in vitro* çalışma, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı ve RWTH Aachen Universitesi, Aachen Diş Hekimliğinde Lazer Merkezi (Aachen Dental Lazer Center/AALZ-Aachen/Almanya), arasında oluşturulan protokol kapsamında gerçekleştirilmiştir. Kullanılan lazer cihazı, demet profil ölçüm ekipmanı, bilgisayar programları, lazer fiziği konusunda eğitim ve danışmanlık ve ilgili laboratuar desteği AALZ tarafından sağlanmıştır. Almanya'da yürütülen kısım, TÜBİTAK-BİDEB (Bilim İnsanını Destekleme Başkanlığı)'nın verdiği "Doktora Öğrencileri İçin Yurtdışı Araştırma Bursu" ile desteklenmiştir.

Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3.1.1 ‘de gösterilmiştir.

Tablo 3.1.1. Kullanılan materyaller.

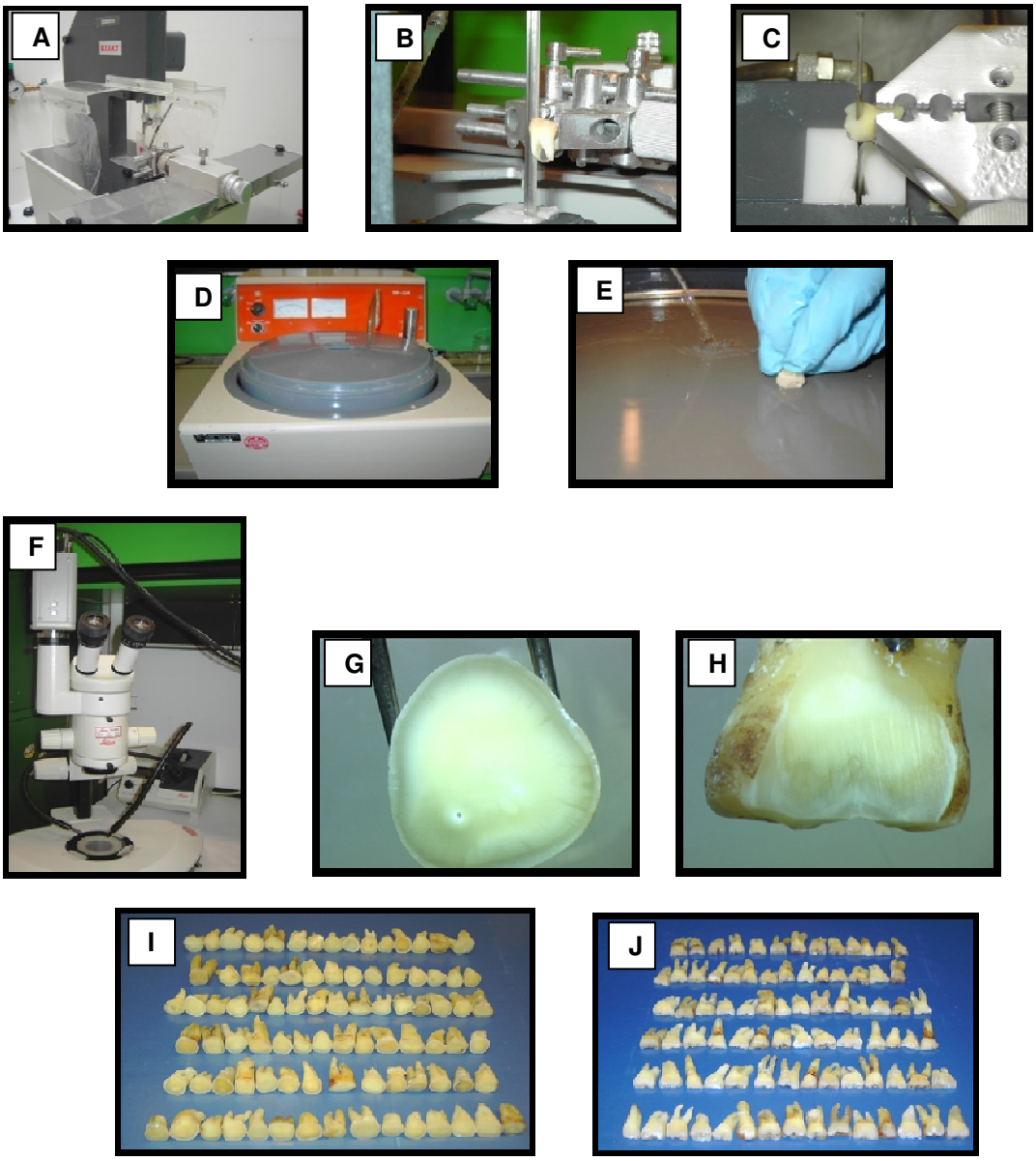
| Materyal (Üretici Firma) | Uygulama Şekli | İçerik |
|---|---|---|
| **DeTrey Conditioner36 (Dentsply, DeTrey GmbH, Konstanz, Germany)** ***Seri No: 064222*** | **Mineye 30, dentine 15 sn uygulanır. Tüm yüzeyler 15 sn su ile yıkanarak asit uzaklaştırılır. 5 sn hafif havayla kurutulur.** | **%36 fosforik asit** |
| **XP Bond 2 (Dentsply, DeTrey GmbH, Konstanz, Germany)** ***Seri No: 0703001575*** | **Örneklerin yüzeylerine adeziv sürülür, 20 sn beklendikten sonra, 5 sn hafif hava uygulamasıyla çözücü uzaklaştırılır ve 10 sn ışık ile polimerize edilir.** | **Karboksilik asit modifiye dimetakrilat (TCB rezin), fosforik asit modifiye akrilat rezin (PENTA), Üretandimetakrilat (UDMA), Trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA), 2-hidroksimetakrilat (HEMA), Bütillenmiş benezendiol (sabitleyici), Etil-4-dimetilaminobenzoat, kamforokinon, amorf silika, t-bütanol.** |
| **CeramX Duo (Dentsply, DeTrey GmbH, Konstanz, Germany)** ***Seri No: 60701310*** | **1-1,5 mm kalınlığındaki tabakalar şeklinde uygulanır. E1-E2-E3 renkli mine kompozitleri 10 sn, D1-D2-D3 renkli dentin kompozitleri 30 sn ışık ile polimerize edilir.** | **Metakrilat modifiye polisiloksan, Dimetakrilat rezin, Floresans pigmentleri, UV sabitleyici, Sabitleyici, Kamforokinon, Etil-4 benzoat, Baryum-aluminyum-borosilikat cam, Silikon dioksit nanodoldurucular, Renge göre demiroksit, titanyumoksit veya aluminyum sulfosilikat pigmentler** |

## 3.1. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi:

### 3.1.1. Mine ve Dentin Örneklerinin Hazırlanması:

Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı'nda protetik veya periodontal nedenlerle çekilmiş 180 çürüksüz insan molar dişi seçilmiştir. Dişlerin üzerindeki eklentiler el aletleri ile uzaklaştırıldıktan sonra, ponza ve lastik kullanılarak düşük turda bir mikromotor yardımıyla polisaj yapılmış ve kullanılana kadar distile su içerisinde saklanmıştır. Yetmiş beş adet diş, su soğutması altında elmas testereli bir kesme makinesinde (Exakt/Exakt Technologies, Norderstedt, Germany) meziyodistal yönde ikiye ayrılarak, her dişten iki adet mine örneği elde edilmiştir (n=150). Geriye kalan 105 diş ise, dentin örneklerinin hazırlanması için kullanılmıştır. Elmas disklerle su soğutması altında molar dişlerin okluzal üçlüsü kesilerek yüzeyel dentin açığa çıkarılmıştır. Düzgün bir yüzey ve homojen bir smear tabakası elde edebilmek için, mine ve dentin örneklerinin kesim yüzeylerine 10'ar sn süreyle 180-220-320-400 grid silikon karbit disklerle (SiC) (Hermes/Schleifmittel GmbH&Co., Hamburg, Germany) daha sonra 60 sn 600 grid SiC disklerle su soğutması altında polisaj uygulanmıştır (DP-U4/Struers, Erkrath, Germany).

Polisaj yapılan tüm örnekler; mine örnekleri için dentin dokusunun, dentin örnekleri için ise pulpa dokusunun açığa çıkıp çıkmadığını saptamak için bilgisayar destekli bir strereomikroskop yardımıyla (Leica DM-IL Stereo-microscope/Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Germany), "Diskus ver 4.30.539" programı kullanılarak x40 büyütmeyle incelenmiştir. Değerlendirmeler sonucunda, mine örneklerinin 43'ünde dentin, dentin örneklerininse 27'sinde pulpanın açığa çıkmış olduğu tespit edilmiştir. Bu örnekler çalışmadan çıkarıldıktan sonra, (mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi için 6, tarama elektron mikroskroskobu (SEM) incelemeleri için 5 örnek) her grupta 11 diş olacak şekilde 99 mine, 77 dentin örneği çalışmada kullanılmıştır (Şekil 3.1.1).



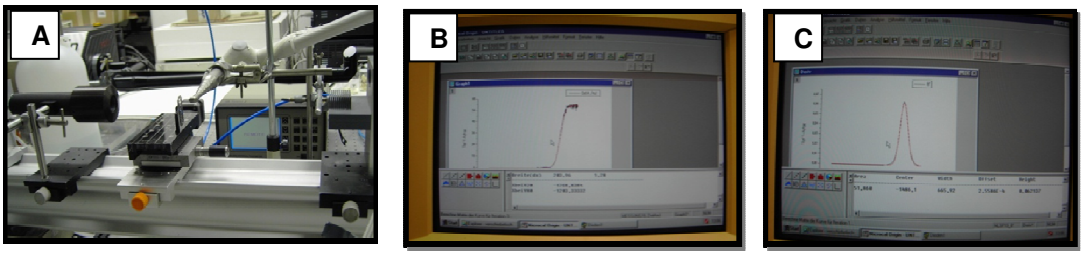

Şekil 3.1.1. Mine ve dentin örneklerinin hazırlanması A: Kesme makinesi; B: Mine örneklerinin hazırlanmasında kullanılmak üzere dişlerin meziyodistal yönde ikiye ayrılması; C: Dentin örneklerinin elde edilebilmesi için dişlerin okluzal üçlülerinin uzaklaştırılması; D: Polisaj makinesi; E: Su soğutması altında aşındırma ve polisaj işlemlerinin yapılması; F: Bilgisayar destekli stereomikroskop; G: Pulpanın açığa çıkması nedeniyle çalışmadan çıkarılan dentin örneği; H: Dentin dokusunun açığa çıkması nedeniyle çalışmadan çıkarılan mine örneği; I: Dentin örnekleri; J: Mine örnekleri.

### 3.1.2. Demet Profil Ölçümleri:

Tüm örneklerin yüzeylerinin homojen bir şekilde hazırlanmasını sağlamak için; mine ve dentin örnekleri lazerle irradiye edilmeden önce, ***"Knife Edge***" tekniği ile lazer ışık demetinin profili değerlendirilmiş ve çeşitli uzaklıklardaki demet çapları ölçülmüştür. Daha sonra örneklerin irradiye edilmesinde kullanılması planlanan 1mm'lik fiber uç Er:YAG (Fidelis III/Fidelis Fotona Medical Lasers, Ljubljana, Slovenia) lazer cihazının R014 el aletine (handpiece) uyumlanmıştır. El aleti ***"Knife Edge"*** ölçümleri için özel olarak hazırlanmış bilgisayar kontrollü sabit bir düzenek üzerine yerleştirilmiş, fiber ucun radyometrenin ortasına ışık verecek şekilde, radyometreyle aynı doğrultuda ve radyometreden 15-20 cm uzaklıkta sabitlenmesine dikkat edilmiştir (Şekil 3.1.2. A). Ölçümler sırasında Radyometre (LaserProbe RM-6600 Universal Radiometer/Microparticles GmbH, Berlin, Germany) cihazına zarar vermemek amacıyla, çalışmada kullanılacak en düşük parametre olan "80 mJ, 10 Hz" kullanılmış ve fiber uçtan çıkan enerji bir başka radyometre (FieldMaster/Coherent Inc., Palo Alto, CA, USA) yardımıyla ölçülmüştür. Ortalama enerjinin 73 mJ olduğu belirlenmiştir.

Her ölçümden önce, fiber uçla radyometre arasında, bilgisayarla kontrol edilen ve üzerinde ışığın geçişini engelleyecek şekilde yerleştirilmiş bir jilet bulunan düzenek, ışık demetinin tamamen radyometreye geçişine izin verecek şekilde konumlandırılmıştır. İrradyasyonun başlatılmasıyla beraber, jiletli düzenek de ışığı yavaşça örtüp tamamen kesene kadar bilgisayar yardımıyla hareket ettirilmiştir. Fiber uçtan radyometreye ulaşan enerji sıfırlandığında, özel olarak geliştirilmiş bir bilgisayar programı yardımıyla (Rene's Motor Mover and Data Acquisitor V.11) radyometreden gelen verilerin, lazer ışığının o ölçüm değerlerine göre normal lazer ışık profili olan "Gauss Profili" ne uyup uymadığı değerlendirilmiştir (Şekil 3.1.2. B,C). Gauss profiline uygun olmayan ölçümler, uygun değerlere ulaşılana kadar tekrarlanmıştır. Daha sonra, Gauss profiline uygun olan ölçümler kullanılarak, belirli uzaklıklardaki, demet yarıçapları hesaplanmıştır. İlk ölçüm, fiber uçtan 1 mm uzaklıkta gerçekleştirilmiştir. Daha duyarlı bir ölçüm yapabilmek amacıyla, ilk 7 ölçüm birer milimetre arayla olmak üzere, gittikçe artan

uzaklıklardaki 13 farklı noktada, demet yarıçapları üçer defa ölçülmüştür (Tablo 3.1.2).




Şekil 3.1.2. A: Knife Edge demet profil ölçümünün yapıldığı sabit düzenek; B,C: Demet profil ölçüm değerlerinin Sigmoid ve Gauss demet profiline uygunluğunun belirlenmesi.

Tablo 3.1.2: 13 farklı uzaklıkta gerçekleştirilen Knife Edge demet çapı ölçüm değerleri, ortalama demet çap ve yarıçapları.

| Pozisyon | Uzaklık (µm) | Demet Çapı 1 | Demet Çapı 2 | Demet Çapı 3 | Ortalama Demet Çapı | Ortalama Demet Yarıçapı |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **P1** | 1000 µm | 527,19 | 536,26 | 539,42 | 534,29 | 267,145 |
| **P2** | 2000 µm | 557,91 | 551 | 551,86 | 553,59 | 276,795 |
| **P3** | 3000 µm | 587,73 | 589,85 | 596,19 | 591,2567 | 295,628 |
| **P4** | 4000 µm | 664,03 | 665,92 | 669,93 | 666,6267 | 333,3135 |
| **P5** | 5000 µm | 670,73 | 666,72 | 673,62 | 670,3567 | 335,1784 |
| **P6** | 6000 µm | 835,32 | 826,17 | 831,28 | 830,9233 | 415,462 |
| **P7** | 7000 µm | 754,24 | 770,69 | 752,34 | 759,09 | 379,545 |
| **P8** | 9000 µm | 733,79 | 731,41 | 744,49 | 736,5633 | 368,282 |
| **P9** | 11000 µm | 1090,3 | 1085,1 | 1084 | 1086,467 | 543,2335 |
| **P10** | 13000 µm | 1176,2 | 1179,1 | 1165,2 | 1177,65 | 588,825 |
| **P11** | 15000 µm | 1247,9 | 1224,2 | 1208,2 | 1226,767 | 613,3835 |
| **P12** | 20000 µm | 1606,8 | 1544,8 | 1546,8 | 1236,05 | 618,025 |
| **P13** | 25000 µm | 1852 | X | X | X | X |

Buna göre; örnek yüzeylerinin lazerle hazırlanmasında kullanılacak uzaklık, bu uzaklıktaki demet çapı ve elde edilebilecek en düşük ***"pulse overlap"*** (atımların üst üste binmesi) değeri bir bilgisayar programı kullanılarak (Microcal Origin 2003/Microcal Software Inc., Friedrichsdorf, Germany) hesaplanmıştır. Elde edilen veriler; demet profilinin Gauss profiline uygun olduğunu göstermiştir. Yapılan pilot çalışmalar sonucunda Er:YAG lazer cihazının olanak verdiği en düşük frekans değerinin 10 Hz ve irradyasyon sırasında örneklerin hareket ettirilmesinde kullanılacak bilgisayarla kontrol edilen en yüksek düzenek hızının 250µm/sn olduğu göz önünde bulundurularak, homojen irradyasyon yüzeyi elde edebilmek için; örneklerin 502 µm (Xo=251±138 µm) demet yarı çapı ile 1 mm uzaktan irradiye edilmesine karar verilmiştir. Bu şartlar altında, irradiye edilen yüzeylerin her noktasında pulse overlap değerinin 10 olacağı saptanmıştır.

### 3.1.3. Mine ve Dentin Örneklerinin Yüzeylerinin Hazırlanması:

Mine örnekleri uygulanacak yüzey hazırlanması protokolüne göre 9 gruba ayrılmıştır (n=11):

**1.M-K (Kontrol):** Bu gruptaki örneklere üretici firma önerilerine göre 30 sn, %36'lık fosforik asit (DeTrey Conditioner 36/Dentsply, DeTrey GmbH, Konstanz, Germany) uygulanmıştır. İşlem sonunda örnekler 15 sn distile su ile yıkanarak asit uzaklaştırıldıktan sonra 5 sn hafif havayla kurutulmuştur.

**2.M-SSP:** 50 µsn'lik süper kısa atımlar (Super Short Pulse/SSP) kullanılarak Er:YAG lazer uygulanmıştır.

**3.M-SSP-A**: 50 µsn'lik süper kısa atımlar kullanılarak Er:YAG lazer uygulanmış, ardından 1. gruptaki gibi %36 fosforik asit uygulanmıştır.

**4.M-VSP**: 100 µsn'lik çok kısa atımlar (Very Short Pulse/VSP) kullanılarak Er:YAG lazer uygulanmıştır.

**5.M-VSP-A:** 100 µsn'lik çok kısa atımlar kullanılarak Er:YAG lazer uygulanmış, ardından 1. ve 3. gruplardaki gibi %36 fosforik asit uygulanmıştır.

**6.M-SP:** 150 µsn'lik kısa atımlar (Short Pulse/SP) kullanılarak Er:YAG lazer uygulanmıştır.

**7.M-SP-A:** 150 µsn'lik kısa atımlar kullanılarak Er:YAG lazer uygulanmış, ardından 1., 3. ve 5. gruplardaki gibi %36 fosforik asit uygulanmıştır.

**8.M-LP:** 300 µsn'lik uzun atımlar (Long Pulse/LP) kullanılarak Er:YAG lazer uygulanmıştır.

**9.M-LP-A:** 300 µsn'lik uzun atımlar kullanılarak Er:YAG lazer uygulanmış, ardından 1., 3., 5. ve 7. gruplardaki gibi %36 fosforik asit uygulanmıştır.

Mine örneklerinin yüzeylerinin lazerle hazırlanmasında Er:YAG lazer, 120 mJ (13.7 J/cm$^2$), 10 Hz, 4 Hava, 7 Su (5 ml/dk) parametreleri kullanılarak uygulanmıştır.

Dentin örnekleri ise uygulanacak yüzey hazırlanması protokolüne göre 7 gruba ayrılmıştır (n=11):

**1.D-K:** Bu gruptaki örneklere lazer uygulanmamış, üretici firma önerilerine göre 15 sn %36'lık fosforik asit uygulanmıştır. İşlem sonunda örnekler 15 sn distile su ile yıkanarak asit uzaklaştırıldıktan sonra 5 sn hafif havayla kurutulmuştur.

**2.D-SSP:** 50 µsn'lik süper kısa atımlar kullanılarak Er:YAG lazer uygulanmıştır.

**3.D-SSP-A**: 50 µsn'lik süper kısa atımlar kullanılarak Er:YAG lazer uygulanmış, ardından 1. gruptaki gibi %36 fosforik asit uygulanmıştır.

**4.D-VSP**: 100 µsn'lik çok kısa atımlar kullanılarak Er:YAG lazer uygulanmıştır.

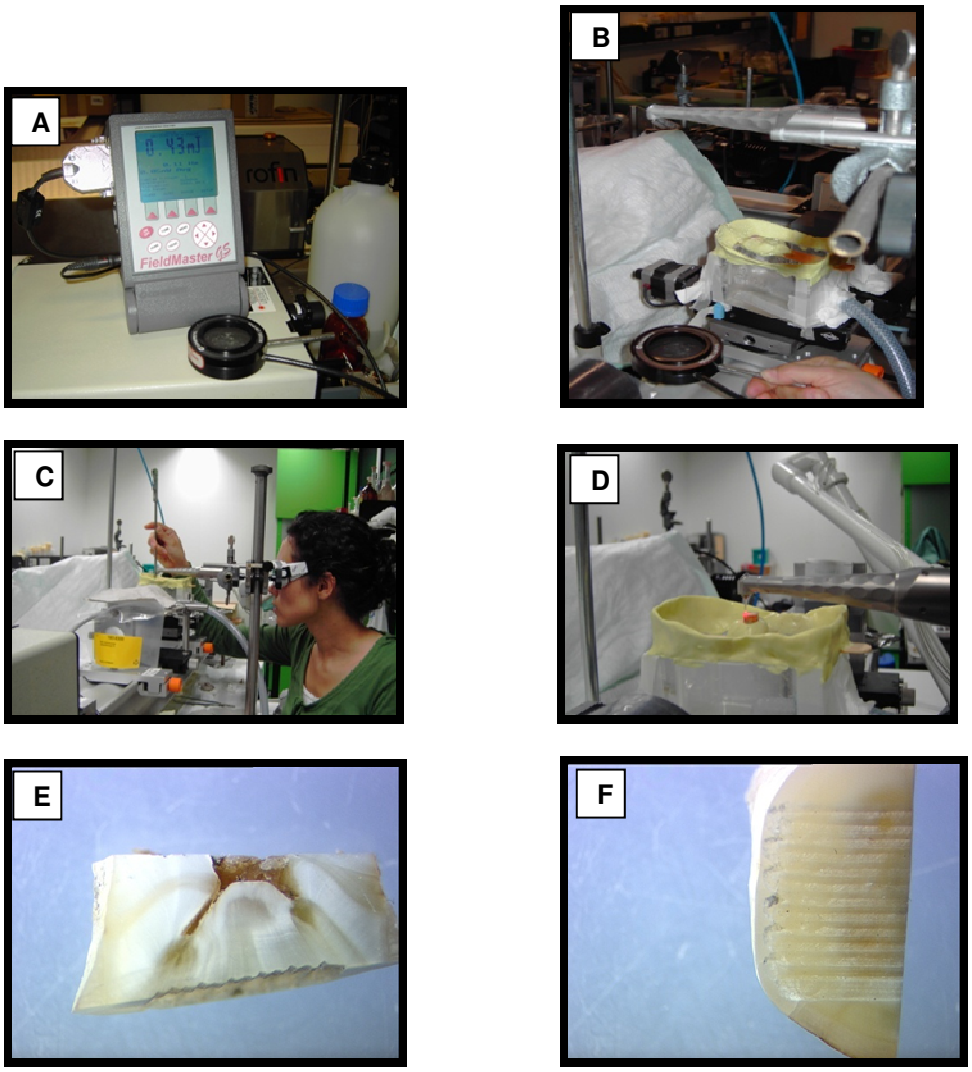
**5.D-VSP-A:** 100 µsn'lik çok kısa atımlar kullanılarak Er:YAG lazer uygulanmış, ardından 1. ve 3. gruplardaki gibi %36 fosforik asit uygulanmıştır.

**6.D-SP:** 150 µsn'lik kısa atımlar kullanılarak Er:YAG lazer uygulanmıştır.

**7.D-SP-A:** 150 µsn'lik kısa atımlar kullanılarak Er:YAG lazer uygulanmış, ardından 1., 3. ve 5. gruplardaki gibi %36 fosforik asit uygulanmıştır.

Dentin örneklerinin yüzeylerinin hazırlanmasında Er:YAG lazer, 80 mJ (8.9 J/cm$^2$), 10 Hz, 4 Hava, 7 Su (5 ml/dk) parametreleri kullanılarak uygulanmıştır.

Lazer uygulamaları bilgisayar tarafından kontrol edilen sabit bir düzenek kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Er:YAG lazerin RO14 el aleti; demet profil ölçümlerinde kullanılan 1 mm'lik safir uç adapte edildikten sonra, yer düzlemine dik olacak şekilde sabit bir düzenek üzerine yerleştirilmiştir. Lazer irradyasyonu su soğutmasıyla uygulanacağından sürekli drenajın sağlandığı bir kap, düzenek üzerinde, el aletinin tam altına sabitlenmiştir. Lazer uygulanacak örnekler, kabın üzerine silikonla yapıştırılmıştır. Örneklerin yer düzlemine paralelliği ve Er:YAG lazer ucundan 1 mm uzaklıkta konumlanması, bir mikrometre ile kontrol edilmiştir. Kompozit blokların taban alanının 5x5 mm$^2$ olması planlandığından; kompozitin uygulanması sırasında kullanılacak olan rehberin kayması ve lazer uygulamaları sırasında suyun lazer irradyasyonundan sonra devreye girmesi olasılıklarına önlem olarak, 6x6 mm$^2$ boyutunda bir alana lazer uygulanmıştır. Er:YAG lazer cihazı çalıştırıldıktan sonra sabit düzeneğin bilgisayar kontrolüyle 250µm/sn hızıyla hareket ettirilmesi ile 6 mm uzunluğunda tek bir irradyasyon çizgisi oluşturulduktan sonra, ikinci irradyasyon çizgisi oluşturulmadan önce, el aleti sabit kalacak şekilde, örneğin üzerinde bulunduğu düzenek 0,5 mm sola kaydırılmıştır. Daha sonra aynı işlemler; 6x6 mm$^2$'lik alana lazer uygulanana kadar tekrarlanmıştır. Tek bir örneğin yüzeyinin hazırlanması için gereken süre 24x12=288 sn olarak hesaplanmıştır. Her üç örneğin irradyasyonundan sonra, lazer cihazının enerjisi bir radyometre yardımıyla 30 cm uzaklıktan ölçülmüştür (Şekil 3.1.3).

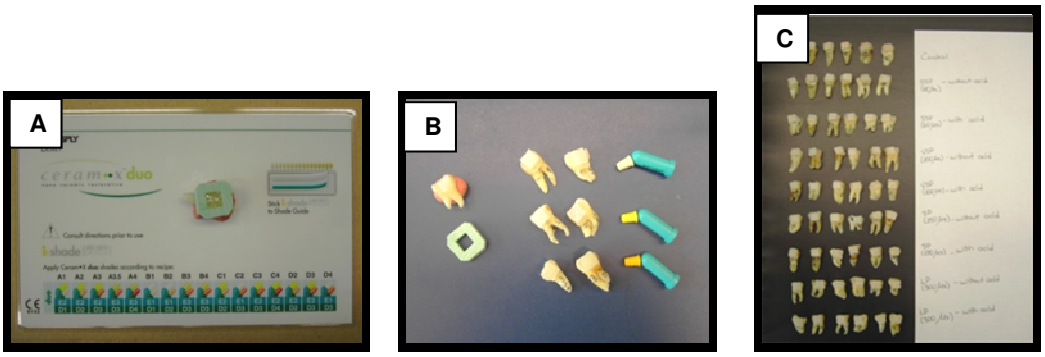



Şekil 3.1.3. A: FieldMaster radyometre cihazı; B: Lazer cihazının enerjisinin radyometre ile ölçülmesi; C: Örneğin sabit düzenek üzerine yerleştirilmesi; D: Bilgisayar destekli sabit düzenek yardımıyla örneğin homojen bir şekilde irradiye edilmesi; E: Lazer uygulanan bir dentin örneğinin stereomikroskop sagital görüntüsü; F: Lazer uygulanan bir dentin örneğinin stereomikroskop yüzey görüntüsü.

### 3.1.4. Kompozit Blokların Hazırlanması:

Farklı protokollerle yüzeyleri hazırlanan mine ve dentin örneklerinden, her gruptan 9 örneğe, etch&rinse adeziv (XP Bond/Dentsply, DeTrey GmbH,

Konstanz, Germany) üretici firma önerilerine göre uygulanmıştır. Rezinin etkili şekilde infiltrasyonuna izin vermek için 20 sn beklendikten sonra, 5 sn hafif hava uygulamasıyla çözücü uzaklaştırılmış ve 10 sn süreyle ışık yoğunluğu 800 mW/cm$^2$ olan bir Light-Emitting-Diode (LED) cihazı (Bluephase C8/IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) ile polimerize edilmiştir. Mine örnekleri üzerine E2 mine kompoziti, dentin örnekleri üzerine ise D2 dentin kompoziti, bir silikon rehber yardımıyla, 1,5 mm'lik iki tabaka halinde uygulanarak, 5x5x3 mm boyutlarında kompozit bloklar (CeramX Duo/Dentsply, DeTrey GmbH, Konstanz, Germany) elde edilmiştir (Şekil 3.1.4). Üretici firma önerilerine göre her tabaka, mine kompoziti için 10 sn, dentin kompoziti için 30 sn süre ile polimerize edilmiştir. Örnekler, mine-kompozit ve dentin-kompozit çubuklarının elde edilmesi sürecinde distile su içerisinde bekletilmiştir.

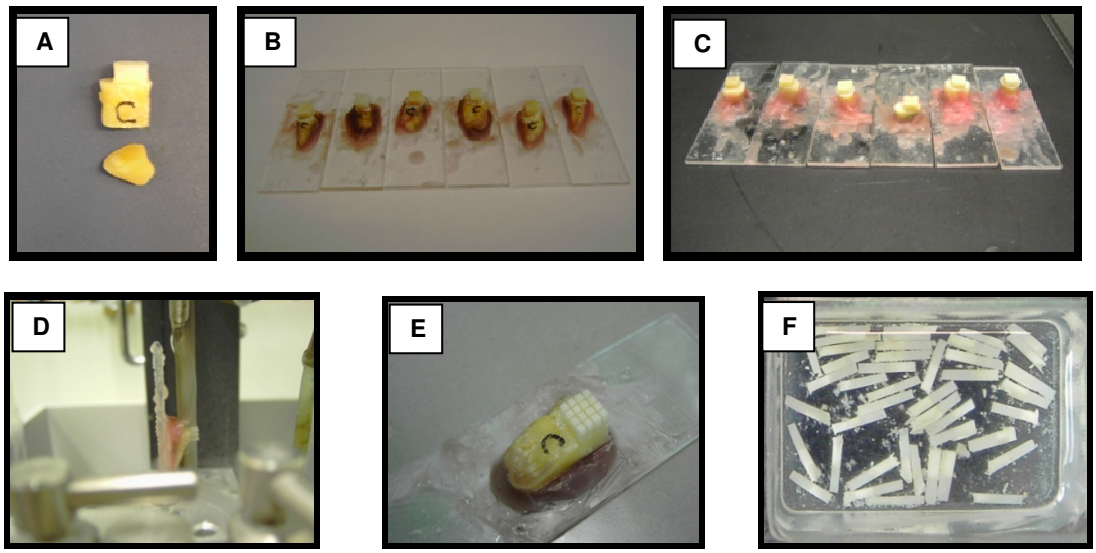



Şekil 3.1.4. A, B: Silikon rehber yardımıyla kompozit blokların oluşturulması; C: Mine örnekleri için hazırlanan kompozit blokları.

### 3.1.5. Mine-Kompozit ve Dentin-Kompozit Çubuklarının Elde Edilmesi:

Her gruptan 6 diş, mine örnekleri doğrudan, dentin örnekleri ise kökleri elmas testereli kesim cihazında su soğutması altında kesildikten sonra, kompozit blokların üst yüzeyi yer düzlemine paralel olacak şekilde, pembe mum yardımıyla esneme özelliği olmayan cam lamlar üzerine sabitlenmiştir. Hazırlanan örneklere, milimetre ayarı yapılabilen aynı kesim cihazında, su soğutması altında düşük hızda (300 RPM) 1 mm arayla 5 vertikal kesim

yapıldıktan sonra, lamın pozisyonu 90$^{o}$ çevrilerek, aynı şekilde 5 kesim daha yapılmıştır. Son olarak örnekler, 1x1x6 mm büyüklüğünde çubuklar (3 mm kompozit, 3 mm mine veya dentin) elde etmek üzere mine-kompozit veya dentin-kompozit birleşiminin 3 mm altından, su soğutması altında düşük turda dönen bir mikromotor ve elmas disk yardımıyla yatay olarak kesilmiştir. Her dişten 5'er çubuk rastgele seçilerek, her grup için toplam 30 mine-kompozit veya dentin-kompozit çubuğu elde edilmiştir (Şekil 3.1.5).

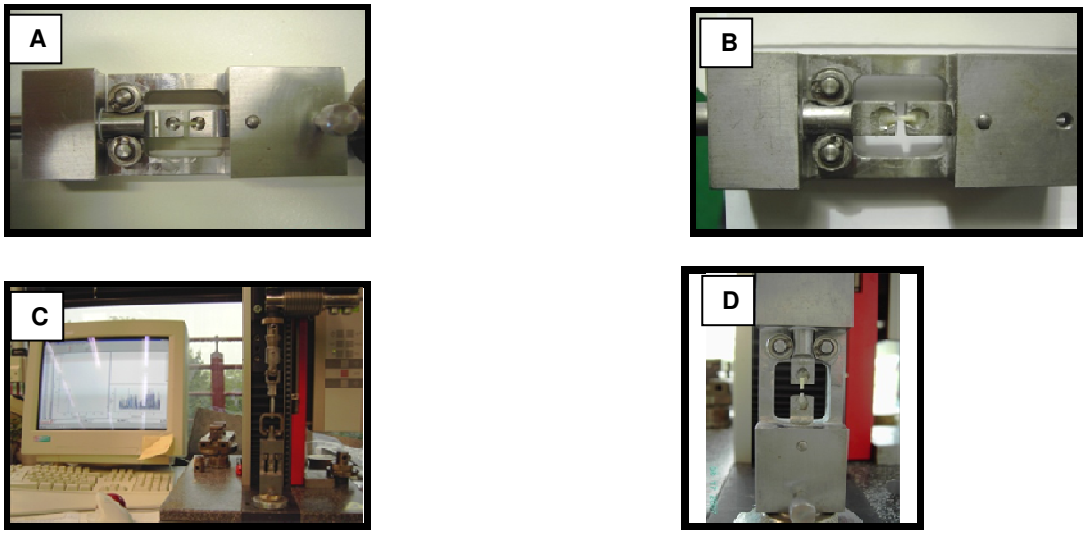



Şekil 3.1.5. A: Kökü kesilmiş dentin örneği; B: Mine örneklerinin lamlar üzerine pembe mumla sabitlenmesi; C: Dentin örneklerinin lamlar üzerine pembe mumla sabitlenmesi; D: Kesme makinasıyla örneklerin kesilmesi; E: 1'er mm aralıkla vertikal kesimlerin tamamlanması; F: Elde edilen 1x1x6 boyutlarındaki çubuklar.

### 3.1.6. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi:

Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testinin en duyarlı şekilde yapılabilmesi amacıyla, 1x1x6 boyutlarındaki çubuklar için özel olarak hazırlanan bir mikro gerilim aparatı, gerilim ölçer cihazına (Zwick/Zwick GmbH&Co. KG, Ulm, Germany) adapte edilmiştir. Örnekler siyanoakrilat yapıştırıcı (Zapit/Dental Ventures of America, Corona, CA, USA) ile mikro gerilim aparatına bağlanmıştır. Örneklerin yapıştırılmasından sonra mikro

gerilim aparatı, gerilim ölçer cihazına yerleştirilmiştir. Mine örnekleri için 270 ve dentin örnekleri için 210 çubuğa, kopma gerçekleşene kadar, 50 Kilogram Force (kgf) yük altında, 1mm/dk kafa hızında gerilim uygulanmıştır (Şekil 3.1.6). Örneklerin kırılması için gerekli olan kuvvet Newton cinsinden kaydedilmiş ve MegaPaskala (MPa) çevrilmiştir.




Şekil 3.1.6. A: 1x1x6 boyutlarındaki çubuklar için özel olarak hazırlanan mikro gerilim aparatı; B: Mikro gerilim çubuklarının siyanoakrilat ile yapıştırılması; C: Gerilim ölçer cihazı ve mikro gerilim aparatının test için gerilim ölçere yerleştirilmesi; D: Mikro gerilim testi sonucu oluşan kopma.

### 3.1.7. Kırılma Tipi Analizi:

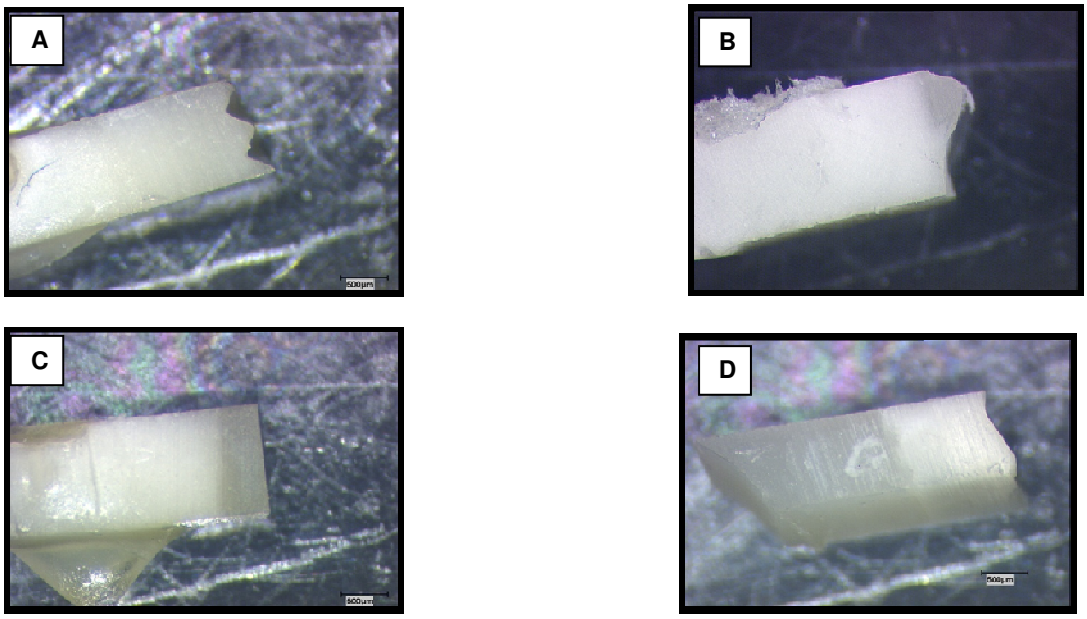
Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi uygulanan örneklerin kopma yüzeyleri; kırılma tipini belirlemek için bilgisayar destekli bir stereomikroskopta (Leica DM-IL Stereo-microscope/Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Germany) "Diskus ver 4.30.539" programı kullanılarak (x80) incelenmiştir. Kırılma tipleri :

**Adeziv:** Adeziv rezinde başarısızlık,

**Karma:** Adeziv-kompozit-diş dokusunda karma (mixed) başarısızlık,

**Kompozitte Koheziv:** Kompozitte koheziv başarısızlık,

**Dentin/ Minede Koheziv:** Dentin veya minede koheziv başarısızlık, olarak sınıflanmıştır (148) (Şekil 3.1.7).




Şekil 3.1.7. A: Adeziv rezinde başarısızlık; B: Karma (adeziv-kompozit-diş dokusunda) başarısızlık; C: Kompozitte koheziv başarısızlık; D: Minede koheziv başarısızlık.

### 3.2. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri:

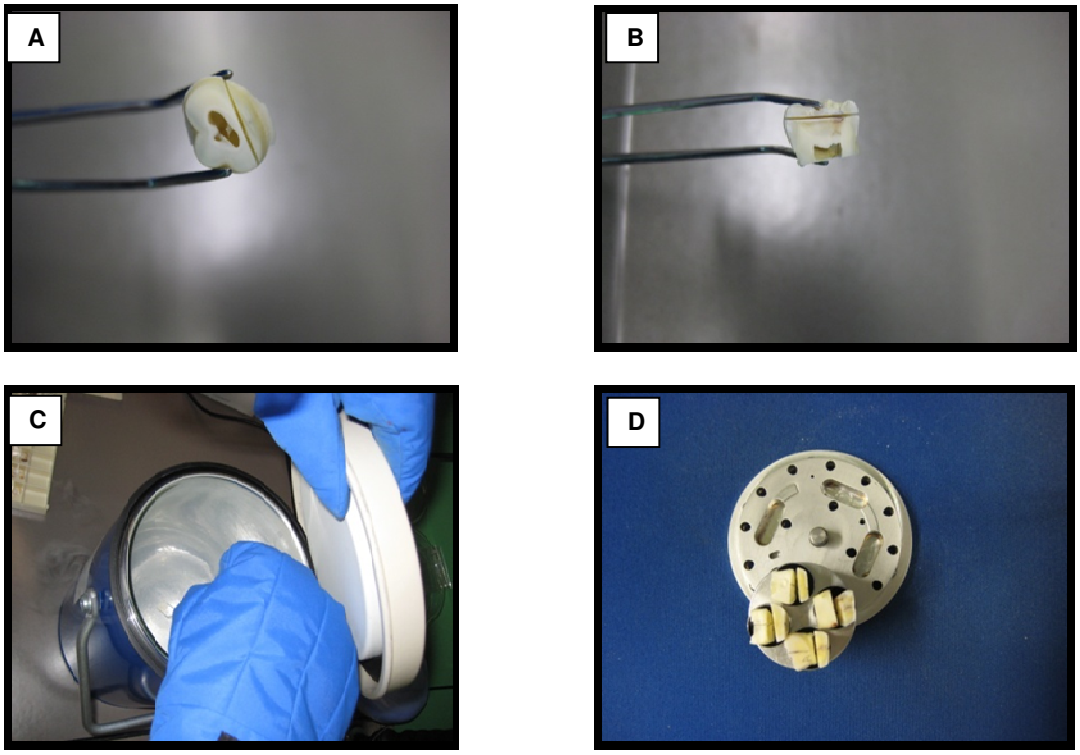
#### 3.2.1. Yüzey İncelemeleri:

Her gruptan 2'şer örnek (toplam 32 örnek) SEM ile incelenmiştir. Sagital kesit incelemeleri için de aynı örneklerin kullanılabilmesi amacıyla, örneklerin yüzeyinin sıvı oksijenle kaplandığı bir SEM cihazı (XL30 ESEM-FEG/ FEI Philips, Eindhoven, Nederlands) kullanılmıştır (x300-x1000) (Şekil 3.2.1.).

Şekil 3.2.1: Yüzey ve sagital kesit incelemelerinde kullanılan SEM cihazı.

### 3.2.2. Sagital Kesit İncelemeleri:

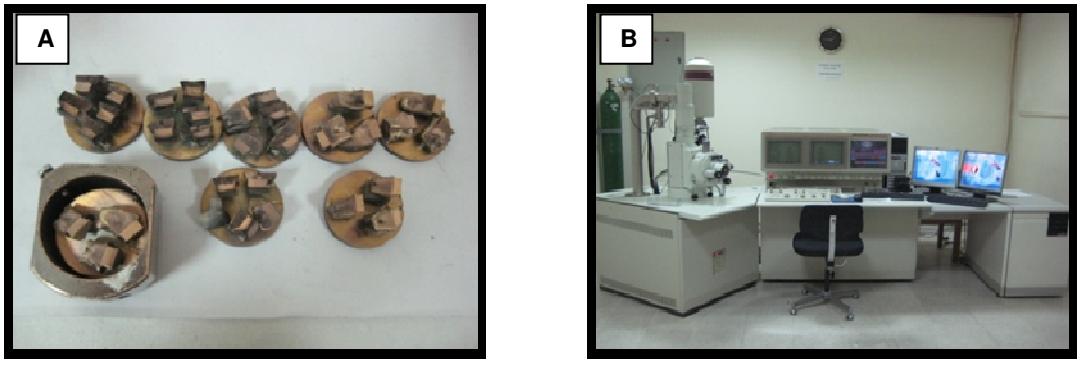
Temiz bir sagital görüntü elde edebilmek için, SEM ile yüzeyi incelenen örneklerin (32 örnek) arka yüzlerine elmas diskler yardımıyla kırılmayı kolaylaştıracak birer çentik oluşturulmuştur (Şekil 3.2.2. A,B). Örnekler 2'şer dk sıvı azotla şok olarak dondurulduktan sonra bir el aleti yardımıyla çentikli kısımdan kırılmıştır. Daha sonra elde edilen sagital kesitler, yüzey incelemelerinin yapıldığı SEM cihazında incelenmiştir (x300-1000) (Şekil 3.2.2. C,D).




Şekil 3.2.2. A: Kırılmayı kolaylaştırmak için dentin örneğinin arka kısmında çentik oluşturulması; B: Kırılmayı kolaylaştırmak için mine örneğinin arka kısmında çentik oluşturulması; C: Örneklerin şok olarak dondurulması için sıvı azota atılması; D: Sagital kesit incelemeleri için örneklerin SEM cihazının taşıyıcı aparatına yerleştirilmesi.

### 3.2.3. Kompozit Rezin-Diş Bağlanma Ara Yüzeylerinin İncelenmesi:

Kompozit bloklar oluşturulduktan sonra her gruptan 3 örnek (toplam 48 örnek), kompozit bloğun ortasına denk gelecek şekilde kesme makinesinde düşük hızda (300 RPM) su soğutması altında vertikal olarak kesilmiştir. Kesim yüzeylerine; polisaj makinesinde önce 800-2400-4000 grid silikon kağıtlarla, sırayla 30-60-90 sn sonra; 0.25 µm Alumina (AP/Struers, Erkrath, Germany) ve 0.1 µm Oksit Polisaj (OP-S/Struers, Erkrath, Germany) süspansiyonlarıyla koton diskler kullanılarak 120'şer sn polisaj yapılmıştır. Polisaj işlemleri sonucu oluşan artıkların veya smear tabakasının uzaklaşması için tüm örnekler distile su içerisinde 30 sn sonik temizlemeye tabi tutulmuştur. Dentin ve mine dokularının mineral kısmını uzaklaştırmak için kesim yüzeylerine 30 sn 5N klorhidrat uygulandıktan sonra, yüzeyler distile su ile yıkanmıştır. Tüm kollajen dokuları uzaklaştırmak için 12 saat %1 NaOCl solusyonuna daldırılma işlemini takiben, örnekler tekrar distile suyla yıkanmış ve artan konsantrasyonlarda etanol (%50 ,%60 %70, %80, %90, %100) uygulamasıyla kritik noktaya kadar dehidrate edilmiştir. Kurutulduktan sonra vakum altında altınla kaplanan örnekler, SEM (Jeol/JSM 6400, Tokyo, Japan) ile incelenmiştir (X1500-3000) (Şekil 3.2.3).




Şekil 3.2.3. A: Altınla kaplanmış örnekler; B: Kompozit rezin-diş bağlanma ara yüzeylerinin incelenmesinde kullanılan SEM cihazı.

### 3.3. İstatistiksel Değerlendirme

Araştırmada elde edilen bulguların istatistiksel analizi Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapılmıştır.

Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi bulgularının analizinde kullanılacak istatistiksel test yönteminin seçilebilmesi için veri dağılımının normal dağılıma uygunluğu ve varyansların homojenliği değerlendirilmiştir. Hem mine hem de dentin gruplarında varyanslar homojen olmadığından, gruplar arasındaki farklılıklar varyans analizi Welch-ANOVA ile değerlendirilmiştir. Hem mine hem de dentin grupları için farlılıklar anlamlı bulunduğundan, farkın hangi grup veya gruplardan kaynaklandığını belirlemek amacıyla post-hoc Dunnet T3 testi kullanılmıştır. Mine ve dentin grupları için kırılma tiplerinin dağılımları ise, istatistiksel olarak Pearson Ki-kare testi kullanılarak değerlendirilmiştir.

Tüm istatistiksel hesaplamalar p=0.05 güven aralığında SPSS yazılım programı (SPSS 12.0 for Windows/SPSS Inc., Chicago, IL, USA) kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

# 4. BULGULAR

## 4.1. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi Bulguları

### 4.1.1. Mine Gruplarında Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi Bulguları

Mineye mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi ortalama ve standart sapma (SD) değerleri Tablo 4.1.1 ve Şekil 4.1.1'de gösterilmiştir.

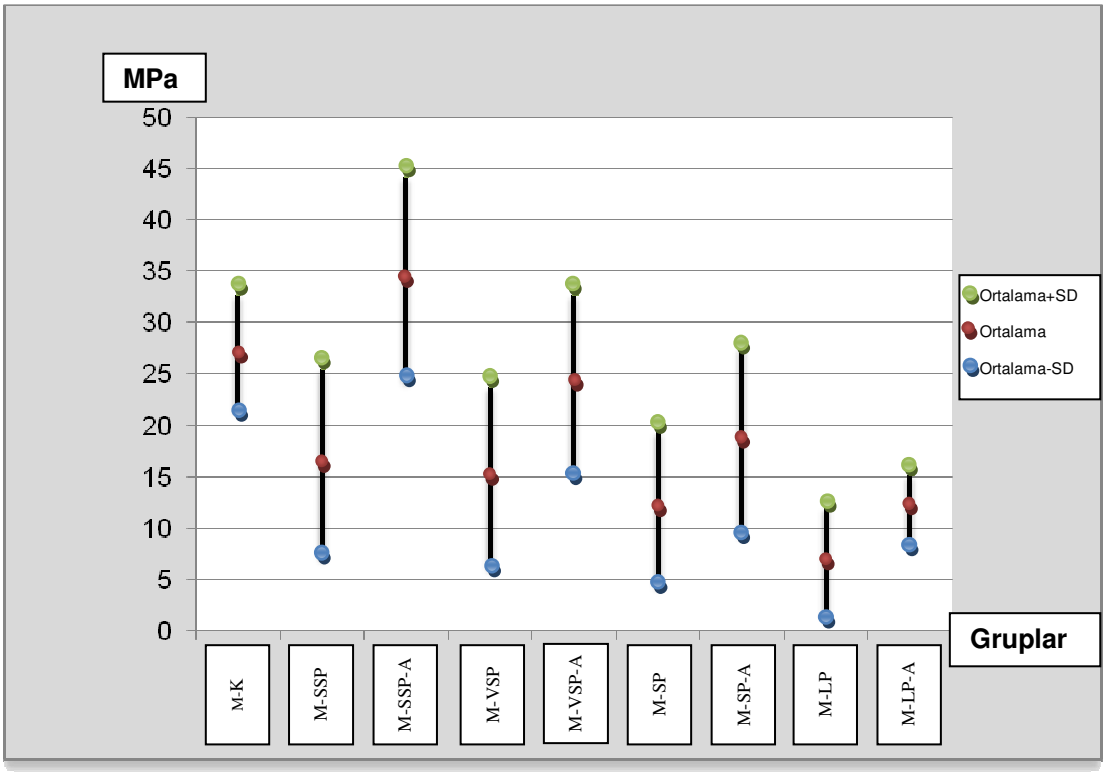
Tablo 4.1.1: Mineye mikro gerilim bağlanma dayanıklılık değerleri (MPa).

| Mine Grupları (n=30) | Ortalama ± SD |
|---|---|
| **M-K** | 27.12±5.61 $^{b}$ |
| **M-SSP** | 16.36±9.17 $^{cd}$ |
| **M-SSP-A** | 34.26±9.89 $^{a}$ |
| **M-VSP** | 14.93±8.76 $^{cd}$ |
| **M-VSP-A** | 24.1±8.64 $^{bf}$ |
| **M-SP** | 11.94±7.5 $^{cde}$ |
| **M-SP-A** | 18.48±9.01 $^{df}$ |
| **M-LP** | 6.77±5.27$^{e}$ |
| **M-LP-A** | 12.1±3.1 $^{c}$ |

***Üst yazı harfler gruplar arası anlamlı farklılığı göstermektedir (p<0.05).***

Welch-ANOVA varyans analizini takiben yapılan Dunnet T3 testi bulgularına göre, mine grupları içerisinde en yüksek mikro gerilim bağlanma dayanıklılık değeri, 50 µsn'lik süper kısa atımlarla lazer uygulamasının ardından 30 sn asit uygulanan M-SSP-A grubunda görülmüştür (34.26 MPa). M-VSP-A grubu (24.1 MPa), M-K grubuna (27.12 MPa) benzer bağlanma değerleri sergilemiştir ($p>0.05$). Her atım süresi kendi içinde

değerlendirildiğinde, lazer uygulamasına ek olarak asit uygulanan gruplar, sadece lazer uygulanan gruplara göre daha yüksek bağlanma değerleri göstermiştir ($p<0.05$). Asit uygulanan ve uygulanmayan lazer gruplarında, VSP ve SP grupları arasında anlamlı bir fark bulunmamakla birlikte, atım süresi uzadıkça mineye bağlanma dayanıklılığı anlamlı düzeyde azalmıştır ($p<0.05$). Mine grupları arasında en düşük bağlanma değerleri ise, 300 µsn'lik uzun atımlarla lazer uygulanan M-LP grubunda gözlenmiştir ($p<0.05$).




Şekil 4.1.1. Mine örneklerinin mikro gerilim bağlanma dayanıklılık değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi.

### 4.1.2. Dentin Gruplarında Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi Bulguları

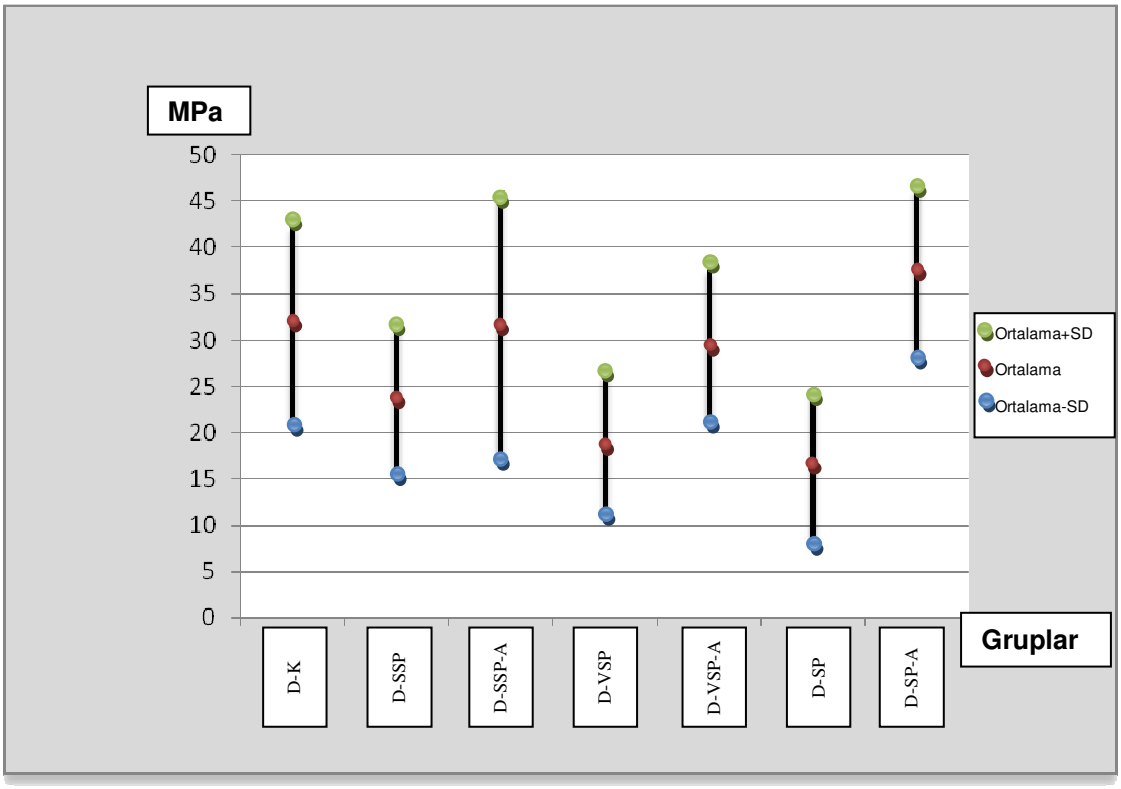
Dentine mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.1.2 ve Şekil 4.1.2'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1.2: Dentine mikro gerilim bağlanma dayanıklılık değerleri (MPa).

| Dentin Grupları (n=30) | Ortalama ± SD |
|---|---|
| **D-K** | 31.85±10.34 [ab] |
| **D-SSP** | 23.39±7.79 [cd] |
| **D-SSP-A** | 31.45±14.6 [abc] |
| **D-VSP** | 18.54±7.7 [de] |
| **D-VSP-A** | 29.25±8.3 [bc] |
| **D-SP** | 16.16±8.32 [e] |
| **D-SP-A** | 37.28±9.12 [a] |

***Üst yazı harfler gruplar arası anlamlı farklılığı göstermektedir (p<0.05).**

Dentin grupları arasında en yüksek mikro gerilim bağlanma dayanıklılık değeri 150 µsn'lik kısa atımlarla lazer uygulamasının ardından, 15 sn asit uygulanan D-SP-A grubunda görülmüştür (37.28 MPa) ($p>0.05$). D-K (31.85 MPa), D-SSP-A (31.45 MPa) ve D-SP-A (37.28 MPa) grupları arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiş ($p>0.05$), ancak D-VSP-A grubu (29.25 MPa), D-SP-A grubundan anlamlı düzeyde düşük bağlanma dayanıklılığı sergilemiştir ($p<0.05$). Asit uygulanan gruplar, sadece lazer uygulanan gruplardan daha yüksek bağlanma dayanıklılığı sergilemiştir ($p<0.05$). En düşük bağlanma dayanıklılığını, 150 µsn'lik kısa atımlarla lazer uygulanan D-SP grubu (16.16 MPa) göstermiştir ($p<0.05$). Sadece lazer uygulanan gruplarda, atım süresi uzadıkça bağlanma dayanıklılığının azaldığı gözlenmiştir ($p<0.05$).




Şekil 4.1.2. Dentin örneklerinin mikro gerilim bağlanma dayanıklılık değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi.

## 4.2. Kırılma Tipi Bulguları

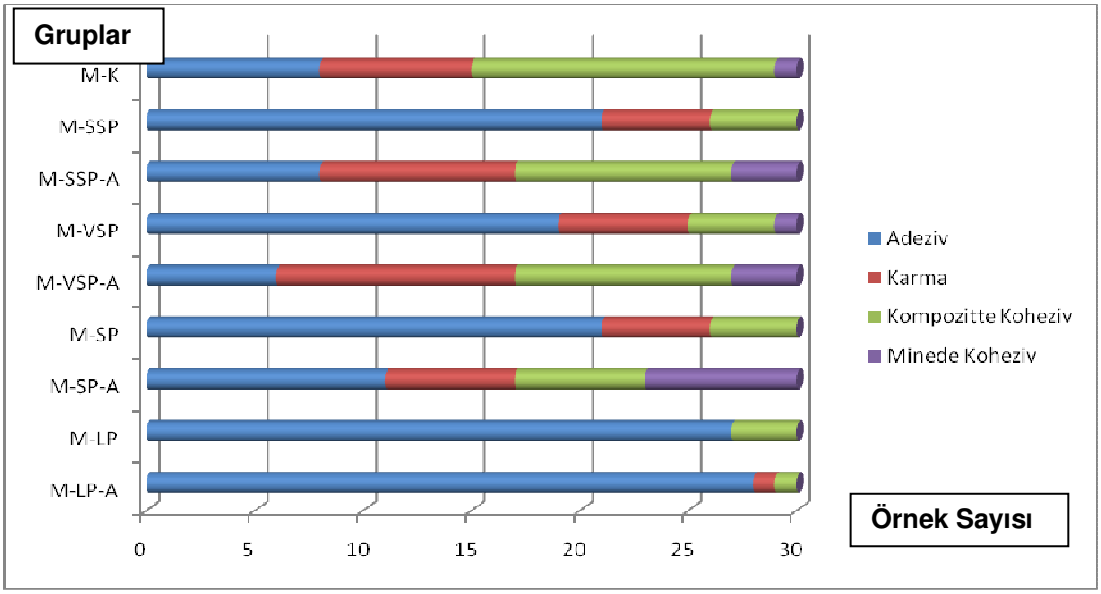
### 4.2.1. Mine Gruplarında Kırılma Tipi Bulguları

Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testinde mine örneklerinde oluşan kırılma tipleri ve dağılımları Tablo 4.2.1 ve Şekil 4.2.1'de sunulmuştur.

Adeziv kırılma tipi en fazla M-LP-A (% 93.3), M-LP (%86.7), M-SSP (%70), M-SP (%70) ve M-VSP (%63.3) gruplarında görülmüştür ($p<0.05$). Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık değerlerinin en düşük olduğu M-LP grubunda baskın kırılma tipi olan adeziv kırılma tipini sırayla %10 kompozitte koheziv ve %3.3 karma kırılma tipi izlerken; bağlanma dayanıklılığının en yüksek olduğu M-SSP-A grubunda %33.3 kompozitte koheziv, %30 karma, %26.7 adeziv ve %10 minede koheziv kırılma tipi gözlenmiştir.

Tablo 4.2.1: Mine örneklerinde oluşan kırılma tipleri ve kırılma tiplerinin satır ve sütun yüzdeleri.

| | M-K | M-SSP | M-SSP-A | M-VSP | M-VSP-A | M-SP | M-SP-A | M-LP | M-LP-A |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **Adeziv** | **8**<br>%5.4<br>%26.7 | **21**<br>%14.2<br>%70 | **8**<br>%5.4<br>%26.7 | **19**<br>%12.8<br>%63.3 | **6**<br>%4.1<br>%20 | **21**<br>%14.2<br>%70 | **11**<br>%7.4<br>%36.7 | **26**<br>%17.6<br>%86.7 | **28**<br>%18.9<br>%93.3 |
| **Karma** | **7**<br>%13.7<br>%23.3 | **5**<br>%9.8<br>%16.7 | **9**<br>%17.6<br>%30 | **6**<br>%11.8<br>%20 | **11**<br>%21.6<br>%36.7 | **5**<br>%9.8<br>%16.7 | **6**<br>%11.8<br>%20 | **1**<br>%2<br>%3.3 | **1**<br>%2<br>%3.3 |
| **Kompozitte Koheziv** | **14**<br>%25<br>%46.7 | **4**<br>%7.1<br>%13.3 | **10**<br>%17.9<br>%33.3 | **4**<br>%7.1<br>%13.3 | **10**<br>%17.9<br>%33.3 | **4**<br>%7.1<br>%13.3 | **6**<br>%10.7<br>%20 | **3**<br>%5.4<br>%10 | **1**<br>%1.8<br>%3.3 |
| **Minede Koheziv** | **1**<br>%6.7<br>%33 | **0**<br>%0<br>%0 | **3**<br>%20<br>%10 | **1**<br>%6.7<br>%3.3 | **3**<br>%20<br>%10 | **0**<br>%0<br>%0 | **7**<br>%46.7<br>%23.3 | **0**<br>%0<br>%0 | **0**<br>%0<br>%0 |




Şekil 4.2.1. Mine örneklerinde oluşan kırılma tiplerinin dağılımının grafiksel olarak gösterilmesi.

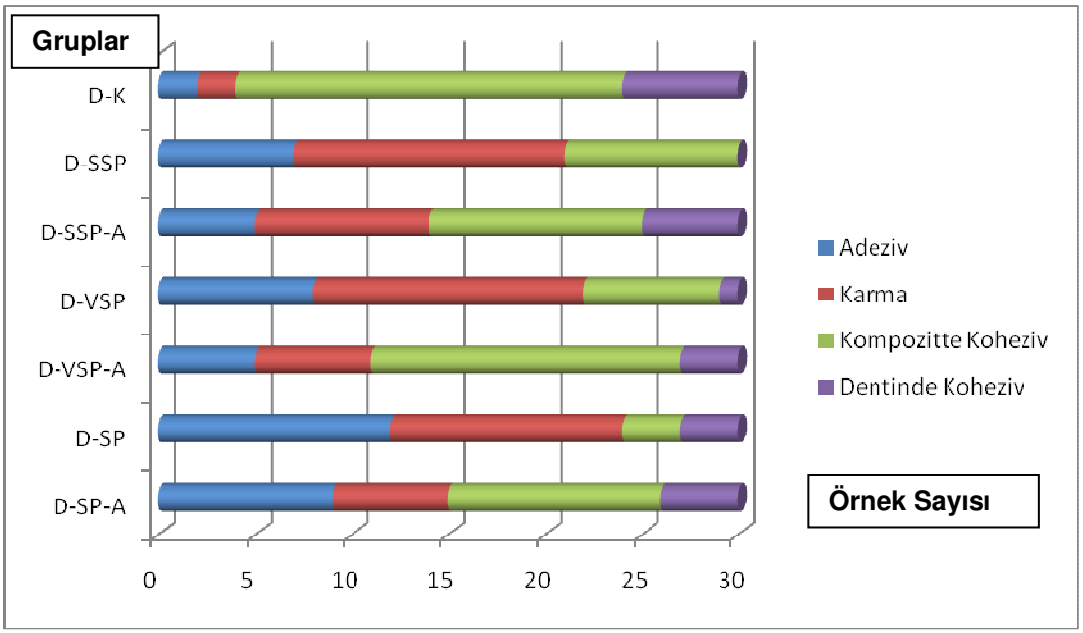
### 4.2.2. Dentin Gruplarında Kırılma Tipi Bulguları

Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi sonucu dentin örneklerinde oluşan kırılma tipleri ve dağılımları Tablo 4.2.2. ve Şekil 4.2.2'de sunulmuştur.

Kompozitte koheziv kırılma tipi en fazla D-K (%66.7), D-VSP-A (%53.3), D-SP-A (%36.7) ve D-SSP-A (%36.7) gruplarında gözlenmiştir. D-SSP ve D-VSP grupları (%22.2, %22.2) en fazla karma tipte kırılma sergilemiştir. Dentine bağlanma dayanıklılığının en düşük olduğu D-SP grubunda ise; en fazla adeziv ve karma (%40, %40) kırılma tipleri görülmüştür.

Tablo 4.2.2: Dentin örneklerinde oluşan kırılma tipleri ve kırılma tiplerinin satır ve sütun yüzdeleri.

| | D-K | D- SSP | D-SSP-A | D-VSP | D-VSP-A | D-SP | D-SP-A |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **Adeziv** | **2**<br>%4.2<br>%6.7 | **7**<br>%14.6<br>%23.3 | **5**<br>%10.4<br>%16.7 | **8**<br>%16.7<br>%26.7 | **5**<br>%10.4<br>%16.7 | **12**<br>%25<br>%40 | **9**<br>%18.8<br>%30 |
| **Karma** | **2**<br>%3.2<br>%6.7 | **14**<br>%22.2<br>%46.7 | **9**<br>%14.3<br>%30 | **14**<br>%22.2<br>%46.7 | **6**<br>%9.5<br>%20 | **12**<br>%19<br>%40 | **6**<br>%9.5<br>%20 |
| **Kompozitte Koheziv** | **20**<br>%26<br>%66.7 | **9**<br>%11.7<br>%30 | **11**<br>%14.3<br>%36.7 | **7**<br>%9.1<br>%23.3 | **16**<br>%20.8<br>%53.3 | **3**<br>%3.9<br>%10 | **11**<br>%14.3<br>%36.7 |
| **Dentinde Koheziv** | **6**<br>%27.3<br>%20 | **0**<br>%0<br>%0 | **5**<br>%22.7<br>%16.7 | **1**<br>%4.5<br>%3.3 | **3**<br>%13.6<br>%10 | **3**<br>%13.6<br>%10 | **4**<br>%18.2<br>%13.3 |




Şekil 4.2.2.Dentin örneklerinde oluşan kırılma tiplerinin dağılımının grafiksel olarak gösterilmesi.

## 4.3. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları

### 4.3.1. Yüzey Bulguları

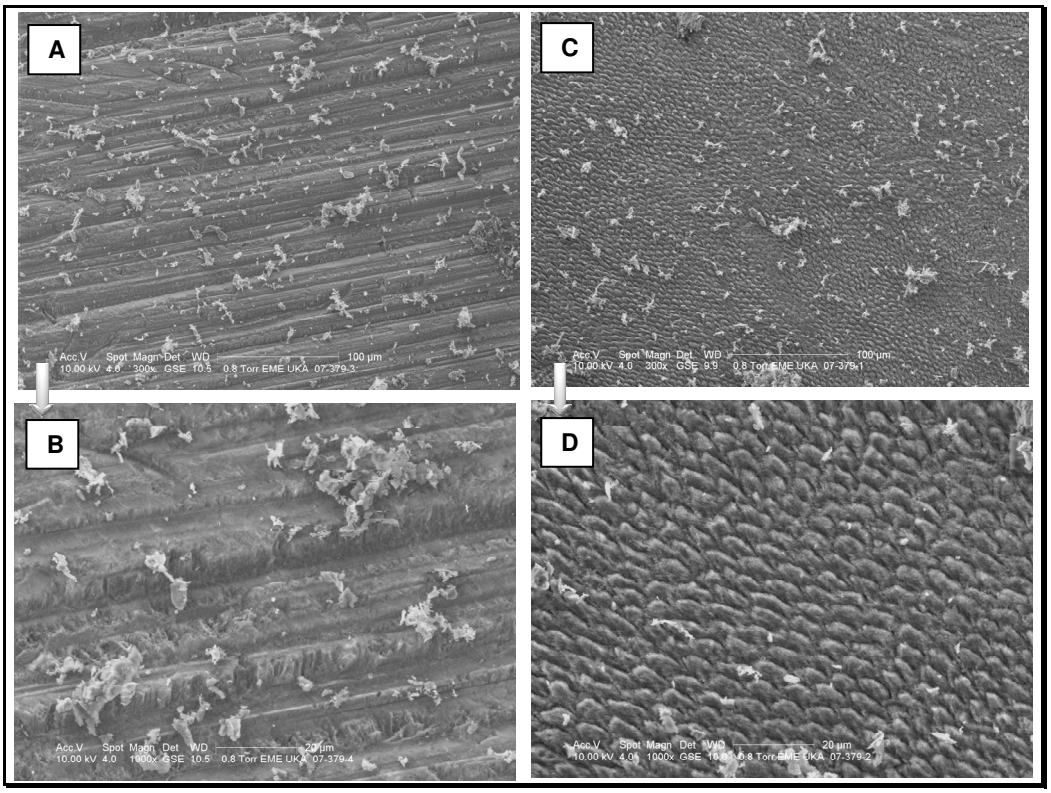
#### 4.3.1.1. Mine Gruplarında Yüzey Bulguları

Mine örneklerinin yüzeylerinin SEM görüntüleri Şekil 4.3.1.1'de gösterilmiştir.

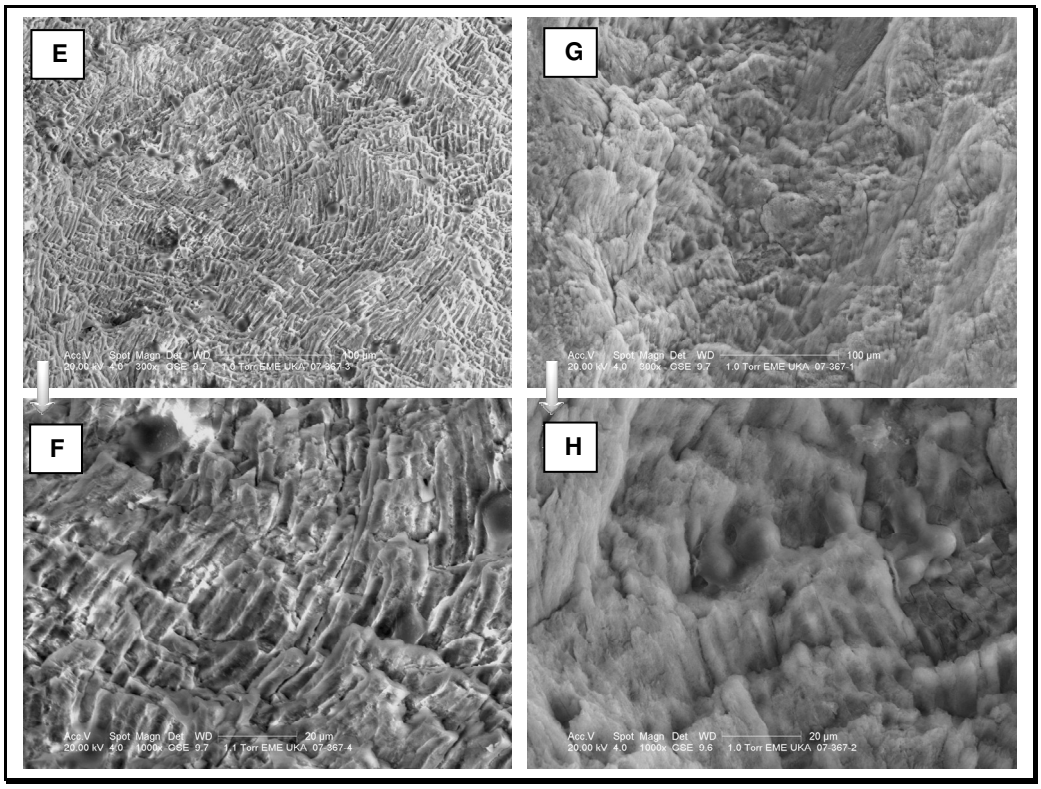
Polisaj yapılmış mine örneğinde (Şekil 4.3.1.1. A ve B) birbirine paralel aşındırıcı izlerinin ve smear tabakasının varlığı dikkati çekerken, 30 sn asit uygulanan M-K grubu örneğinde (Şekil 4.3.1.1.C ve D) smear tabakasının kısmen uzaklaştığı ve mine prizmalarının çeperlerinin etkilenmesi sonucu Tip II tarzda pürüzlenme oluştuğu gözlenmiştir.

Sadece lazer uygulanan örneklerde (Şekil 4.3.1.1. E, F, I, J, M, N ve R, S) smear tabakasının bulunmadığı temiz bir yüzey ve girintili çıkıntılı kraterlerden oluşan daha düzensiz bir pürüzlenme (Tip III) görülmüştür. M-SSP, M-VSP ve M-SP gruplarında mikro kraterler arasında mine prizmalarının belirgin olduğu ve örneklerin yüzeyinde ince çatlakların bulunduğu gözlenmiştir (Şekil 4.3.1.1. E, F, I, J ve M, N). Atım süresinin daha uzun olduğu M-VSP ve M-SP gruplarında, çıkıntılı kısımlarda bir miktar erime gözlenirken (Şekil 4.3.1.1. I, J ve M, N), en uzun atım süresine sahip M-LP grubunda yer yer pürüzlenmeyen alanların varlığı dikkati çekmiştir (Şekil 4.3.1.1. R, S).

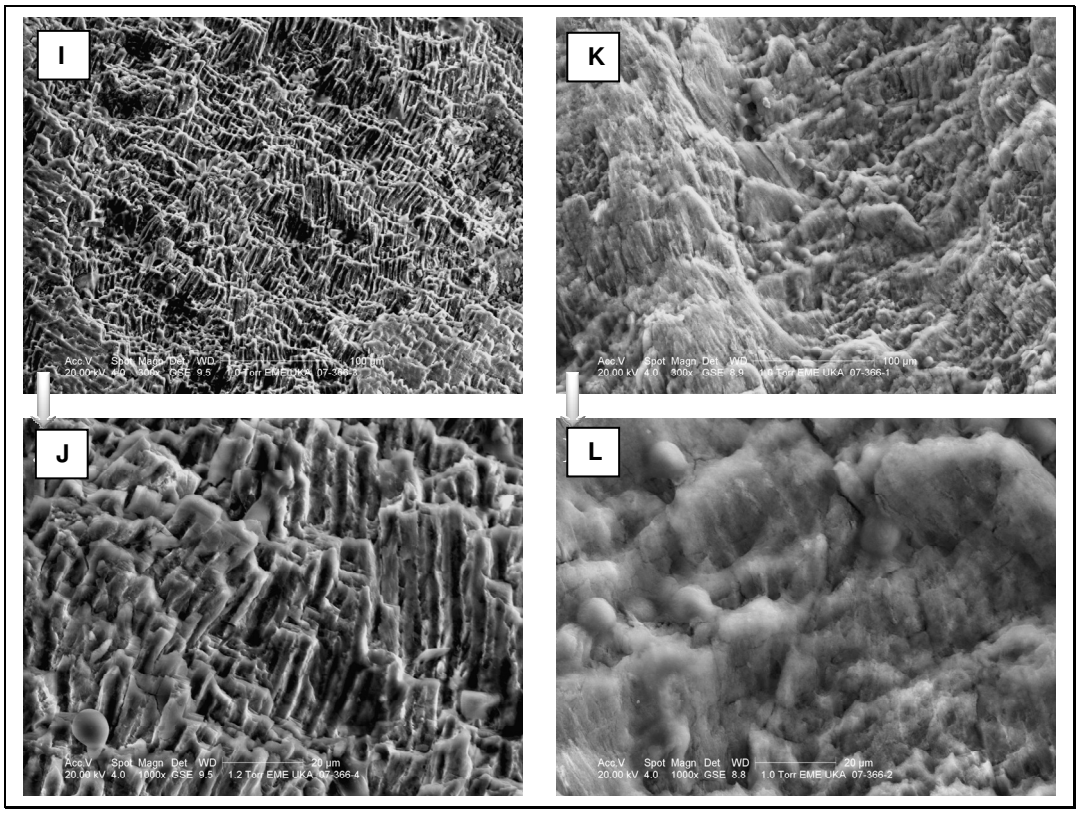
Lazer uygulamasının ardından asit uygulanan örneklerde ise, keskin girinti çıkıntıların silikleştiği görülmüştür (Şekil 4.3.1.1. G, H, K, L, O, P ve T, U).



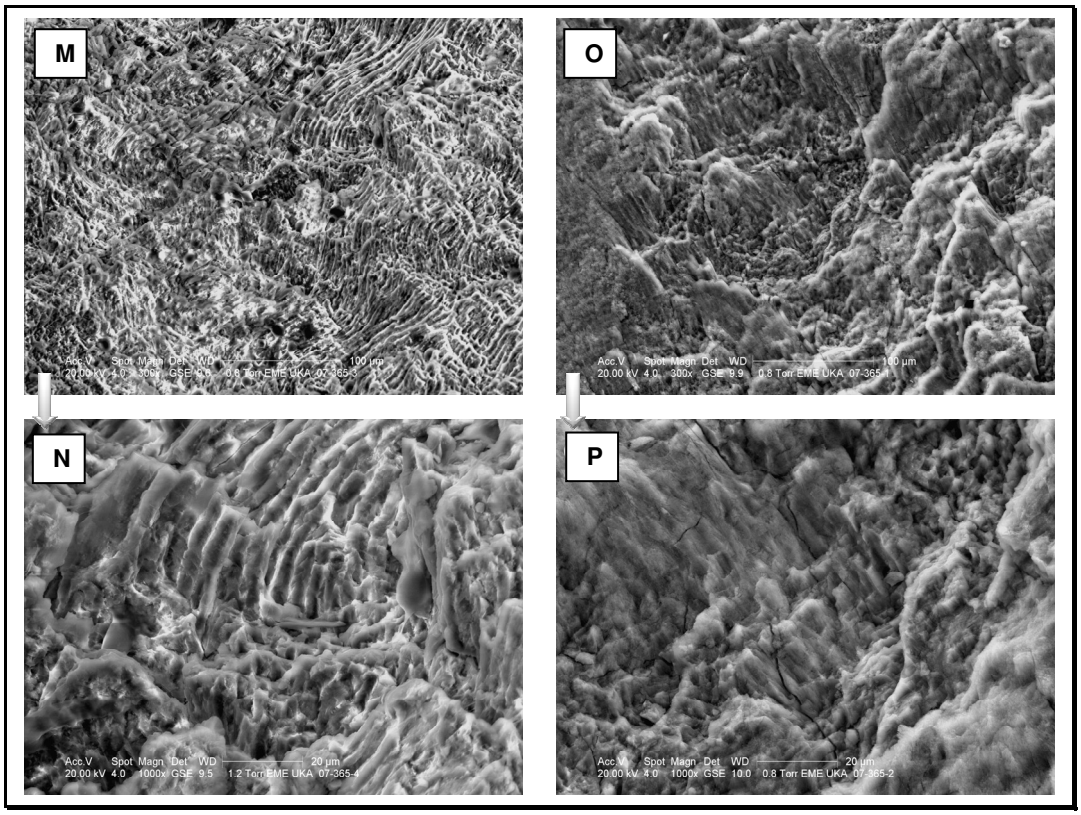

Şekil 4.3.1.1. Mine örneklerinin yüzeylerinin SEM fotoğrafları.
A, B: Polisaj uygulanmış mine yüzeyi (X300, X1000);
C, D: M-K (X300, X1000).



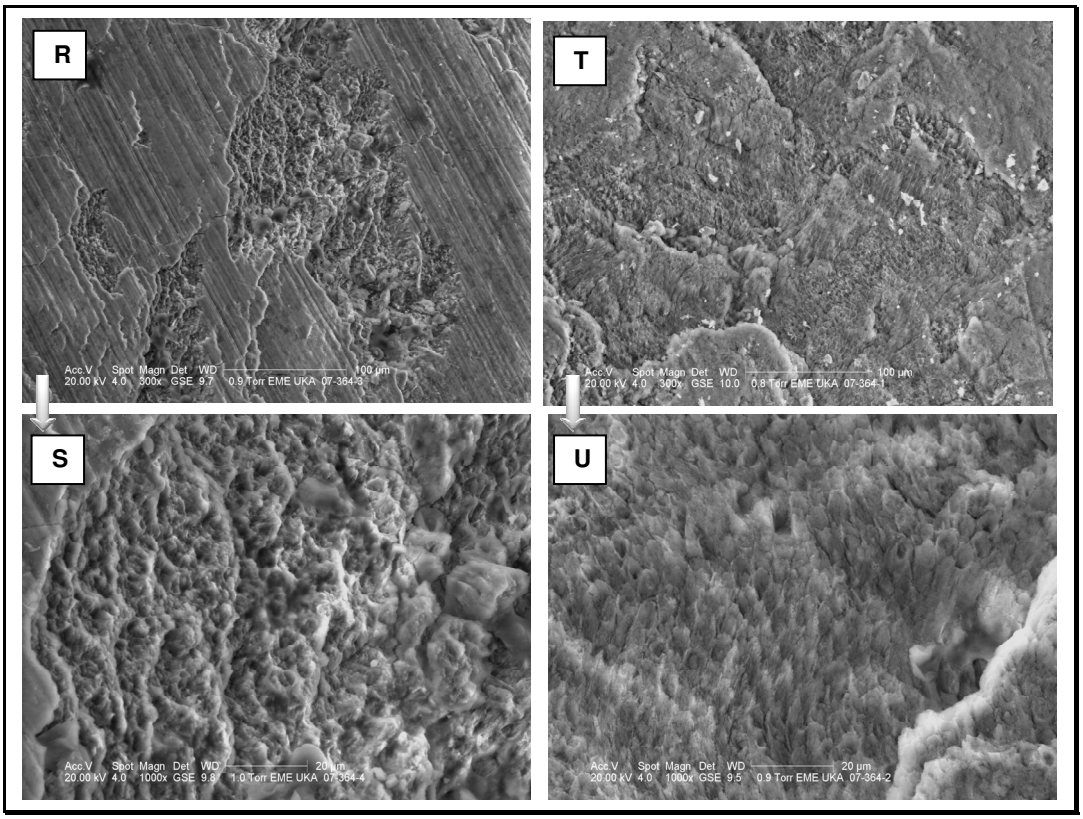

Şekil 4.3.1.1. E, F: M-SSP (X300, X1000); G, H: M-SSP-A (X300, X1000).




Şekil 4.3.1.1. I, J: M-VSP (X300, X1000); K, L: M-VSP-A (X300, X1000).




Şekil 4.3.1.1. M, N: M-SP (X300, X1000); O, P: M-SP-A (X300, X1000).




Şekil 4.3.1.1. R, S: M-LP (X300, X1000); T, U: M-LP-A (X300, X1000).

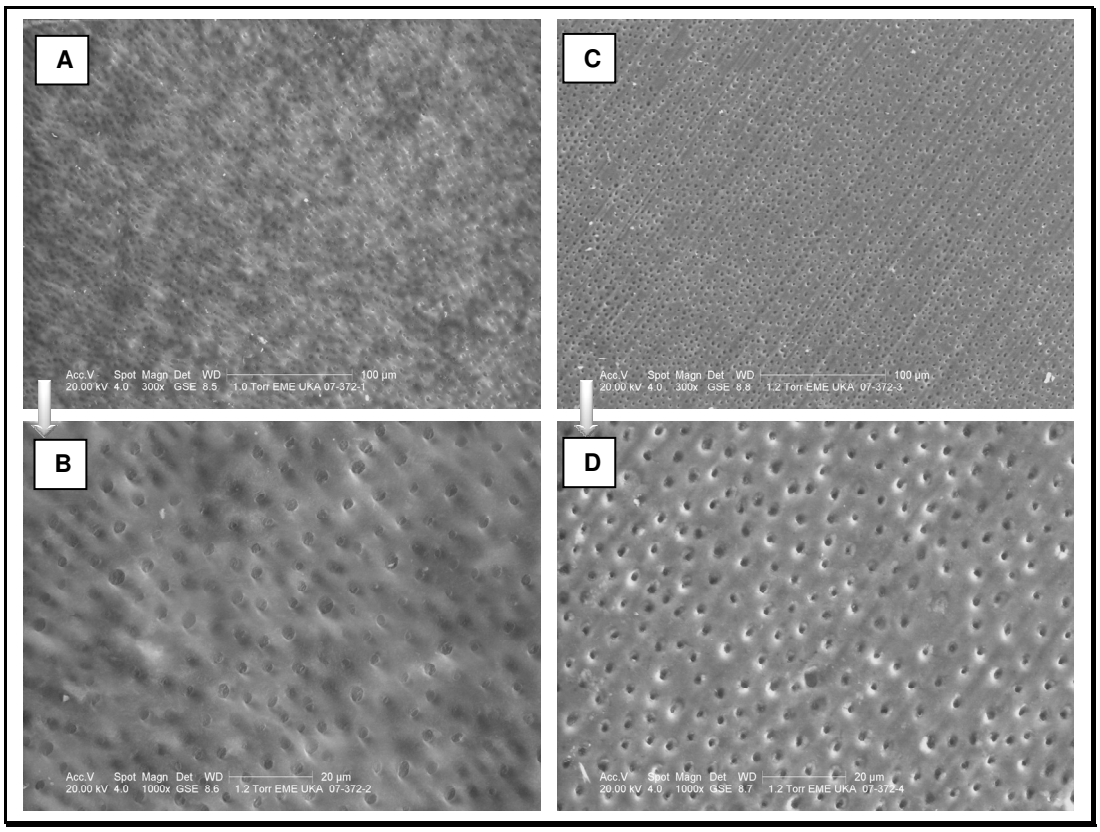
### 4.3.1.2. Dentin Gruplarında Yüzey Bulguları

Dentin örneklerinin yüzeylerinin SEM görüntüleri Şekil 4.3.1.2'de gösterilmiştir.

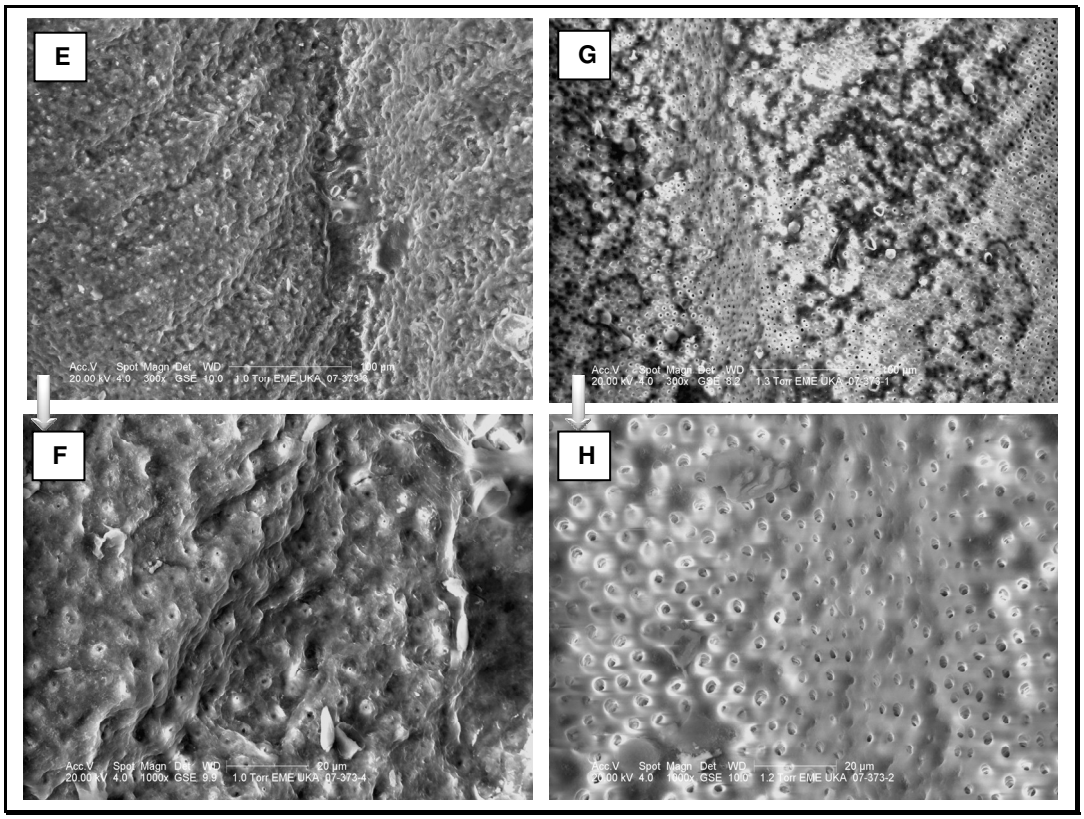
Polisaj yapılmış dentin örneğinde çok ince bir smear tabakası görülürken (Şekil 4.3.1.2. A ve B); 15 sn asit uygulanan D-K grubuna ait dentin örneğinin yüzeyinde smear tabakasının bulunmadığı ve kanal ağızlarının açılmış olduğu gözlenmiştir (Şekil 4.3.1.2. C ve D).

Sadece lazer uygulanan D-SSP ve D-VSP gruplarına ait dentin örneklerinde, basamak tarzı katlı oluşumlar ve düzensizlikler izlenmiş (Şekil 4.3.1.2. E, F ve I, J), D-SP grubuna ait örnekte atım süresinin uzamasıyla birlikte kanal ağızlarının açıldığı ve basamak tarzı oluşumların ve girinti çıkıntıların silikleştiği görülmüştür (Şekil 4.3.1.2. M, N). Smear tabakası tamamen ortadan kalkmıştır. Lazer uygulaması ile, peritübüler dentinin daha belirgin bir hale geldiği ve dentin yüzeyinde çıkıntılar oluştuğu gözlenmiştir.

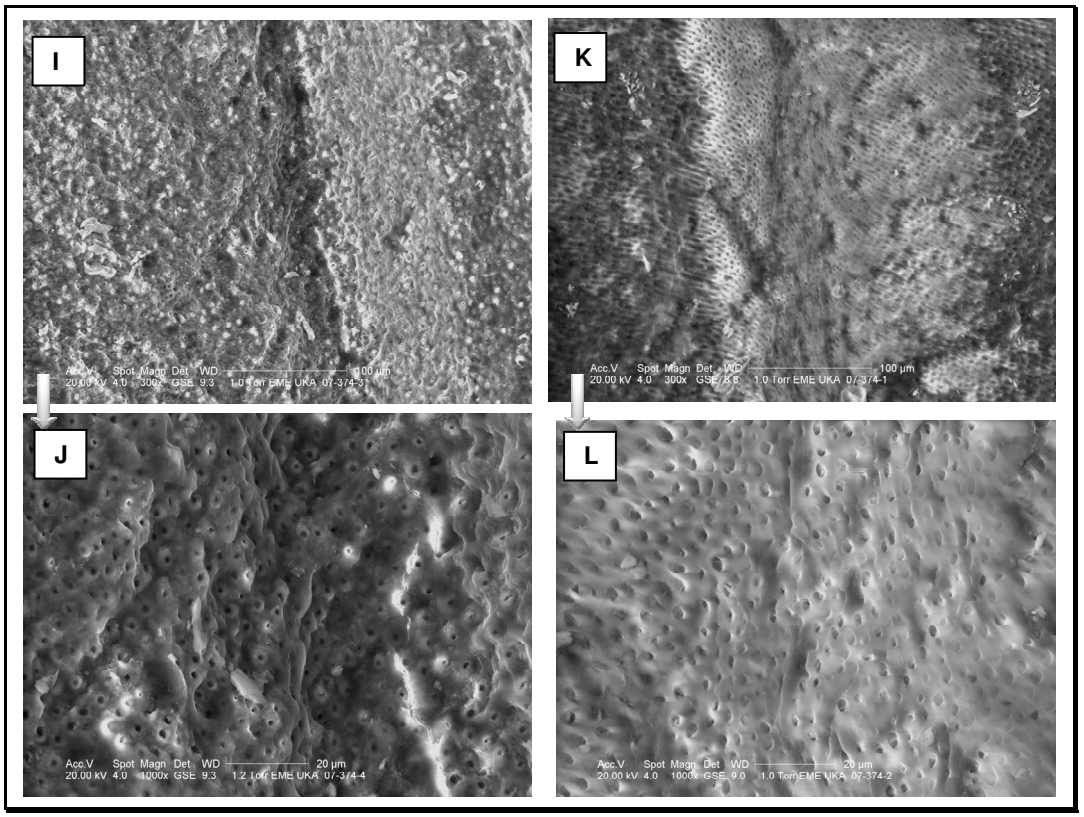
Lazer uygulamasının ardından asit uygulanan örneklerde (Şekil 4.3.1.2. G, H, K, L ve O, P) dentin yüzeyinde oluşmuş olan girinti çıkıntıların yuvarlaklaşıp, silikleştiği dikkati çekmiştir.



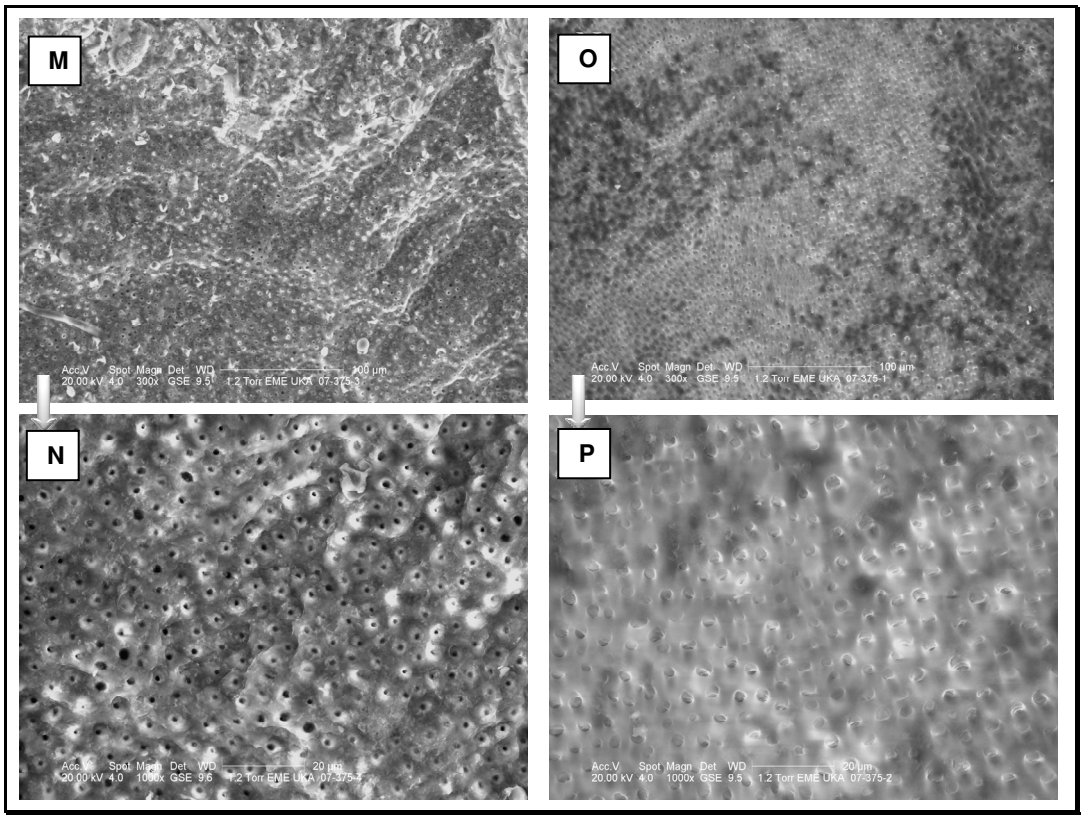

Şekil 4.3.1.2. Dentin örneklerinin yüzeylerinin SEM fotoğrafları.
A, B: Polisaj uygulanmış dentin yüzeyi (X300, X1000);
C, D: D-K (X300, X1000).




Şekil 4.3.1.2. E, F: D-SSP (X300, X1000); G, H: D-SSP-A (X300, X1000).




Şekil 4.3.1.2. I, J: D-VSP (X300, X1000); K, L: D-VSP-A (X300, X1000).



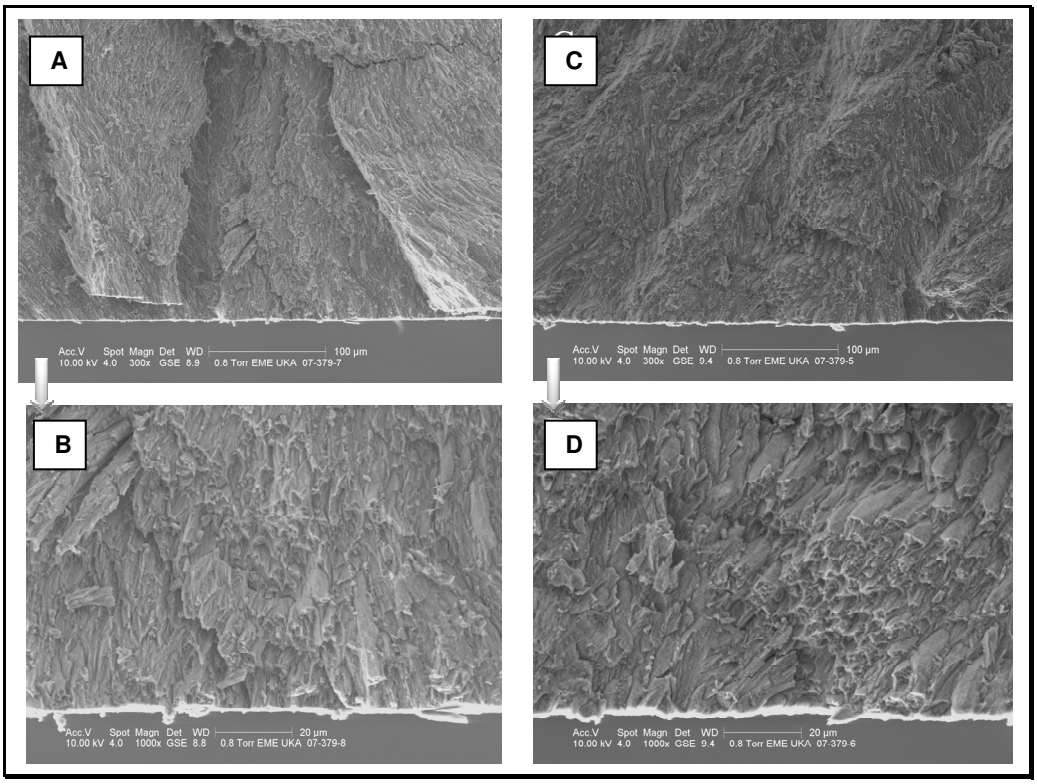

Şekil 4.3.1.2. M, N: D-SP (X300, X1000); O, P: D-SP-A (X300, X1000).

### 4.3.2. Sagital Kesit Bulguları

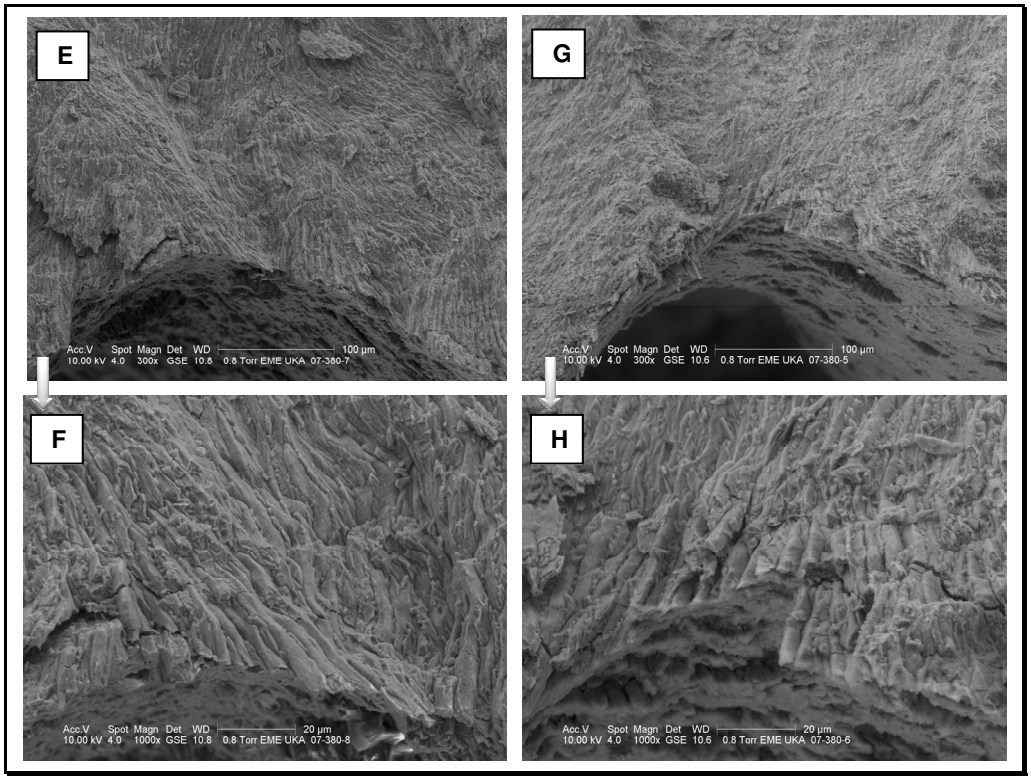
#### 4.3.2.1. Mine Gruplarında Sagital Kesit Bulguları

Mine örneklerinin sagital kesitlerinin SEM görüntüleri Şekil 4.3.2.1'de gösterilmiştir.

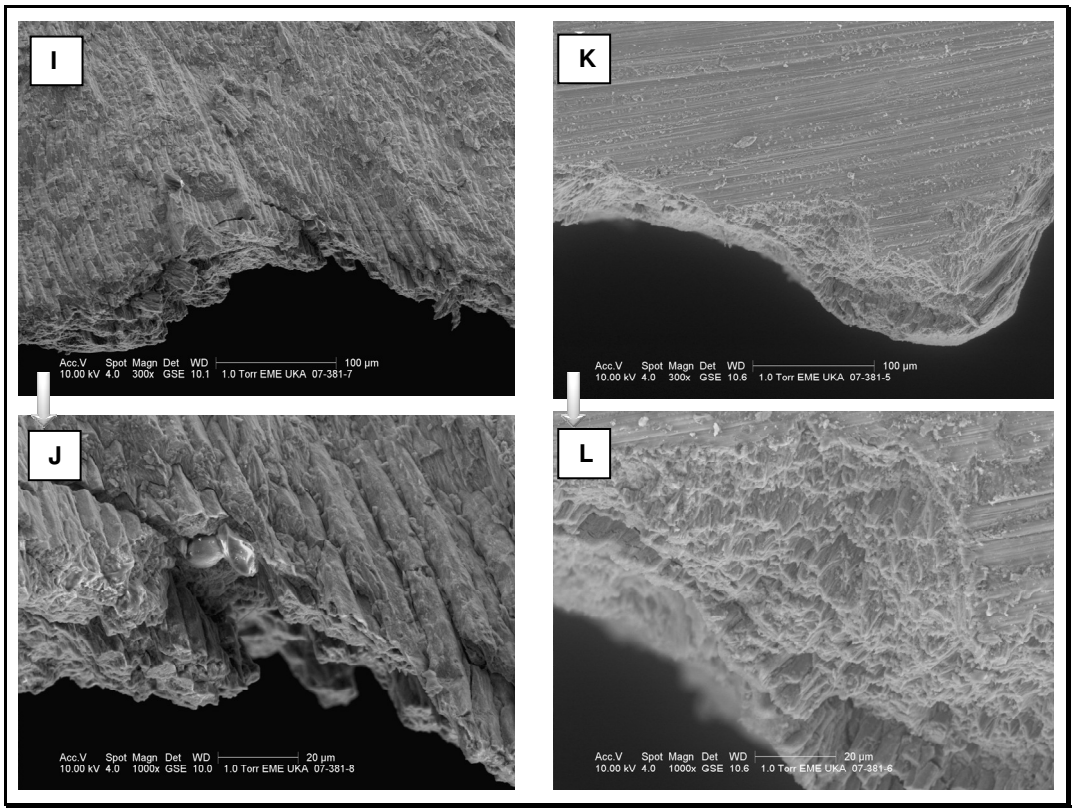
Polisaj yapılmış ve ardından 30 sn asit uygulanmış örneklerde, mine yüzeyinin düz ve yüzey altı mine dokusunun sağlam olduğu gözlenmiştir. Lazer uygulanan tüm örneklerde, krater görünümünde ablasyon alanları oluşmuştur. Atım süresinin uzamasıyla beraber, ablasyon derinliğinin azaldığı, kraterlerin sığlaştığı ve yüzey altında meydana gelen çatlakların incelip, seyrekleştiği görülmüştür (Şekil 4.3.2.1 E, F, G, H, I, J, K, L, M, N, O, P, R, S ve T, U).



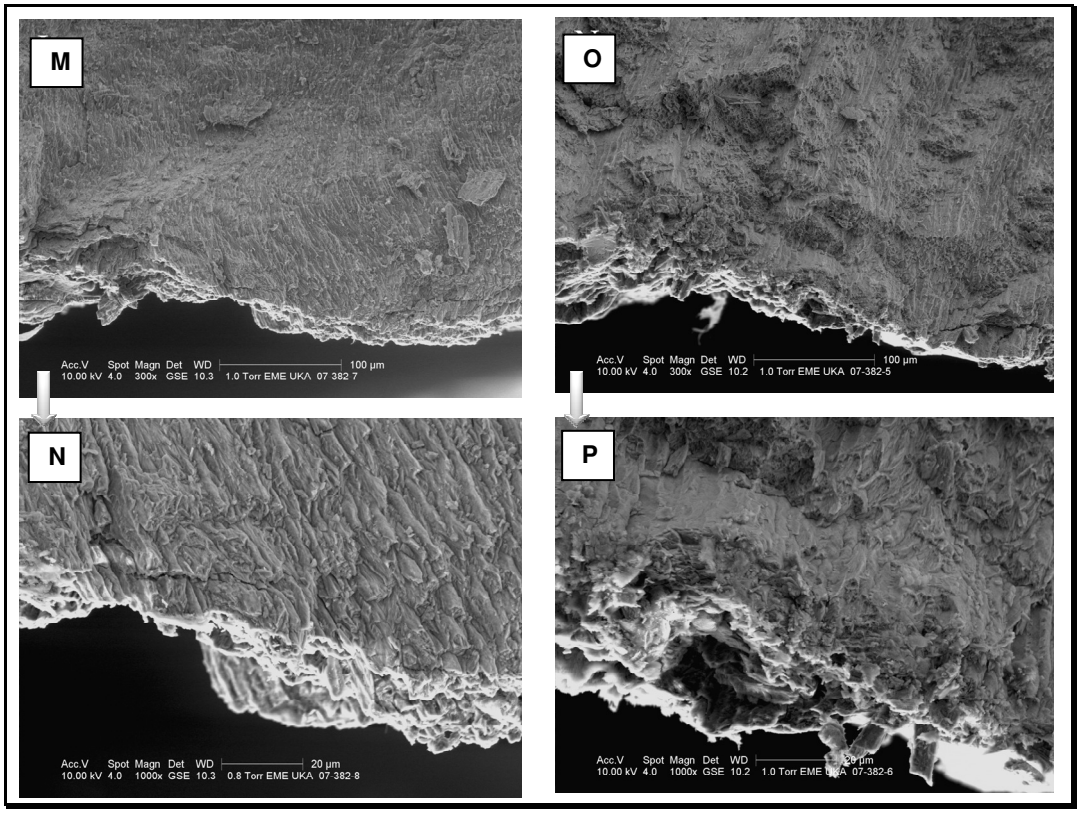

Şekil 4.3.2.1. Mine örneklerinin sagital kesitlerinin SEM fotoğrafları. A, B: Polisaj uygulanmış mine yüzeyi (X300, X1000); C, D: M-K (X300, X1000).



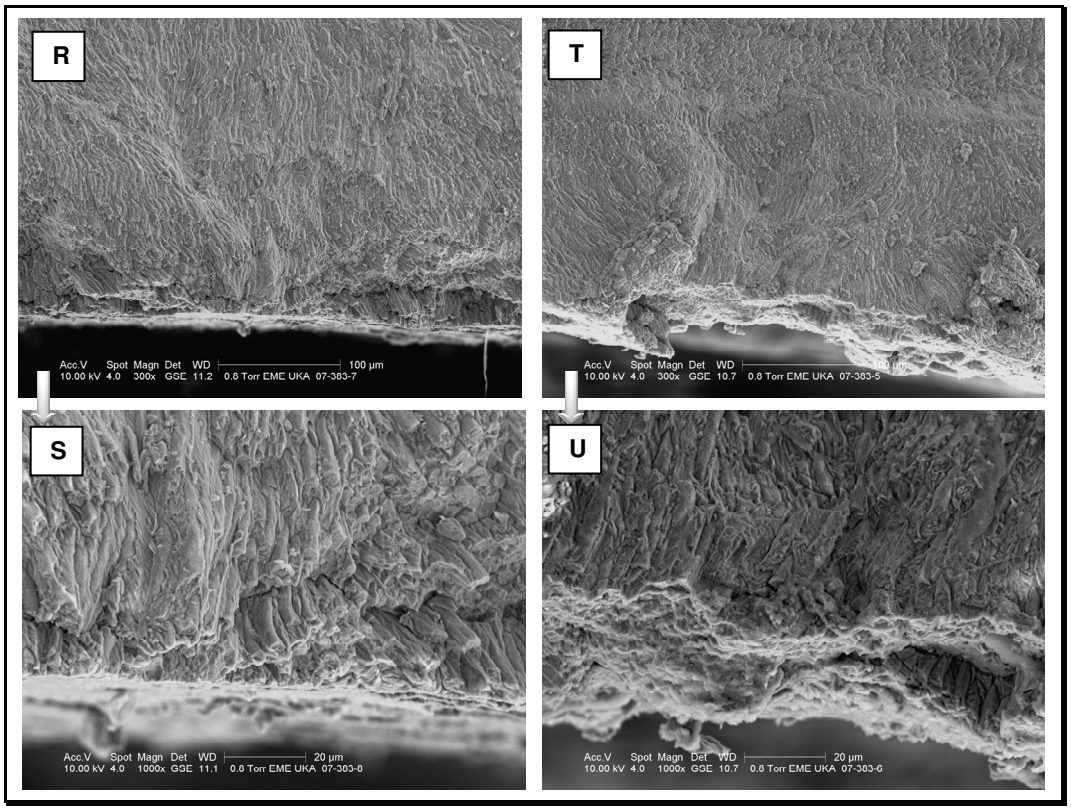

Şekil 4.3.2.1. E, F: M-SSP (X300, X1000); G, H: M-SSP-A (X300, X1000).




Şekil 4.3.2.1. I, J: M-VSP (X300, X1000); K, L: M-VSP-A (X300, X1000).




Şekil 4.3.2.1. M, N: M-SP (X300, X1000); O, P: M-SP-A (X300, X1000).




Şekil 4.3.2.1. R, S: M-LP (X300, X1000); T, U: M-LP-A (X300, X1000).

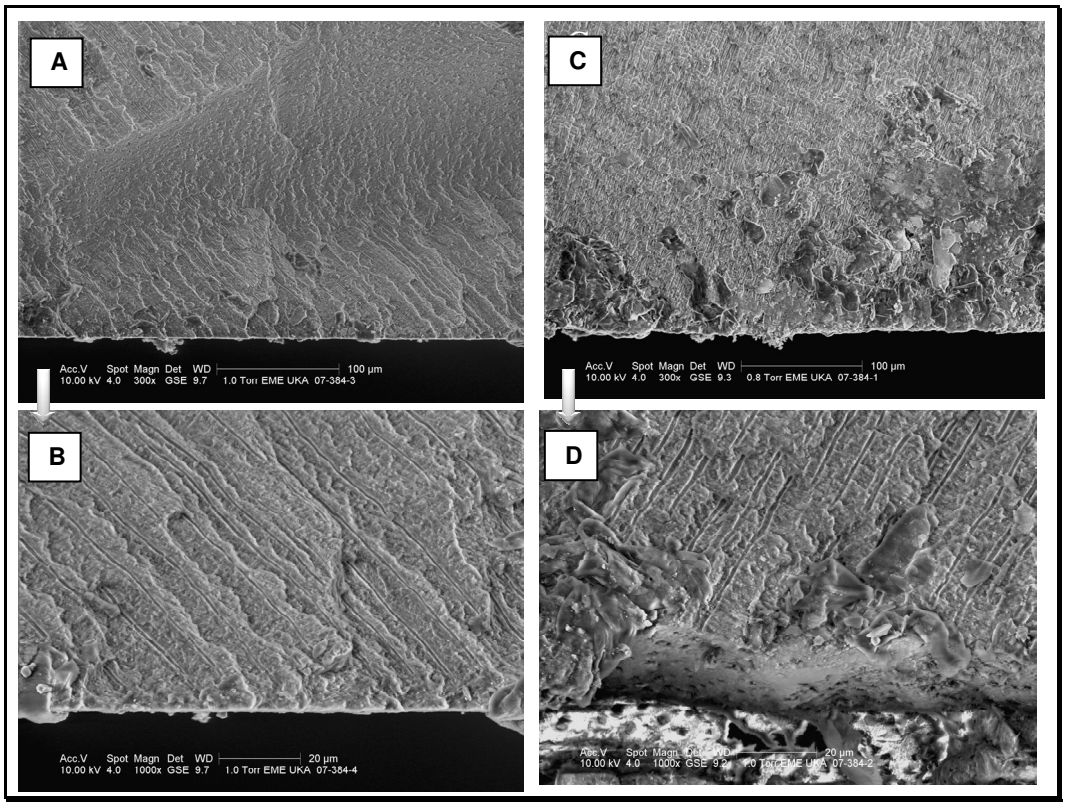
### 4.3.2.2. Dentin Gruplarında Sagital Kesit Bulguları

Dentin örneklerinin sagital kesit SEM görüntüleri Şekil 4.3.2.2'de gösterilmiştir.

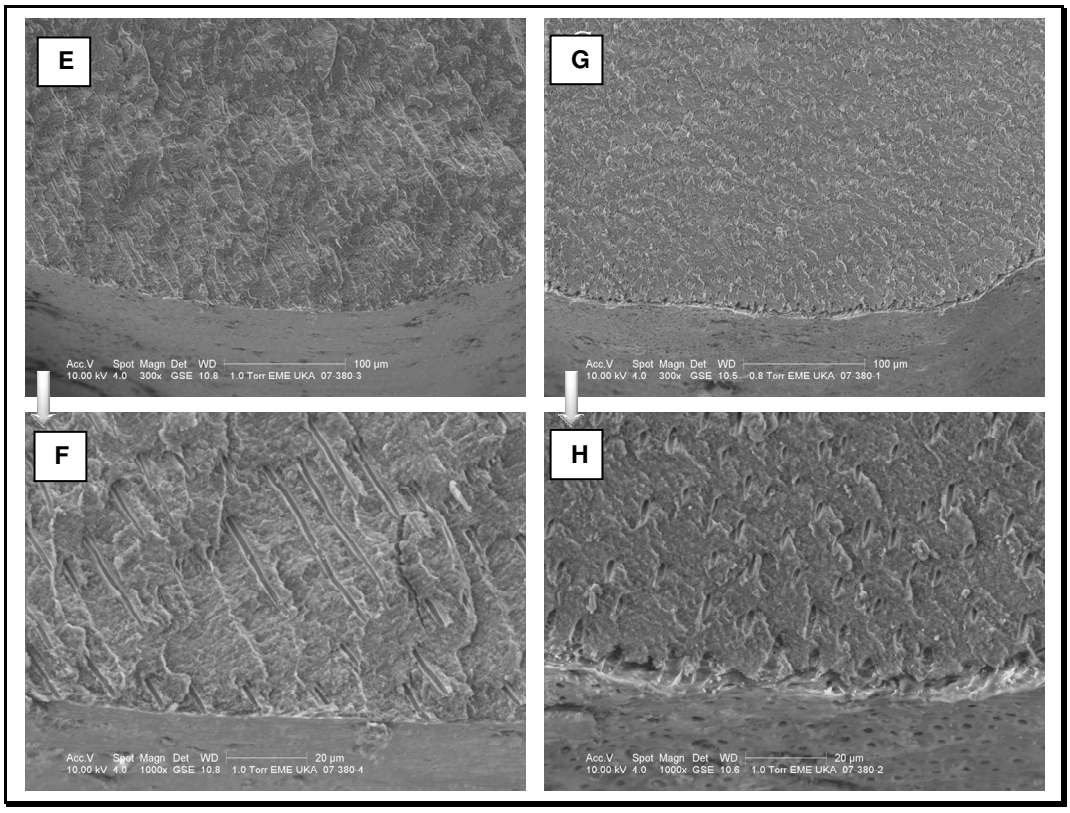
Sagital kesit incelemelerinde polisaj yapılmış ve ardından asit uygulanmış örneklerde, dentin yüzeyinin düz olduğu gözlenmiştir.

Lazer uygulanan tüm örneklerde, smear tabakası tamamen ortadan kalkmıştır (Şekil 4.3.2.2. E, F, G, H, I, J, K, L, M, N ve O, P). Hiçbir örnekte yüzeyaltı dentin dokusunda çatlak oluşumuna rastlanmamıştır.

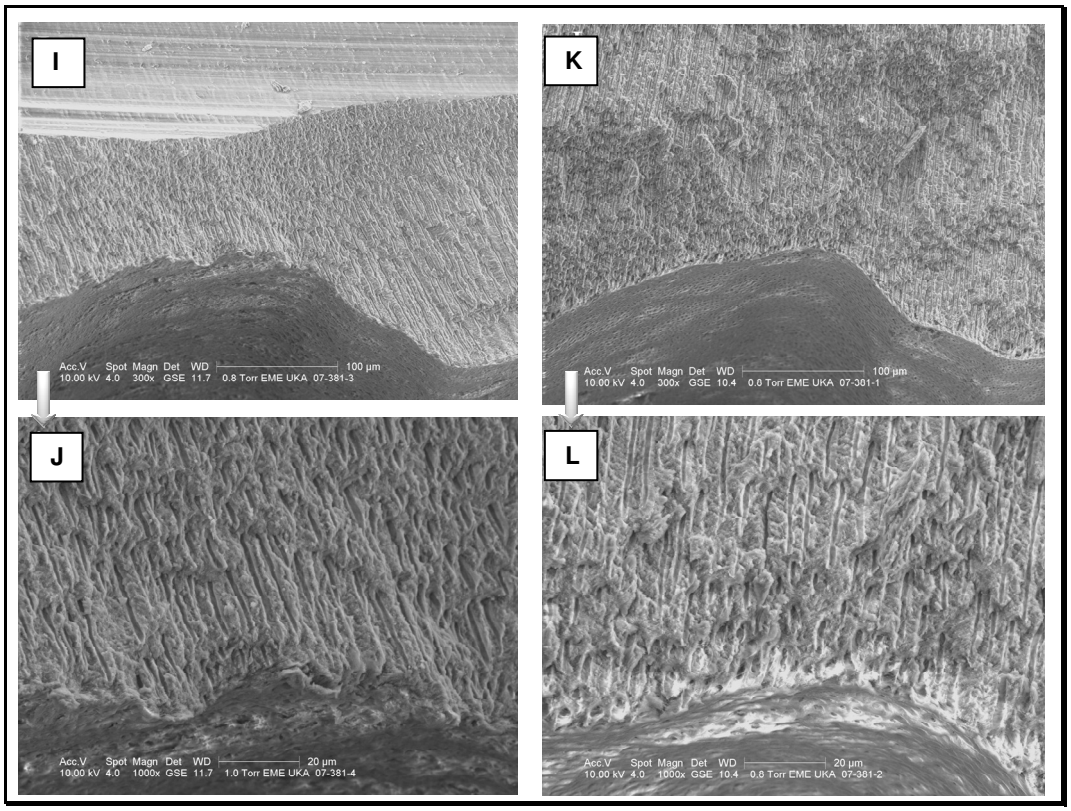
Atım süresinin artmasıyla beraber, dentinde oluşan kraterlerin derinliğinde belirgin bir fark görülmemesine rağmen, genişliklerinin ve ablasyonla uzaklaştırılan doku miktarının azaldığı gözlenmiştir. (Şekil 4.3.2.2. E, G, I, K ve M, O).



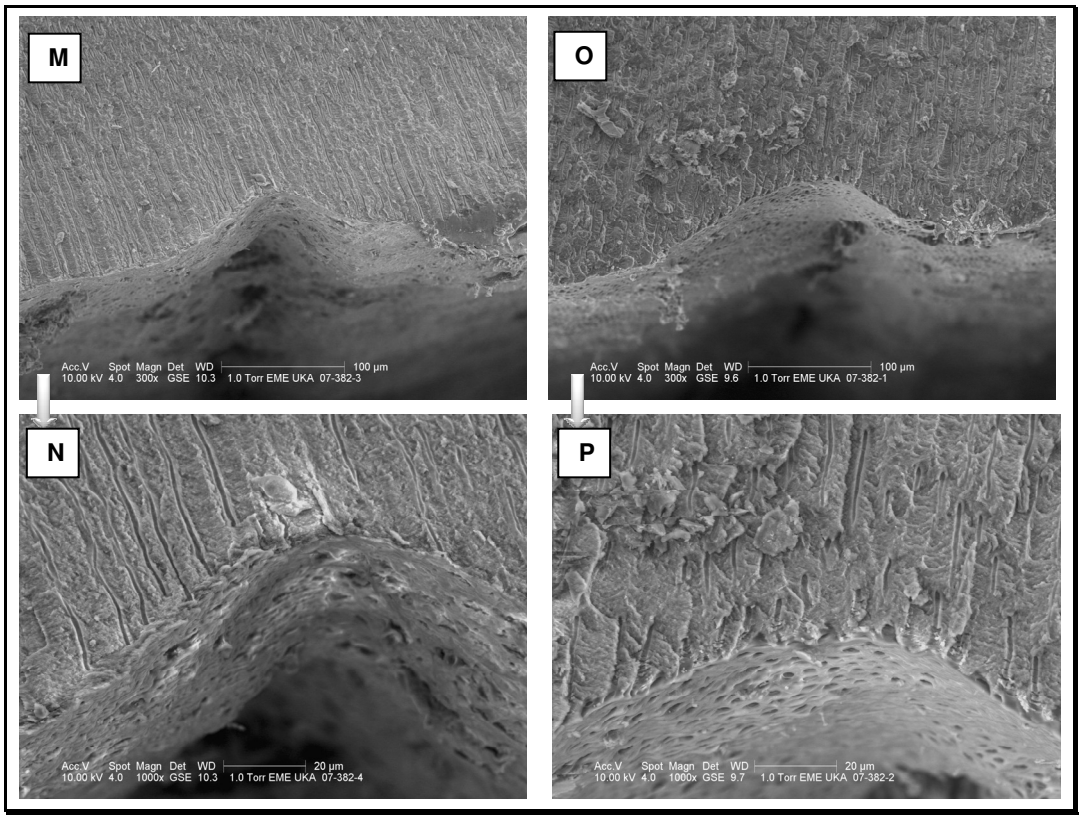

Şekil 4.3.2.2. Dentin örneklerinin sagital kesit SEM fotoğrafları. A, B: Polisaj uygulanmış dentin kesiti (X300, X1000); C, D: D-K (X300, X1000).




Şekil 4.3.2.2. E, F: D-SSP (X300, X1000); G, H: D-SSP-A (X300, X1000).




Şekil 4.3.2.2. I, J: D-VSP (X300, X1000); K, L: D-VSP-A (X300, X1000).



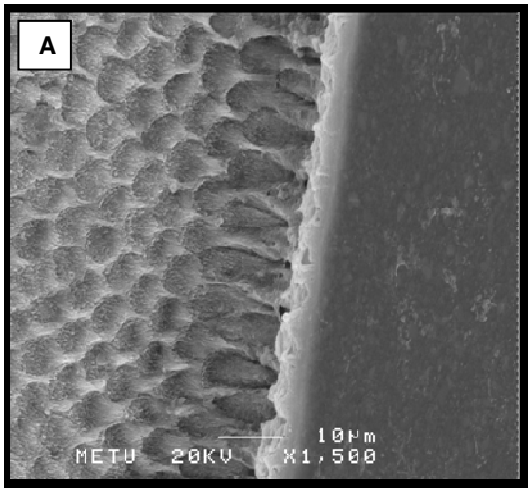

Şekil 4.3.2.2. M, N: D-SP (X300, X1000); O, P: D-SP-A (X300, X1000).

### 4.3.3. Kompozit Rezin-Diş Bağlanma Ara Yüzeyi Bulguları

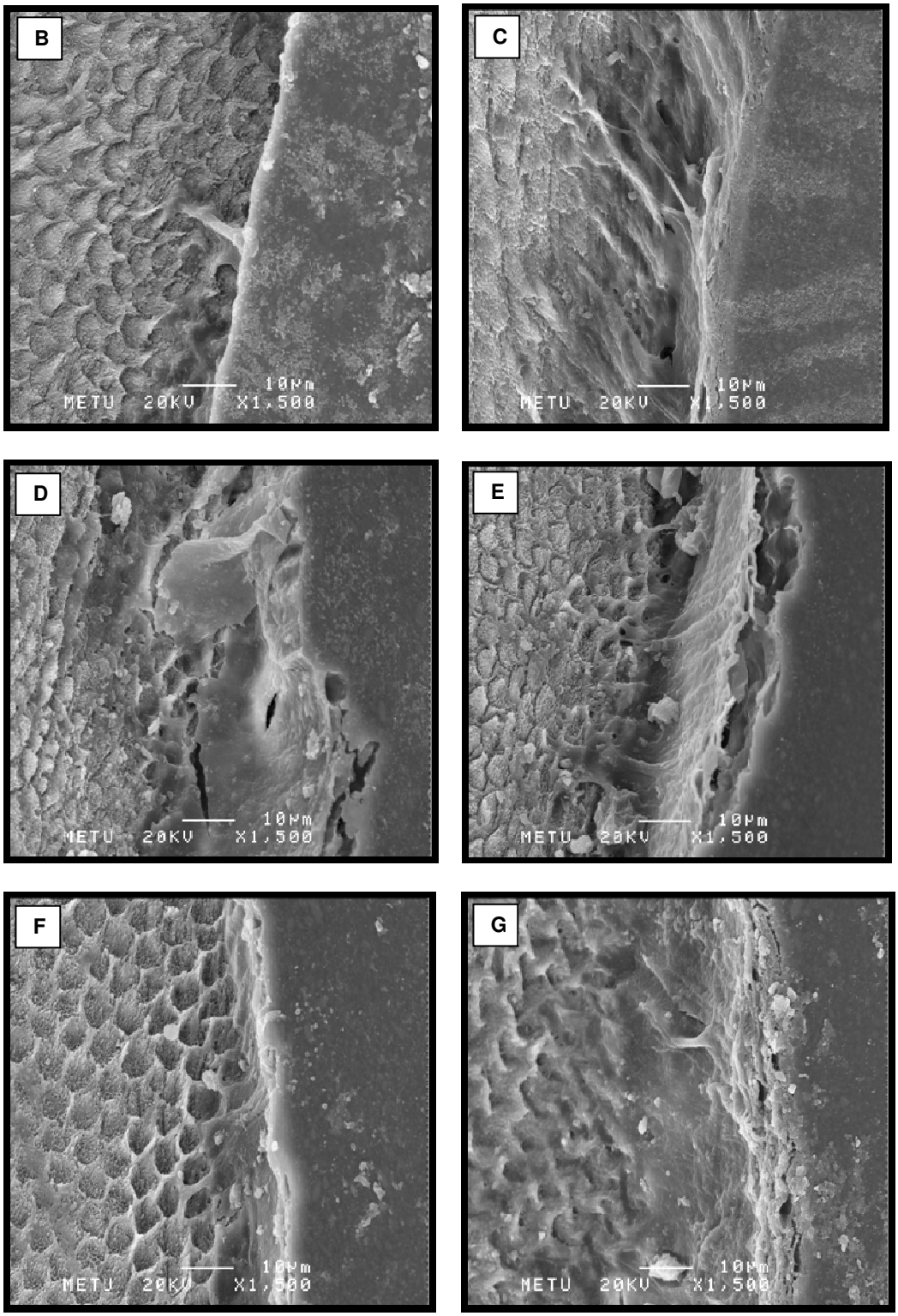
#### 4.3.3.1. Kompozit Rezin-Mine Bağlanma Ara Yüzeyi Bulguları

Kompozit rezin-mine bağlanma ara yüzeylerinin SEM görüntüleri Şekil 4.3.3.1'de gösterilmiştir.

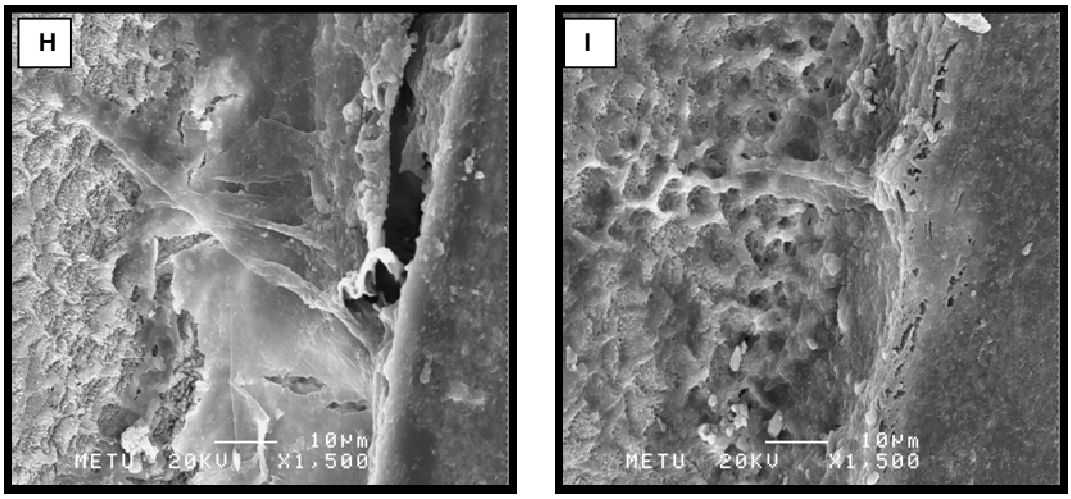
M-K grubunda, düzgün mine yüzeyinde uzanan homojen kalınlıkta bir rezin tabakası ve düzenli rezin uzantısı oluşumu gözlenmiştir (Şekil 4.3.3.1 A). En yüksek bağlanma dayanıklılığının elde edildiği M-SSP-A grubuna ait örneklerde, mine yüzeyindeki girinti çıkıntılara bağlı olarak, rezin tabakasının yer yer kalınlaşıp inceldiği ve çok miktarda mikro ve makro rezin uzantılarının oluştuğu izlenmiştir (Şekil 4.3.3.1 C). Sadece lazer uygulanan M-SSP, M-VSP, M-SP ve M-LP grubu örneklerinde homojen bir rezin tabakasının oluşmadığı ve rezin uzantısı oluşumunda problemler olduğu dikkati çekmiştir (Şekil 4.3.3.1. B, D, F ve H). Lazerle uygulamasının ardından asit uygulanan M-VSP-A, M-SP-A ve M-LP-A grubu örneklerinde ise, düzensiz ve zayıf rezin uzantılarının oluşumunun yanında, bağlanma ara yüzeyinde kopmalar ve bağlanmamış alanlar bulunduğu gözlenmiştir (Şekil 4.3.3.1. E, G ve I).




Şekil 4.3.3.1. Kompozit rezin-mine bağlanma ara yüzeylerinin SEM fotoğrafları (X1500). A: M-K.




Şekil 4.3.3.1. B: M-SSP; C: M-SSP-A; D: M-VSP; E: M-VSP-A; F: M-SP; G: M-SP-A.




Şekil 4.3.3.1. H: M-LP; I: M-LP-A.

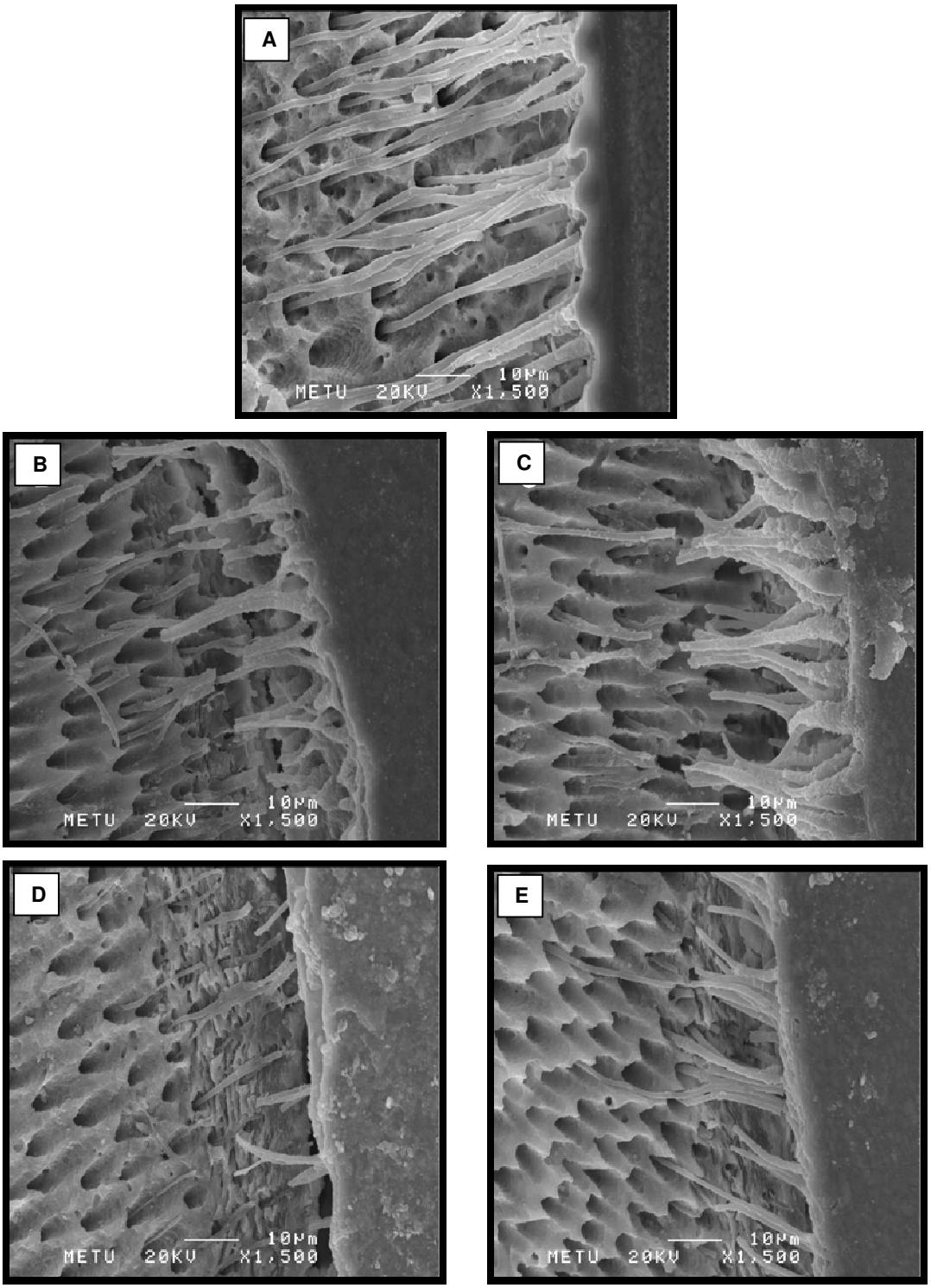
### 4.3.3.2. Kompozit Rezin-Dentin Bağlanma Ara Yüzeyi Bulguları

Kompozit rezin-dentin bağlanma ara yüzeylerinin SEM görüntüleri Şekil 4.3.3.2'de gösterilmiştir.

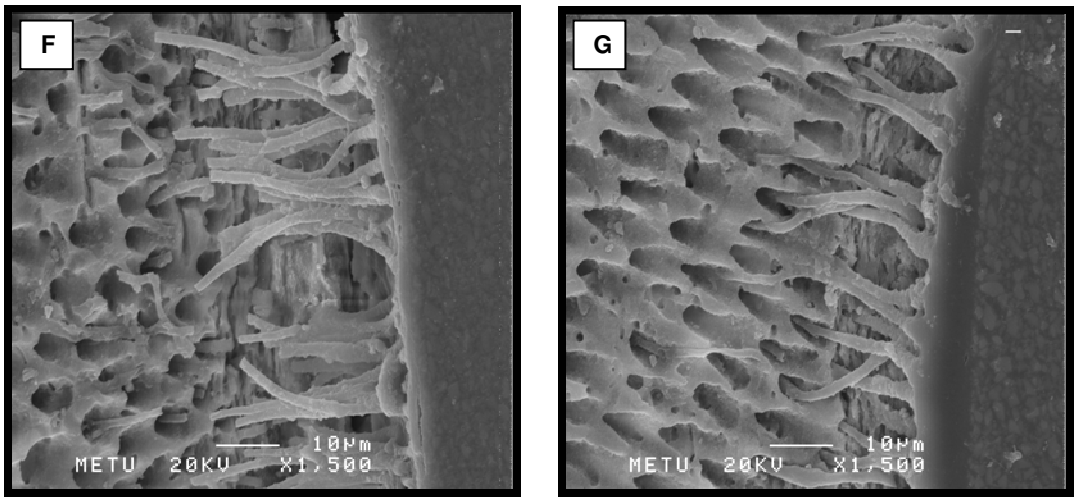
Asit uygulanan D-K grubunda tek tip, kesintisiz kalın ve uzun rezin uzantıları ile karakterize bir hibrit tabaka oluşumu gözlenmiştir (Şekil 4.3.3.2.A).

Sadece lazer uygulanan örneklerde, hibrit tabakada yer yer kopmalar olduğu görülmüştür (Şekil 4.3.3.2. B, D ve F). D-SSP ve D-SP gruplarına ait örneklerde rezin uzantılarının kısa ve kalın olduğu ve kümelenme gösterdiği (Şekil 4.3.3.2. B ve F), D-VSP grubuna ait örneklerde ise uzantıların kısa, ince ve seyrek olduğu gözlenmiştir (Şekil 4.3.3.2.D).

Lazer uygulamasının ardından asit uygulanan örneklerde; kalınlığı homojen olmayan, kesintisiz bir hibrit tabaka oluşmuştur (Şekil 4.3.3.2. C, E ve G). En yüksek bağlanma dayanıklılığı sergileyen D-SP-A grubuna ait örneklerde ise; kalın ve uzun rezin uzantıları ile karakterize, homojen olmayan ancak kalın bir hibrit tabakanın varlığı dikkat çekmiştir (Şekil 4.3.3.2. G).




Şekil 4.3.3.2. Kompozit rezin-dentin bağlanma ara yüzeylerinin SEM fotoğrafları (X1500). A: D-K; B: D-SSP; C: D-SSP-A; D: D-VSP; E: D-VSP-A.




Şekil 4.3.3.2. F: D-SP; G: D-SP-A.

## 5. TARTIŞMA

Ağız boşluğunda; mine, dentin, sement gibi karmaşık yapıların bulunması ve bu yapıların farklı kimyasal ajanlara, ısı, basınç gibi değişen durumlara maruz kalması, diş hekimliği uygulamalarının ve kullanılan restoratif materyallerin geliştirilmesini zorunlu kılmaktadır. Kullanılan materyallerin diş sert dokularına bağlanması son derece önemli olduğu için, bağlanmayı sağlayacak yöntemlerle ilgili çalışmalar her gün birçok yeniliği diş hekimliğine katmaktadır. Yapılan çalışmaların ışığında, adeziv sistemlerin en iyi performanslarını; diş dokularının pürüzlendirilmesi, rezin infiltrasyonunun sağlanması ve adeziv-diş dokusu bağlantısının gerçekleştirilmesi yoluyla sergiledikleri belirtilmiştir (18,91,95). Etkili bir bağlanma; mikrosızıntının azalması, duyarlılık oluşumunun önlenmesi, retansiyonun artması ve çürüğe direncin yükselmesi için gereklidir (106).

Adeziv sistemlerin etkinliği, *in vitro* ve *in vivo* yapılan araştırmalarla belirlenebilmektedir. Laboratuar testleri, yeni materyallerin ve deneysel uygulamaların hızlı, kolay ve güvenilir bir şekilde incelenmesine olanak sağlamaktadır. Bu şekilde diş hekimliğinde kullanılan materyallerin ve yöntemlerin seçiminde ve doğru şekilde kullanılmasında diş hekimlerine yol gösterici bilgiler elde edilir (115).

Adeziv materyallerin performansını değerlendirmenin en kolay yöntemlerinden biri de, adeziv materyallerin dentin veya mineye bağlanma dayanıklılığının değerlendirilmesidir. Bu değerlendirmeler, bağlanma yüzeyine mikro gerilim, gerilim veya makaslama kuvveti uygulanması ardından kopmanın gerçekleştiği anda, birim alana düşen yük miktarının ölçülmesi ile yapılmaktadır. Bağlanma dayanıklılığı ile ilgili testler genel olarak birbirlerine benzemelerine rağmen, farklı laboratuarlarda yapılan araştırmalarda birbirinden oldukça farklı sonuçlar elde edilebilmektedir. Al-Salehi ve Burke (149), kompozit rezinlerin dentine bağlanma dayanıklılıklarının ölçüldüğü 50 farklı yayını inceledikleri çalışmalarında, kullanılan test metodlarının yeterince standart olmadığını rapor etmişlerdir.

Sano ve diğ. (140), gerilim ve makaslama bağlanma dayanıklılık testleri ile yapılan değerlendirmelerde, örnekler arasında oldukça farklı sonuçlar gözlenmesi nedeniyle, bu yöntemlerin diş yapıları ile rezin kompozitler arasındaki bağlanma dayanıklılığını ölçmede kesin verilerin elde edildiği metodlar olmadığını bildirmişlerdir.

Mikro gerilim bağlanma dayanıklık testi, adeziv materyaller ile diş dokuları arasındaki bağlanmanın *in vitro* veya *in vivo* olarak gerçekçi, doğru ve pratik bir test yöntemi ile değerlendirilmesi gerekliliğinden geliştirilmiştir. Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testinin günümüzde tercih edilmesinin nedeni, bu yöntemin çok küçük örnekler kullanılarak adeziv ara yüzeylerinin bağlanma dayanıklılığının ölçülmesine olanak tanımasıdır. Teknik aynı zamanda daha az koheziv hata oluşumuna, çok küçük alanlarda ölçüm yapılmasına, dişin farklı bölgelerinin bağlanma dayanıklılığının değerlendirilmesine ve kırık örneklerin daha sonra mikroskop altında incelenmesine imkân sağlamaktadır (140,146). Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testinde daha küçük örnekler kullanılması, stresin daha uygun dağılmasına ve dolayısıyla da daha gerçekçi ve güvenilir bağlanma değerlerinin elde edilmesine neden olmaktadır (136).

Bu nedenle bu *in vitro* çalışmada, kullanılan enerji ve frekans sabit kalmak koşuluyla, Er:YAG lazerin farklı atım sürelerinin, etch&rinse adezivle kullanılan bir nanokompozitin mine ve dentine bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisini değerlendirmek amacıyla, mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi kullanılmıştır.

Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık test yönteminde, örneklerin hazırlanması amacıyla, örneklerden yarısı diş dokusunu diğer yarısı ise restoratif materyali içeren, çubuk (beam shaped stick) veya kum saati (hourglass shaped) şeklinde seri kesitler alınmaktadır. Bununla birlikte bu teknikte, örneklerin hazırlanması ve kuvvetin uygulanması aşamaları oldukça duyarlıdır. Örneklerin mikro gerilim testine hazırlanması sırasında kesilmesi ve/veya biçimlendirilmesi (trimming), özellikle titreşimin iletimi nedeniyle bağlanma alanında prematür hatalara neden olabilmektedir. Örneklerin kum saati şeklinde hazırlanması sırasında bağlanma ara yüzeyinde frezle

preperasyon yapılması bu riski arttırmaktadır (119,150). Buna alternatif olarak biçimlendirme yapılmadan (non-trimming teknik) hazırlanan çubuk şeklindeki örneklerde daha az travma oluşması ve bağlanma dayanıklılığının 5 MPa gibi düşük değerlere kadar ölçülmesi mümkün olmaktadır (136,147,150).

Goracci ve diğ. (142) de; diş dokusunun, örnek kalınlığının ve örnek şeklinin mikro gerilim örneklerinin yapısal bütünlüğü ve bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında; bağlanma dayanıklılığının dentinde mineden, çubuk şeklindeki örneklerde ise kum saati şeklindekilerden daha yüksek olduğunu göstermişler ve örneklerin kesit alanı genişledikçe bağlanma dayanıklılığının azaldığını bildirmişlerdir.

Sano ve diğ. (140), kesit alanı 1.6-1.8 $mm^2$ olarak hazırlanan örneklerde adeziv kırık tipinin daha fazla görüldüğünü ve bağlanma dayanıklılık değerlerinin çok az sapma gösterdiğini, ancak mikro gerilim bağlanma dayanıklılığının doğru olarak ölçülebilmesi için, örneklerin kesit alanının 1 $mm^2$'den daha küçük olmaması gerektiğini öne sürmüşlerdir.

Phrukkanon ve diğ. (145) ise; mikro gerilim test örneklerinde, kesit alan şeklinin ve bağlanma yüzey alanının, bağlanma dayanıklılığı ve stres dağılımı üzerine etkisini araştırmış; bağlanma dayanıklılığının 1.1 $mm^2$ ile 1.5 $mm^2$ kesit alanında değişmediğini, ancak 3.1 $mm^2$ kesit alanına sahip örneklerde anlamlı düzeyde azaldığını bildirmişlerdir. Ayrıca örneklerin kesitlerinin silindirik veya kare şeklinde hazırlanmasının bağlanma dayanıklılığını istatistiksel olarak değiştirmediğini rapor etmişlerdir.

Bu bilgiler ışığında, bu çalışmada kompozit ve diş dokusundan oluşan mikro gerilim testi örnekleri, adeziv ara yüzey kesiti kare ve kesitlerin alanı 1.0±0.1 $mm^2$ olacak şekilde, çubuk biçiminde hazırlanmıştır. Böylece hem bağlanma dayanıklılığının doğru olarak ölçülmesine izin veren adeziv kırılmalar oluşturulabilmiş, hem de yüzey alanının daraltılmasıyla daha yüksek bağlanma değerleri elde edilebilmiştir.

ISO standartlarına göre bağlanma dayanıklılığı testlerinde kullanılacak cihazların kafa hızının 0.45 mm/dk–1.05 mm/dk veya en fazla 5 N/dk sabit artışla yapılması gerekmektedir (104,135). Özellikle gerilim testlerinde kafa

hızının düşük tutulması önerilmektedir (151). Hara ve diğ. (152), değişik kafa hızlarının kırılma tipleri üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, artan kafa hızlarının koheziv kırılma olasılığını artırdığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan 1 mm/dk kafa hızı da, ISO standartlarının öngördüğü aralıktadır.

Bağlanma dayanıklılığı testlerinde sonuçları, seçilen diş grubu, dişlerin saklanma koşulları, çalışılacak sert doku derinliği ve örnek yüzeylerini hazırlama teknikleri de etkilemektedir (147,153). Bu nedenle bu çalışmada, kullanılan diş gruplarının benzer özellikler göstermesi ve alınan kesitlerin mümkün oluğunca tek tip olması amacıyla, mine ve dentin örneklerinin standart bir şekilde hazırlanmasına özellikle önem verilmiştir. Bu amaçla, mine örnekleri hazırlanırken, bukkal ve lingual mine yüzeyleri dişlerin uzun aksına paralel olacak şekilde düzleştirilmiş; dentin örnekleri ise, okluzal düzleme dik olacak şekilde hazırlanmış ve sadece orta derinlikteki (mid-coronal) dentin yüzeyleri kullanılmıştır. Bu şekilde, mine ve dentinin bölgesel farklılıklarının mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi üzerine etkisi en aza indirilmeye çalışılmıştır (45).

Er:YAG lazer uygulamasından önce, mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi için uygun ve düz yüzeyler elde edebilmek için, mine ve dentin yüzeylerine 10'ar sn 180-220-320-400 grid SiC, daha sonra 60 sn 600 grid SiC disklerle su soğutması altında polisaj uygulanmıştır. Böylece, tüm örneklerde standart bir smear tabakasının elde edilmesi amaçlanmış ve diş dokularında doğal olarak var olan düzensizliklerin bağlanma dayanıklılığında yanlış bir pozitif artışa neden olması engellenmeye çalışılmıştır (41,45). Çalışmada elde edilen SEM görüntüleri, örneklerin standart ve tek tip olarak hazırlandığını doğrulamaktadır.

Rezin esaslı restoratif materyallerin yüzey hazırlayıcısı (asit) ve adeziviyle tam bir sistem olduğu kabul edilmektedir (154). Kompozit rezinler farklı şekillerde inorganik doldurucular, yüksek molekül ağırlıklı di metakrilatlar, farklı aktivatörler ve UV stabilizörleri içermektedir. Bu nedenle, kompozit rezin sistemlerinin *in vitro* ve *in vivo* performansını değerlendirmede, bu içerikleri ile uyumlu bağlanma morfolojisi ve bağlanma dayanıklılığı gösteren adeziv sistemler ile birlikte kullanılmalarının gerektiği

düşünülmektedir. Kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerinin sadece materyal içeriğine değil, aynı zamanda birlikte kullanıldığı adeziv sistemin özelliklerine de bağlı olduğu bildirilmektedir (155). Bu çalışmada farklı şekillerde hazırlanan mine ve dentin örneklerine bağlanma dayanıklılığını değerlendirebilmek için, güncel bir nano-seramik restoratif materyal (CeramX Duo), üretici firma önerilerine göre kendi etch&rinse adeziv sistemi (XP Bond 2) ile birlikte kullanılmıştır. Asit, adeziv ve restoratif materyal uygulamaları, üretici firma önerileri titizlikle takip edilerek gerçekleştirilmiştir.

Adeziv materyallerdeki gelişmelere paralel olarak, diş dokularını bağlanma için daha elverişli duruma getirebilecek yeni yöntemler de geliştirilmektedir. Bu güncel yöntemlerden biri de diş yüzeylerine asit yerine lazer uygulanmasıdır (lazerle pürüzlendirme) (8,19,41,65). Lazerle irradiye edilen yüzeylere bağlanma dayanıklılığının ve kalitesinin artırılması için, lazer uygulamalarına özel yeni adeziv sistemlerin geliştirilmesinin veya aderent yüzeylerin modifiye edilmesinin gerektiği düşünülmektedir. Bugüne kadar lazer uygulamalarına özel bir adeziv sistem geliştirilememiştir. Bu nedenle, günümüzde lazer uygulamalarının ardından gerçekleştirilen restoratif uygulamalarda, var olan güncel adeziv sistemler kullanıldığından, lazer uygulamaları sırasında bağlanmaya elverişli yüzeylerin oluşturulması son derece önemli ve gereklidir (156).

Diş sert dokularının lazerle pürüzlendirilmesinin, asitle pürüzlendirmeye bir alternatif olarak öne sürülmesinden bu yana, bu konuda farklı lazerler, farklı parametreler ve farklı yöntemler kullanılarak çok sayıda çalışma yapılmıştır (16,20,26,32,41,86,157-165). Farklı lazer uygulamalarının, diş dokuları üzerine birbirinden farklı etkiler yarattığı bildirilmiş olmasına rağmen, mevcut çalışmalarda kullanılan lazer parametrelerinin ve test yöntemlerinin de farklı olduğu görülmektedir (15,18,36,39,43-45,166,167). Bu nedenle lazerlerle diş yüzeylerinin etkili şekilde pürüzlendirilmesi için, mine ve dentin dokularına uygulanabilecek en uygun parametrelerin tespit edilmesi ve sistemli bir planlama ile elde edilen verilerin literatürle kıyaslanmasına olanak tanıyabilecek standart ve duyarlı bir yöntem kullanılması gereklidir.

Araştırmalar, lazer ışığının uzaysal yapısının, lazerin ablasyon kabiliyetini etkileyen en önemli faktörlerden biri olduğunu ortaya koymuştur (69,70). Lazer uygulamasının doku üzerinde oluşturacağı etkinin belirlenebilmesi ve enerji yoğunluğunun kesin olarak hesaplanabilmesi için, uzaysal demet profilinin bilinmesi zorunludur. Meister ve diğ. (70), ***"Knife Edge***" tekniğinin demet çapını belirlemede son derece etkili bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle bu çalışmada, mine ve dentin örneklerine lazerle pürüzlendirme işlemi uygulanmadan önce, özel olarak geliştirilmiş bir bilgisayar programı yardımıyla (Rene's Motor Mover and Data Acquisitor V.11) çalışmada kullanılan Er:YAG lazer cihazından elde edilen lazer ışığının profilinin "Gauss Profili" ne uyup uymadığı değerlendirilmiş ve ***"Knife Edge***" tekniği kullanılarak demet çapları ölçülmüştür. Elde edilen veriler; demet profilinin Gauss profiline uygun olduğunu göstermiş, kullanılan lazer cihazı ve uç için fokus uzaklığının 1 mm, demet bel yarı çapının ise 502 µm (Xo=251±138 µm) olduğunu ortaya koymuştur.

Bu çalışmada, lazer uygulamalarının mümkün olduğunca homojen şekilde gerçekleştirilebilmesi amacıyla, bilgisayar tarafından kontrol edilen mekanik bir sistem kullanılmıştır. Er:YAG lazer cihazının olanak verdiği en düşük frekans değerinin 10 Hz ve lazer uygulaması sırasında örneklerin hareket ettirilmesinde kullanılan bilgisayarla kontrol edilen en yüksek düzenek hızının 250 µm/sn olduğu gözönünde bulundurularak, elde edilebilecek en düşük "***pulse overlap"*** değerinin 10 olduğu hesaplanmıştır. Ayrıca, lazer uygulamaları sırasında enerji yoğunluğunda herhangi bir değişiklik olup olmadığını anlamak amacıyla, her üç örneğin irradyasyonundan sonra, lazer cihazının enerjisi bir radyometre yardımıyla ölçülmüştür. Lazer uygulamalarının bigisayar kontrolü altında ve homojen şekilde gerçekleştirilmesi, elle yapılan uygulamalara kıyasla daha zor, zaman alıcı ve pahalı bir yöntem olmasına rağmen, klinik koşulları yansıtmamaktadır. Ancak mikro gerilim bağlanma dayanıklılık yönteminde test edilen bağlanma yüzeylerinin çok küçük olması nedeniyle, test edilen tüm yüzeylerin homojen şekilde pürüzlendirilmesinin, verilerin güvenilirliği açısından büyük önem taşıması ve bu çalışmanın bulgularının daha sonra

yapılacak olan çalışmalarla kıyaslanabilmesi için standardizasyon sağlamak amacıyla, bu çalışmada bu yöntem tercih edilmiştir.

Mine ve dentin dokularının organik, inorganik ve su içerikleri birbirinden farklı olduğundan, iki doku lazer ışığından farklı şekilde etkilenir. Mine dokusunda sadece pürüzlenmeye neden olan enerji yoğunlukları, su ve organik içeriğinin daha fazla olması nedeniyle dentin dokusunda doku kaybına ve ablasyona yol açabilir (168,169). Gauss profiline sahip bir Er:YAG lazer demeti için mine dokusunun **ablasyon eşiğinin** (ablation threshold) yaklaşık 10 J/cm$^2$, dentin dokusu için ise yaklaşık 7.5 J/cm$^2$ olduğu bildirilmiştir (169). Bu nedenle bu araştırmada, yapılan pilot çalışmalar ve literatür verileri rehber alınarak, Er:YAG lazerle pürüzlendirilme amacıyla mine dokusu için 120 mj, dentin dokusu için 80 mj atım enerjisi kullanılmıştır (41,45).

Lazerlerin diş dokuları üzerindeki etkisinin, dalga boyu ve enerji yoğunluğunun yanı sıra, atım süresine bağlı olarak da değişiklik gösterdiği bildirilmiştir. Apel ve diğ. (168), atım süresinin minenin ablasyon eşiği üzerine etkisini incelemiş; minenin ablasyonu için gerekli olan enerji yoğunluğunun kısa atım sürelerinin kullanılması ile azaltılabileceği sonucuna varmışlardır.

Lukac ve diğ. (67), Er:YAG lazerin farklı atım sürelerinin ablasyon etkisi, kavite preparasyon hızı ve kavite şekli üzerine etkisini inceledikleri çalışmada; kısa atımlarla uzaklaştırılan doku hacminin daha fazla olduğunu ve kavite preparasyon hızının arttığını bildirmişlerdir. Aynı çalışmada, atım sürelerinin kısalması ile kavite şekillerinin daha net ve belirgin hale geldiği rapor edilmiştir. Ayrıca, atım süresi termal difüzyon zamanından daha kısa olduğunda, ısı iletiminin göz ardı edilebilir düzeyde olduğu vurgulanmıştır.

Strassl ve diğ. (68), kenarlarda daha düşük, merkezde daha yüksek enerji yoğunluğuna sahip olan Gauss demet şekline bağlı olarak, uzun atımlarla elde edilen ablasyon şeklinin geniş ağızlı-sığ koni biçiminde, kısa atımlarla ise dar ağızlı-derin koni biçiminde olduğunu bildirmişlerdir. Ek olarak, kısa atımların doku uzaklaştırma etkisinin, uzun atımların ise termal etkilerinin daha fazla olduğunu rapor etmişlerdir.

Atım enerjisi sabit olmak üzere, atım süresi kısaldıkça, elde edilen maksimum güç arttığından, kısa atımların doku uzaklaştırma etkisinin daha fazla olduğu bilinmektedir (61). Ancak bugüne kadar, atım süresinin diş dokularının lazerle pürüzlendirilmesi üzerine herhangi bir etkisi olup olmadığı araştırılmamıştır. Bu nedenle bu çalışmada, Er:YAG lazerin farklı atım sürelerinin etkisi incelenmiş ve diş dokuları için agresif bir uygulama olan asitle pürüzlendirme aşamasının elimine edilip edilemeyeceği test edilmiştir.

Mineye mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi bulgularına göre; 120 mj, 10 Hz parametreleri ile lazerle pürüzlendirmenin kullanılan atım süreleri için asit uygulamasına olan ihtiyacı ortadan kaldırmadığı görülmüştür. Genel olarak asitle pürüzlendirme uygulanan gruplar, asitle pürüzlendirme uygulanmayanlardan daha yüksek bağlanma dayanıklılığı sergilemişlerdir. En yüksek bağlanma değeri, 50 µsn'lik süper kısa atımlarla lazerle pürüzlendirmeye ek olarak üretici firma önerilerine göre asitle pürüzlendirilen M-SSP-A grubunda görülmüştür. Bunun nedeni, 50 µsn'lik süper kısa atımlar ile mine yüzeyinde herhangi bir termal yan etkinin oluşmaması, Tip III pürüzlenmeye benzer belirgin girinti çıkıntıları olan bağlanma için elverişli ve smear tabakasından arınmış temiz bir yüzey elde edilmesi olabilir. Bu yüzeyin ek olarak üretici firma önerilerine göre asitle pürüzlendirilmesi, Tip II tarzda homojen bir pürüzlenmeyi de ekleyerek, bağlanmaya katkı sağlamış olabilir. Yapılan SEM incelemelerinde bazı örneklerde, lazer irradyasyonuna ve uygulama sırasında oluşan ısıya bağlı olarak, yüzey altında çatlakların oluştuğu, atım süresi uzadıkça girinti çıkıntıların derinliğinin azaldığı ve mine prizmalarının kenarlarında erimeler olduğu gözlenmiştir. Bu da, sadece lazer uygulanan gruplarda, atım süresinin uzamasıyla bağlanma dayanıklılığının azalmasına neden olmuş olabilir. En düşük bağlanma değerlerinin elde edildiği 300 µsn'lik uzun atımlarla lazerle pürüzlendirme uygulanan M-LP grubundan elde edilen SEM görüntülerinde ise, yer yer pürüzlenmeyen alanların bulunduğu tespit edilmiştir. Bunun nedeni; atım süresinin uzamasının ablasyon eşiğini yükseltmesi nedeniyle, 120 mj atım enerjisinin 300 µsn atım süresinde minenin ablasyon eşiğinin altında kalması olabilir. Ayrıca uzun atım sürelerinin termal etkisinin daha fazla olması, minenin asit

direncinin artmasına neden olarak, asit uygulanan gruplarda atım süresi uzadıkça bağlanma dayanıklılığının azalmasını açıklayabilir (30).

Literatürde bu konu ile ilgili çelişkili raporlar bulunmaktadır. Armengol (170), asitle veya lazerle pürüzlendirmenin mine ve dentine kesme bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisini incelediği çalışmasında, asitle pürüzlendirmenin Er:YAG lazerle pürüzlendirmeye (140 mj, 4 Hz) kıyasla daha iyi bir bağlanmaya neden olduğunu rapor etmiştir. Lazerle pürüzlendirmenin asitle pürüzlendirmeye göre daha zayıf bir bağlanmaya neden olmasının, lazer uygulaması ile mine yüzeyinde oluşan fizikokimyasal değişikliklere ve yüzeydeki suyun uzaklaştırılması ve yüzey enerjisinin değişmesi gibi ıslanabilirliği etkileyen faktörlere bağlı olabileceğini belirtmiştir.

Sasaki ve diğ. (171), minenin Er:YAG lazer, asit veya Er:YAG lazer ve asit ile pürüzlendirilmesinin gerilim bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisini incelemişler ve 80 mj, 2 Hz ve 250 µsn atım süresi kullanılarak lazerle pürüzlendirmenin, asitle pürüzlendirmeden daha düşük bağlanma gösterdiğini; en başarılı bağlanmanın ise, lazer ve asitle pürüzlendirilen örneklerde elde edildiğini bildirmişlerdir. Araştırıcılar, SEM analizi bulgularının da bağlanma testi sonuçlarıyla uyumlu olduğunu; sadece lazerle pürüzlendirilen örneklerde, bağlanmayı olumsuz yönde etkileyebilecek -yer yer pürüzlenmemiş alanlar içeren- heterojen bir pürüzlenme görülürken, asit uygulanan örneklerde tüm mine yüzeylerinin homojen şekilde pürüzlenmiş olduğunu rapor etmişlerdir.

Otsuki ve diğ. (27), daha yüksek bağlanma dayanıklılığı elde edilmesi için, minenin Er:YAG lazerle 200 mj, 4 Hz, 250-500 µsn atım süresi ile irradiye edilmesinin ardından, fosforik asitle pürüzlendirilmesinin etkili bir yöntem olduğu sonucuna varmışlardır.

Lan (172), Er:YAG lazer ve/veya fosforik asit uygulamalarının ardından elde edilen bağlanma dayanıklılıklarını karşılaştırmış; minenin Er:YAG lazerle 300 mj, 10 Hz parametreleri ile 10 sn pürüzlendirmesinin, sadece asit ve lazer uygulamasının ardından asitle pürüzlendirmeye kıyasla bağlanma için daha elverişli bir yüzey oluşturduğunu bildirmiştir.

Chimello-Sousa ve diğ. (16) ise, adeziv uygulamalardan önce mine yüzeylerinin farklı uzaklıklardan Er:YAG lazerin 80 mj 2 Hz parametreleri ile irradiye edilmesinin, ilave olarak asit uygulandığında dahi bağlanmayı olumsuz etkilediği sonucuna varmışlardır. Kullanılan atım enerjisinin ve frekansın minede pürüzlendirme oluşturmak için oldukça düşük olması ve uygulamanın kontakt modda gerçekleştirilmemesi, mine dokusunda daha çok termal etkilerin görülmesine yol açmıştır. Bu çalışmada lazer gruplarında elde edilen düşük bağlanma değerlerinin de, lazerin termal etkisi sonucunda minenin asit direncinin artmasına bağlı olabileceği düşünülmüştür. Lazer uygulamalarının ardından mine dokusunda gerçekleşen ani soğumanın; daha dayanıklı, daha az çözünen ve aside karşı daha dirençli olan metafosfat ve pirofosfatların oluşumu ve karbonat içeriğinin azalmasına neden olan hidroksiapatit kristallerinin artışına neden olduğu vurgulanmıştır (16,29,156,173).

Mine dokusuna kıyasla, dentinin kimyasal içeriğindeki çeşitlilik, karmaşık histolojik yapısı ve canlı bir doku olması, dentine bağlanmayı çok daha zor ve karmaşık bir hale getirmektedir. Bu çalışmada, dentin dokusunun Er:YAG lazerle pürüzlendirilmesi amacıyla üç farklı atım süresi kullanılmıştır. Mine gruplarında kullanılmış olan 300 µsn'lik atım süresinin dentinde uygulanamamasının nedeni, çalışmada kullanılan Er:YAG lazer cihazının dentin dokusunun lazerle pürüzlendirilmesi için daha uygun olduğu tespit edilen 80 mj atım enerjisi için, 300 µsn atım süresini üretememesidir. Dentine mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi bulgularına göre; 80 mj, 10 Hz parametreleri ile lazerle pürüzlendirme uygulaması kullanılan atım süreleri için asit uygulamasına olan ihtiyacı ortadan kaldırmamıştır. Dentin grupları arasında en yüksek bağlanma değerleri, 150 µsn atım süresi ile lazer uygulamasının ardından asit uygulanan D-SP-A grubunda; en düşük bağlanma değerleri ise, sadece 150 µsn atım süresi ile lazer uygulanan D-SP grubunda gözlenmiştir. D-SSP-A, D-VSP-A ve D-SP-A grupları ile D-K grubu arasında anlamlı bir fark bulunmaması, 50, 100 ve 150 µsn atım süreleri ve 80 mj, 10 Hz parametresi ile lazerle pürüzlendirmenin, ek olarak asitle pürüzlendirme uygulandığında da, dentine bağlanmayı kontrol grubuna

kıyasla arttırmadığını göstermiştir. Genel olarak dentin gruplarında da mine gruplarında olduğu gibi, sadece lazer uygulanan gruplarda atım süresi uzadıkça bağlanma dayanıklılığı azalmış; asit uygulanan gruplar, asit uygulanmayan gruplardan daha yüksek bağlanma dayanıklılığı sergilemiştir. Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi sonuçlarını destekleyen SEM görüntülerinde, sadece lazer uygulanan örneklerde rezin uzantılarının daha seyrek oluştuğu gözlenmiştir. Lazerle pürüzlendirmede daha çok intertübüler dentin etkilendiğinden, peritübüler dentin daha belirgin bir hale gelerek dentin yüzeyinde çıkıntılar oluşturmakta ancak, asit uygulamasıyla elde edilen kanal ağızlarındaki açılmalar, yalnız lazer uygulamasıyla elde edilememektedir (170,174,175). Lazer uygulamasına ek olarak asitle pürüzlendirme uygulandığında, ıslanabilirliğin artması ve kanal ağızlarının açılması nedeniyle adeziv rezinin dentin kanallarının içine daha kolay sızması, bağlanmayı olumlu yönde etkilemiş olabilir (35,170,174,175).

Daha önce yapılan bazı çalışmalarda, lazer irradyasyonu sırasında açığa çıkan ısının diş yüzeylerini kısmen eriterek, apatit kristallerini modifiye ettiği, kollajen matriksi ve organik bileşenleri bozduğu ve sonuç olarak da dentin geçirgenliğini değiştirerek, bağlanmayı olumsuz yönde etkilediği rapor edilmiştir (15,18,53,176).

Ramos ve diğ. (177), 250 mj, 2 Hz ve 400mj, 4 Hz ve 150-250 µsn atım süresi ile Er:YAG lazerle irradiye edilen dentin dokusuna gerilim bağlanma dayanıklılığının; sadece lazer uygulanan gruplarda azaldığını, ancak lazer uygulamasının ardından asitle pürüzlendirilen gruplarda, sadece asitle pürüzlendirilen kontrol grubuna benzer düzeyde olduğunu bildirmişlerdir.

Ceballos ve diğ. (18), yüzeyel ve derin dentinin Er:YAG lazerle ve/veya asitle pürüzlendirilmesinin 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 uygulamasıne ek olarak asit uygulanmasının da, bağlanma dayanıklılığını sadece asit uygulanan kontrol grubu düzeyine çıkaramadığını rapor etmişlerdir.

Eguro ve diğ. (43), dentine gerilim bağlanma dayanıklılığının, yalnız Er:YAG lazerle 100 mj, 4 Hz ve 250-500 µsn atım süresi ile pürüzlendirilen grupta, lazerle pürüzlendirmeye ek olarak asit uygulanan gruba kıyasla anlamlı düzeyde düşük olduğunu bildirmişlerdir.

Goncalvez ve diğ. (21) ise, Er:YAG lazerle pürüzlendirilen dentin dokusuna farklı kompozit-adeziv rezin sistemlerinin gerilim bağlanma dayanıklılıklarını incelemiş ve 140 mj, 10 Hz ile lazerle pürüzlendirmenin, kullanılan kompozit-adeziv rezin sistemine bağlı olarak bağlanma dayanıklılığını artırabileceği sonucuna varmışlardır.

Literatürde Er:YAG lazerle pürüzlendirmenin hem mine, hem de dentine bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisini inceleyen bazı çalışmalar da bulunmaktadır. Ancak bu çalışmalarda kullanılan parametreler, yöntemler ve sonuçlar da birbirinden farklılık göstermektedir.

Marraccini ve diğ. (178), mine ve dentin dokularının yalnız asitle veya 80 mj, 2 Hz, 200-500 µsn atım süresi ile Er:YAG lazer uygulamasını takiben asitle pürüzlendirilmesinin benzer bağlanma dayanıklılığı sergilediğini bildirmişlerdir.

Martinez-Insua ve diğ. (15), mine ve dentin yüzeylerine bağlanmada asit veya Er:YAG lazerle pürüzlendirmenin farklarını inceledikleri çalışmalarında; hem mine hem de dentin için geleneksel asitle pürüzlendirme yönteminin, 200-160 mj, 4 Hz, 250 µsn ile lazerle pürüzlendirmeye göre bağlanmaya daha elverişli yüzeyler oluşturduğunu kaydetmişlerdir.

De Munck ve diğ. (41), yaptıkları çalışmada iki farklı adeziv sistemin Er:YAG lazerle veya geleneksel elmas frezle hazırlanan mine ve dentine mikro gerilim bağlanma dayanıklılıklarını değerlendirmişlerdir. Lazerle pürüzlendirme işlemi minede 120 mj, 10 Hz, 250 µsn atım süresi ile, dentinde ise 80 mj, 10 Hz, 250 µsn atım süresi ile gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan etch&rinse adezivin lazerle irradiye edilen mine ve dentine bağlanma dayanıklılığının, ek olarak asitle pürüzlendirme uygulandığında bile, geleneksel frez grubuna kıyasla anlamlı düzeyde zayıf bağlanma sergilemesi nedeniyle, yazarlar asitle pürüzlendirmenin lazerle pürüzlendirmeden daha etkili olduğu sonucuna varmışlardır.

Benzer şekilde Van Meerbeek ve diğ. (45), farklı yüzey uygulamalarının bir etch&rise ve self-etch adezivin mine ve dentin dokularına mikro gerilim bağlanma dayanıklılığı üzerine etkilerini inceledikleri çalışmada; 120-80 mj, 10 Hz, 250 µsn atım süresi ile lazerle pürüzlendirilmenin mine ve dentine bağlanma dayanıklılığını anlamlı düzeyde azalttığını rapor etmişlerdir.

Literatürde bugüne dek, lazerlerin atım süresinin bağlanma dayanıklılığına etkisini inceleyen tek bir çalışma yapıldığı görülmüştür. Bu çalışmada Staninec ve diğ. (179), mine ve dentin dokularının 0,5-35 µsn arasındaki Er:YAG, $CO_2$ ve Er:YSGG lazer atımları kullanılarak prepare edilmesinin, kompozit rezinin kesme bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisini incelemişler ve en yüksek bağlanma dayanıklılık değerlerinin hem mine hem de dentin için, Er:YAG lazerle 35 µsn atım süresi kullanılan grupta elde edildiğini ve lazerle preparasyonun ardından asitle pürüzlendirme uygulamasına gerek olmadığını bildirmişlerdir. Staninec ve diğ.'nin (179) bulguları, bu çalışmanın bulguları ile farklılık göstermektedir. Bunun nedeni, çalışmalarında diş hekimliğinde klinik kullanımı olmayan prototip bir lazer cihazının kullanılması ve uygulanan atım sürelerinin ve kavite preparasyon parametrelerinin bu çalışmada kullanılanlardan farklı olması olabilir. Ayrıca bağlanma dayanıklılığını ölçmek için kullandıkları test yönteminin kesme bağlanma dayanıklık testi olması, sonuçlarının, mikro gerilim yönteminin kullanıldığı bu çalışmanın bulgularıyla kıyaslanmasını olanaksız kılmaktadır.

Güncel adeziv sistemlerin mine ve dentine bağlanma dayanıklılıklarının klinik olarak kabul edilebilmesi için 20-22 MPa ve üzerinde olması gerektiği bildirilmiştir (93,180-182). Bu çalışmada mine ve dentin gruplarında gözlenen bağlanma dayanıklılık değerlerinin, M-SP-A ve M-LP-A haricindeki asit uygulanan tüm gruplarda, bu değerin üzerinde olduğu görülmektedir. Sadece lazerle pürüzlendirme uygulanan gruplardan, D-SSP grubunda bağlanma değerinin 23.39±7.79 MPa olduğu görülmüştür. Bu nedenle, dentinin sadece süper kısa atımlarla Er:YAG lazerle pürüzlendirilmesi, asit uygulanan gruplara göre daha zayıf bir bağlanma sergilemesine rağmen, klinik olarak kabul edilebilir bir bağlanma için yeterli

olabilir. Mine gruplarında ise, sadece lazerle pürüzlendirme ile elde edilen en yüksek bağlanma dayanıklılık değeri (16.36±9.17 MPa), 22 MPa'dan daha düşüktür. Bu çalışmada mine gruplarında atım süresinin kısalması ile bağlanma dayanıklılığının artırdığı görüldüğünden; 50 µsn'den daha kısa atım süreleri kullanıldığında, sadece lazerle pürüzlendirmenin klinik olarak kabul edilebilir bir bağlanmaya olanak tanıyabileceği düşünülebilir.

Bağlanma dayanıklılığının değerlendirilmesinde sayısal değerlerin yanı sıra bağlanma ara yüzeyindeki kırılma tipi de önemlidir. Literatürlerde kırılma tipleri genelde 3 başlık altında sınıflandırılmaktadır (16,160). Bu çalışmada lazer uygulamalarının diş dokularında kırılma oluşumuna her hangi bir etkisinin olup olmadığını belirleyebilmek amacıyla, kırılma tiplerinin daha detaylı şekilde değerlendirildiği bir sınıflama kullanılmıştır (40,148).

Mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi uygulanan örneklerin kopma yüzeylerinin incelenmesi sonucunda; sadece asit uygulanan M-K ve D-K gruplarında baskın olarak, adeziv ara yüzeyin korunduğunu gösteren koheziv kırılma tipi görülmüştür. Bu bulgunun aksine, lazerle pürüzlendirme uygulanan tüm mine gruplarında en fazla adeziv tipte kırılmalar oluştuğu gözlenmiştir. Bunun nedeni, lazer ışığının Gauss enerji dağılım profili nedeniyle homojen bir pürüzlendirme oluşturamaması ve ıslanabilirliğin de azalmasıyla, lazer atımları ile oluşan düzensiz girinti çıkıntılara adeziv rezinin etkili olarak penetre olamaması olabilir (16,18,183). Mineye bağlanmanın en yüksek olduğu M-SSP-A grubunda ve kontrol grubuna benzer bağlanma dayanıklılığı sergileyen M-VSP-A grubunda baskın olarak koheziv ve karma kırılma tiplerinin görülmesi ise; bu gruplarda atım sürelerinin çok kısa olması nedeniyle termal yan etkilerin görülmemesi, belirgin girinti çıkıntılardan oluşan Tip III pürüzlenmeye ek olarak, asit uygulaması ile birlikte Tip II pürüzlenmenin de bağlanmayı olumlu yönde etkilemesi ile açıklanabilir.

Dentinde ise; sadece lazer uygulanan gruplarda daha çok karma kırılma tipi gözlenirken, lazere ek olarak asitle pürüzlendirilen örneklerde baskın kırılma tipinin koheziv kırıklar olduğu görülmüştür. Lazer uygulamaları sırasında oluşan mikropatlamaların dentin yüzeyini, mikro çatlaklar arasında erimiş mineraller bulunan, pürüzlü bir yapıya dönüştürerek, adeziv rezinin

infiltrasyonunu güçleştirdiği gösterilmiştir (184). Ayrıca organik doku ablasyonuna özel olan Er:YAG lazerin, dentin yüzeyinde etkili bir hibridizasyon için gerekli daha az kollajen lifi bıraktığı belirtilmiş ve lazer uygulanan doku yüzeyinde bulunan denature kollajenlerin erimesinin ve dentine zayıf şekilde bağlı olmasının, asit geçirgenliğini ve adeziv rezin penetrasyonunu olumsuz yönde etkileyebileceği bildirilmiştir (174,175). Asit uygulamasının bu lazerden etkilenmiş tabakayı ortadan kaldırması beklenmesine rağmen, Er:YAG lazer uygulamalarının dentin yüzeyinde, hibrit tabakanın tam altına denk gelen mikro çatlaklar ile karakterize bir hasara neden olduğu rapor edilmiştir (18,41). Daha önce yapılan çalışmalardan elde edilen bu sonuçlar, bu çalışmada dentin gruplarında yaygın olarak karma ve koheziv kırılmaların görülmesini açıklayabilir.

Bağlanma dayanıklılık testleri ve kırılma tiplerinin belirlenmesi, bağlanmanın etkinliği ile ilgili veriler sağlarken, bağlanmanın nasıl gerçekleştiği konusunda fikir vermez. Bağlanmanın mekanizmasının anlaşılabilmesi ve bağlanmaya etki eden faktörlerin belirlenebilmesi için, adeziv uygulamalardan önce aderent yüzeylerin, adeziv uygulamalardan sonra ise adeziv ara yüzeylerin SEM ile incelenmesi, günümüzde sık kullanılan ve kabul görmüş bir uygulamadır.

Bağlanmayı etkileyen en önemli faktörlerden biri de aderent yüzeylerdir. Bu nedenle, bu çalışmada kullanılmış olan farklı pürüzlendirme protokollerinin aderent yüzeylerde yaratmış olduğu etkileri değerlendirebilmek amacıyla, lazerle ve/veya asitle pürüzlendirilen mine ve dentin örneklerinin yüzeyleri ve sagital kesitleri SEM ile incelenmiştir. Bugüne kadar literatürde bu amaç için, sadece yüzey incelemeleri bildirilmiş olmasına rağmen, bu çalışmada yüzey incelemelerine ek olarak sagital kesit incelemelerinin de gerçekleştirilmiş olmasının nedeni, lazer uygulamalarının yaratmış olabileceği yüzey altı değişiklikleri de değerlendirebilmektir. Sagital kesitler, yüzey incelemelerinin ardından, örneklerin sıvı azotla şok olarak dondurulması ve kırılması yoluyla elde edilmiştir. Bu yöntemle, frez ve elmas testere gibi yöntemlerde görülen smear tabakası oluşumu önlenmiş ve kesme işlemi sırasında kuvvet iletimine bağlı olarak örneklerin zarar görmesi

engellenmiştir. Böylece, örnekler incelenecek yüzeye temas edilmeden hazırlandığından, herhangi bir bozulmaya uğramamış ve temiz bir sagital görüntü elde etmek mümkün olmuştur. Yüzey ve sagital kesit incelemelerinin, farklı örneklerde görülebilecek herhangi bir morfolojik farklılığı önlemek amacıyla, aynı örnekler üzerinde yapılabilmesi için, bu değerlendirmelerin gerçekleştirilmesinde, örneklerin yüzeylerinin sıvı oksijenle kaplandığı bir SEM cihazı kullanılmıştır.

Bu çalışmada aderent yüzeylerin yanı sıra, bağlanma ara yüzeyleri de SEM ile incelenmiştir. Böylece lazerle ve/veya asitle pürüzlendirilmiş olan mine ve dentin dokularının kullanılan etch&rinse adeziv sistem ile bağlanma mekanizması ve etkinliği ile ilgili gözlem yapmak mümkün olmuştur.

Mine örneklerinden elde edilen SEM görüntülerinde, lazer uygulanan gruplarda, smear tabakası içermeyen temiz bir yüzey ve lazer atımlarına bağlı olarak oluşan mikro ve makro kraterlerin bulunduğu düzensiz bir pürüzlenme görülmüştür. Yapılan incelemelerde lazer uygulanan örneklerin yüzeyinde ince çatlaklar bulunduğu tespit edilmiştir. Sagital kesit görüntülerinde ise bu çatlakların sadece yüzeyde değil, aynı zamanda yüzey altında da var olduğu gözlenmiş ve atım süresi uzadıkça çatlakların azalıp, inceldiği ayrıca, makro kraterlerin sığlaştığı ve yer yer erime odaklarının bulunduğu gözlenmiştir. Lazere ek olarak, asit uygulanan gruplarda, krater yapıları silikleşmiştir. Ayrıca, bağlanma ara yüzey bulguları, sadece lazer uygulanan örneklerde, rezin uzantılarının çok seyrek ve zayıf olduğunu; lazere ek olarak asitle pürüzlendirilen örneklerde ise, çok sayıda makro ve mikro rezin uzantısı oluştuğunu göstermiştir. SEM görüntülerinde tespit edilen bulgular, mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi bulgularıyla ve literatürle uyum içerisindedir (27,42,81).

Matsumoto (81), mine dokusunun Er:YAG lazerle, 300 mj, 10 Hz parametre pürüzlendirilmesi sonucunda, SEM görüntülerinde yüzey pürüzlülüğünün arttığını ve smear tabakasının uzaklaştırıldığını göstermiştir.

Otsuki ve diğ. (27) ise, 200 mj, 4 Hz ve 250-500 µsn atım süresi ile Er:YAG lazerle irradiye edilen mine yüzeyinde, düzensiz ve girintili çıkıntılı bir yapı oluştuğunu rapor etmişlerdir. Ayrıca mine yüzeyinde ince çatlakların ve

erimelerin olduğunu ve yüzeyin smear tabakasından arınmış olduğunu kaydetmişlerdir.

Dunn ve diğ. (42) de, mine dokusu sadece 140 mj, 30 Hz ile Er:YAG lazerle irradiye edildiğinde, yüzeyde düzensiz bir pürüzlenmeyle beraber bağlanmayı olumsuz yönde etkileyebilecek çatlaklar gözlendiğini bildirmişlerdir. Lazer uygulamasının ardından asitle pürüzlendirilen mine yüzeyinde, bağlanma için çok elverişli olabilecek bir pürüzlenme oluştuğunu ve bu yüzeylere bağlanma dayanıklılığının sadece asit veya sadece lazerle pürüzlendirilen yüzeylerden daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Dunn ve diğ.'nin (42) elde ettiği sonuçlar, bu çalışmanın bulgularıyla benzer niteliktedir.

Bu çalışmada, lazerle pürüzlendirme uygulanan dentin örneklerinin yüzey ve sagital kesit SEM görüntülerinde, basamak tarzı düzensiz bir pürüzlenme ve peritübüler dentinin daha az uzaklaştırılmasına bağlı olarak, dentin kanallarının etrafında çıkıntılar oluştuğu gözlenmiştir. Ayrıca, smear tabakasının uzaklaştırıldığı ve dentin kanallarının ağızlarının açık olduğu saptanmıştır. Lazer uygulamasının ardından asit uygulanmasının intertübüler dentinle beraber peritübüler dentini de uzaklaştırarak, dentin kanallarının ağzını biraz daha açtığı görülmüştür. Mine örneklerinin aksine, dentin örneklerinin sagital görüntülerinde hiçbir örnekte yüzey altı çatlak oluşumuna rastlanmamıştır. Lazerle pürüzlendirme sırasında oluşan kraterlerin derinliği ise, atım süresinin artmasıyla azalmıştır. Farklı protokollerle pürüzlendirilen dentin örneklerinin bu çalışmada kullanılan etch&rinse adeziv sistem ile ilişkisini gösteren bağlanma ara yüzey bulguları; sadece lazer uygulanan gruplarda homojen olmayan rezin uzantılarıyla karakterize, kesintili bir hibridizasyon oluştuğunu, lazere ek olarak asit uygulanan gruplarda ise, kalın ve uzun rezin uzantıları içeren kesintisiz bir hibrit tabaka bulunduğunu ortaya koymuştur. Literatürde Er:YAG lazer uygulamalarının dentin dokusu üzerinde oluşturduğu morfolojik değişiklikleri inceleyen çok sayıda çalışma bulunmaktadır (18,24,35,170).

Corona ve diğ. (35), enerji ve frekansın Er:YAG lazerin ablasyon kabiliyeti ve dentin dokusunda yarattığı morfolojik değişiklikler üzerine

etkilerini inceledikleri çalışmalarında, test ettikleri parametrelerde (200, 250, 300, 350 mj and 2,3,4 Hz), lazer uygulamalarından sonra pürüzlü, erime odakları içeren, smear tabakasından arınmış ve dentin kanallarının ağızlarının açık olduğu bir yüzey yapısı elde edildiğini bildirmişlerdir.

Ceballos ve diğ. (18), dentin dokusu 180 mj, 2 Hz parametre ile irradiye edildiğinde, dentin yüzeyinde basamak tarzı katlı oluşumlar, mikro çatlaklar, erime odakları bulunduğunu ve kollajen dokusunun uzaklaştırılmış olduğunu rapor etmişlerdir. Bu nedenle lazer uygulanmış dentine bağlanmanın rezin ve kollajenin birbirine kenetlenmesinden oluşan tam bir hibridizasyon ile değil, rezinin boş dentin kanallarına akması sonucu oluşan rezin uzantıları ile elde edilen mekanik bir kilitlenme ile olabileceğini belirtmişlerdir.

Armengol (170), 140 mj, 4 Hz parametreleri ile Er:YAG lazerle pürüzlendirilen dentin dokusunda, intertübüler dentin uzaklaştırılırken, peritübüler dentinin etkilenmeden kaldığını ve bu nedenle dentin yüzeyinin pürüzlü ve düzensiz olduğunu gözlemlemiştir. Sadece lazerle veya asitle pürüzülendirilen tüm örneklerde dentin kanallarının ağzının açık olduğunu, ancak sadece lazer uygulanan örneklerde rezin uzantılarının daha zayıf ve seyrek olduğunu bildirmiştir. Bu bulgularını da, rezinin dentin kanallarının içerisine rahatça sızmasını engelleyecek şekilde, bazı tübüllerin ağzının peritübüler dentindeki kısmi erime nedeniyle daralmış olmasına bağlamıştır.

Carvalho ve diğ. (24) ise, Er:YAG lazerin demet açısının, uygulama uzaklığının ve enerji yoğunluğunun dentin dokusunda yarattığı farklılıkları inceledikleri SEM çalışmalarında, 70-150 mj, 20 Hz ile pürüzlendirilen dentin yüzeyinin pürüzlü, düzensiz ve smear tabakasından arınmış olduğunu kaydetmişlerdir. Daha fazla su ve organik materyal içermesine bağlı olarak intertübüler dentin daha çok uzaklaştırıldığından, peritübüler dentinin kanal ağızlarında çıkıntılar oluşturduğunu rapor etmişlerdir. Ayrıca, Er:YAG lazerle pürüzlendirilen örneklerde dentin kanallarının içerisinde, dentine bağlanma için çok önemli olan kollajen dokunun gözlenmemesine dikkat çekmişlerdir. Bu çalışmanın bulguları da, literatürde bildirilmiş olan sonuçlarla uyum içerisindedir.

Er:YAG lazer uygulamaları ile, adeziv materyallerin diş dokularına güçlü ve etkili biçimde bağlanmasının sağlanması ve elde edilen bağlanma dayanıklılık değerlerinin geliştirilmesi; enerji yoğunluğu, atım süresi, frekans, hava/su oranı gibi anahtar lazer parametrelerinden etkilenmektedir. Bu nedenle Er:YAG lazerlerin kullanımı sırasında, en etkili sonuçlara ulaşabilmek ve istenmeyen etkilerin oluşumunu engelleyebilmek için, hangi parametrelerin kullanılacağı konusu üzerinde önemle durulmalıdır. Bugüne kadar yapılan Er:YAG lazer çalışmalarında, çok farklı parametrelerin ve yöntemlerin kullanılmış olması, literatürde bildirilen sonuçların birbiriyle kıyaslanmasını son derece güçleştirmektedir. Bu çalışma Er:YAG lazerin farklı atım sürelerinin diş dokularına mikro gerilim bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisini incelediğinden ve şimdiye kadar bu konuyla ilgili yapılmış bir çalışma bulunmadığından, karşılaştırma yapmak imkânsızdır. Bu çalışmada mümkün olan en duyarlı yöntemler kullanılarak, daha sonra yapılacak olan çalışmalarla kıyaslanabilirliği sağlamak ve standart bir yöntem geliştirerek, mine ve dentinin pürüzlendirilmesinde kullanılacak en uygun Er:YAG lazer parametrelerinin bulunmasına olanak tanımak amaçlanmıştır. Gelecekte yapılacak olan çalışmalarda Er:YAG lazerle pürüzlendirme ile diş dokularının bağlanmaya en elverişli duruma getirilebilmesi için, aynı yöntemler kullanılarak atım süresinin yanında, en uygun enerji yoğunluğu, frekans, uygulama modu, uygulama süresi ve hava/su oranının da belirlenmesi gerekmektedir. Ayrıca, *in vitro* çalışmaların ağız içi koşulları hiçbir zaman tam olarak taklit edememeleri ve materyal ve yöntemlerin klinik performansları ile ilgili sadece yorumda bulunulmasına yardımcı olmaları nedeniyle (185); bu çalışmadan elde edilen bulgular klinik çalışmalarla da desteklenmelidir.

# 6. SONUÇLAR

Bu *in vitro* çalışmada;

1) Atım süresinin, Er:YAG lazerin mine ve dentin dokuları üzerindeki ablasyon kapasitesini etkileyen lazer parametrelerinden biri olduğu,
2) Adeziv uygulamalarından önce mine dokusuna 120 mj, 10 Hz parametreleriyle Er:YAG lazer uygulanmasının, kullanılan atım süreleri için asit uygulamasına olan ihtiyacı ortadan kaldırmadığı,
3) Mine dokusuna, asit uygulamasından önce 120 mj, 10 Hz, 50 µsn atım süresi ile Er:YAG lazer uygulanmasının, sadece asit uygulanmasına kıyasla bu çalışmada kullanılan etch&rinse adezivin bağlanma dayanıklılığını artırdığı,
4) Dentin dokusuna 80 mj, 10 Hz parametreleriyle Er:YAG lazer uygulanmasının, kullanılan atım süreleri için asit uygulamasına olan ihtiyacı ortadan kaldırmadığı,
5) Er:YAG lazer uygulamasının ardından asit uygulanmasının, kullanılan atım süreleri için dentine bağlanmayı sadece asit uygulamasına kıyasla artırmadığı,
6) Sadece Er:YAG lazer uygulanan mine ve dentin gruplarında, atım süresinin uzamasının bağlanmayı olumsuz etkilediği,
7) Mine ve dentin dokularına lazer uygulanmasının ardından üretici firma önerileri doğrultusunda asit uygulanmasının, sadece lazer uygulanmasına kıyasla, kullanılan etch&rinse adeziv sistemin bağlanma dayanıklılığını artırdığı,
8) SEM görüntülerinin mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testi bulgularını destekler nitelikte olduğu,
9) Er:YAG lazer uygulamalarında kullanılacak en uygun parametrelerin tespit edilmesi durumunda güncel adeziv sistemlerin diş dokularına bağlanma dayanıklılıklarının geliştirilebileceği sonuçlarına varılmıştır.

**KAYNAKLAR**

1.Adams, T.C.,Pang, P.K. (2004) Lasers in aesthetic dentistry. *Dent Clin North Am*, 48 (4), 833-860.

2.Myers, T.D. (2000) The future of lasers in dentistry. *Dent Clin North Am*, 44 (4), 971-980.

3.Hibst, R. (2002) Lasers for caries removal and cavity preparation: state of art and future directions. *J Oral Laser Applic*, 2, 203-212.

4.Rodrigues, L.K., Nobre dos Santos, M., Pereira, D., Assaf, A.V.,Pardi, V. (2004) Carbon dioxide laser in dental caries prevention. *J Dent*, 32 (7), 531-540.

5.Tepper, S.A., Zehnder, M., Pajarola, G.F.,Schmidlin, P.R. (2004) Increased fluoride uptake and acid resistance by CO2 laser-irradiation through topically applied fluoride on human enamel in vitro. *J Dent*, 32 (8), 635-641.

6.Visuri, S.R., Gilbert, J.L., Wright, D.D., Wigdor, H.A.,Walsh, J.T., Jr. (1996) Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res*, 75 (1), 599-605.

7.Usumez, S., Orhan, M.,Usumez, A. (2002) Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 122 (6), 649-656.

8.Moritz, A., Schoop, U., Goharkhay, K., Szakacs, S., Sperr, W., Schweider, E. ve diğerleri. (1998) Procedures for Enamel and Dentin Conditioning: A Comparison of Conventional and Innovative Methods. *J Esteth Dent*, 10 (2), 84-93.

9.Yenen, Z. (2007). İkinci Sınıf Kompozit Kavite Preparasyonu ve Pürüzlendirme işlemlerinde Er, Cr:YSGG Lazer Kullanımının Mine ve Dentinin Yüzey Morfolojisi ve Kenar Sızıntısı Üzerine Etkilerinin İn Vitro Olarak İncelenmesi.Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.

10.Chinelatti, M.A., Ramos, R.P., Chimello, D.T., Borsatto, M.C., Pecora, J.D.,Palma-Dibb, R.G. (2004) Influence of the use of Er:YAG laser for cavity preparation and surface treatment in microleakage of resin-modified glass ionomer restorations. *Oper Dent*, 29 (4), 430-436.

11.Keller, U., Hibst, R., Geurtsen, W., Schilke, R., Heidemann, D., Klaiber, B. ve diğerleri. (1998) Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *J Dent*, 26 (8), 649-656.

12.Hadley, J., Young, D.A., Eversole, L.R.,Gornbein, J.A. (2000) A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. *J Am Dent Assoc*, 131 (6), 777-785.

13.Reyto, R. (1998) Laser tooth whitening. *Dent Clin North Am*, 42 (4), 755-762.

14.Lan, W.H., Lee, B.S., Liu, H.C.,Lin, C.P. (2004) Morphologic study of Nd:YAG laser usage in treatment of dentinal hypersensitivity. *J Endod*, 30 (3), 131-134.

15.Martinez-Insua, A., Da Silva Dominguez, L., Rivera, F.G.,Santana-Penin, U.A. (2000) Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent*, 84 (3), 280-288.

16.Chimello-Sousa, D.T., de Souza, A.E., Chinelatti, M.A., Pecora, J.D., Palma-Dibb, R.G.,Milori Corona, S.A. (2006) Influence of Er:YAG laser

irradiation distance on the bond strength of a restorative system to enamel. *J Dent*, 34 (3), 245-251.

17.Hossain, M., Yamada, Y., Nakamura, Y., Murakami, Y., Tamaki, Y.,Matsumoto, K. (2003) A study on surface roughness and microleakage test in cavities prepared by Er:YAG laser irradiation and etched bur cavities. *Lasers Med Sci*, 18 (1), 25-31.

18.Ceballos, L., Toledano, M., Osorio, R., Tay, F.R.,Marshall, G.W. (2002) Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *J Dent Res*, 81 (2), 119-122.

19.Gurgan, S., Kiremitci, A., Cakir, F.Y., Yazici, E., Gorucu, J.,Gutknecht, N. (2009) Shear bond strength of composite bonded to erbium:yttrium-aluminum-garnet laser-prepared dentin. *Lasers Med Sci*, 24 (1), 117-122.

20.Donadio-Moura, J., Gouw-Soares, S., de Freitas, P.M., Navarro, R.S., Powell, L.G.,Eduardo Cde, P. (2005) Tensile bond strength of a flowable composite resin to ER:YAG-laser-treated dentin. *Lasers Surg Med*, 36 (5), 351-355.

21.Goncalves, M., Corona, S.A., Borsatto, M.C., Silva, P.C.,Pecora, J.D. (2002) Tensile bond strength of dentin-resinous system interfaces conditioned with Er:YAG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg*, 20 (2), 89-93.

22.Tarcin, B., Gunday, M., Ovecoglu, H.S., Turkmen, C., Ovecoglu, M.L., Oksuz, M. ve diğerleri. (2009) Tensile bond strength of dentin adhesives on Acid- and laser-etched dentin surfaces. *Quintessence Int*, 40 (10), 865-874.

23.Giachetti, L., Scaminaci Russo, D., Scarpelli, F.,Vitale, M. (2004) SEM analysis of dentin treated with the Er:YAG laser: a pilot study of the

consequences resulting from laser use on adhesion mechanisms. *J Clin Laser Med Surg*, 22 (1), 35-41.

24.de Carvalho, R.C., de Freitas, P.M., Otsuki, M., de Eduardo, C.P.,Tagami, J. (2008) Micro-shear bond strength of Er:YAG-laser-treated dentin. *Lasers Med Sci*, 23 (2), 117-124.

25.Armengol, V., Jean, A., Rohanizadeh, R.,Hamel, H. (1999) Scanning electron microscopic analysis of diseased and healthy dental hard tissues after Er:YAG laser irradiation: in vitro study. *J Endod*, 25 (8), 543-546.

26.de Souza, A.E., Corona, S.A., Dibb, R.G., Borsatto, M.C.,Pecora, J.D. (2004) Influence of Er:YAG laser on tensile bond strength of a self-etching system and a flowable resin in different dentin depths. *J Dent*, 32 (4), 269-275.

27.Otsuki, M., Eguro, T., Maeda, T.,Tanaka, H. (2002) Comparison of the bond strength of composite resin to Er:YAG laser irradiated human enamel pre-treated with various methods in vitro. *Lasers Surg Med*, 30 (5), 351-359.

28.Oho, T.,Morioka, T. (1990) A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res*, 24 (2), 86-92.

29.Hossain, M., Nakamura, Y., Kimura, Y., Yamada, Y., Ito, M.,Matsumoto, K. (2000) Caries-preventive effect of Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg*, 18 (2), 61-65.

30.Apel, C., Meister, J., Gotz, H., Duschner, H.,Gutknecht, N. (2005) Structural changes in human dental enamel after subablative erbium

laser irradiation and its potential use for caries prevention. *Caries Res*, 39 (1), 65-70.

31.Apel, C., Birker, L., Meister, J., Weiss, C.,Gutknecht, N. (2004) The caries-preventive potential of subablative Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in an intraoral model: a pilot study. *Photomed Laser Surg*, 22 (4), 312-317.

32.Delfino, C.S., Souza-Zaroni, W.C., Corona, S.A.,Palma-Dibb, R.G. (2007) Microtensile bond strength of composite resin to human enamel prepared using erbium: Yttrium aluminum garnet laser. *J Biomed Mater Res A*, 80 (2), 475-479.

33.Ying, D., Chuah, G.K.,Hsu, C.Y. (2004) Effect of Er:YAG laser and organic matrix on porosity changes in human enamel. *J Dent*, 32 (1), 41-46.

34.Camerlingo, C., Lepore, M., Gaeta, G.M., Riccio, R., Riccio, C., De Rosa, A. ve diğerleri. (2004) Er:YAG laser treatments on dentine surface: micro-Raman spectroscopy and SEM analysis. *J Dent*, 32 (5), 399-405.

35.Corona, S.A., de Souza, A.E., Chinelatti, M.A., Borsatto, M.C., Pecora, J.D.,Palma-Dibb, R.G. (2007) 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*, 25 (1), 26-33.

36.Goncalves, M., Corona, S.A., Borsatto, M.C., Pecora, J.D.,Dibb, R.G. (2005) Influence of pulse frequency Er:YAG laser on the tensile bond strength of a composite to dentin. *Am J Dent*, 18 (3), 165-167.

37.Lee, B.S., Lin, C.P., Hung, Y.L.,Lan, W.H. (2004) Structural changes of Er:YAG laser-irradiated human dentin. *Photomed Laser Surg*, 22 (4), 330-334.

38.Yamazaki, K., Eguro, T., Maeda, T.,Tanaka, H. (2003) Output energy changes of quartz contact probe for Er:YAG laser with tooth ablation. *Dent Mater J*, 22 (3), 292-300.

39.Aizawa, K., Kameyama, A., Kato, J., Amagai, T., Takase, Y., Kawada, E. ve diğerleri. (2006) Resin bonding to dentin irradiated by high repetition rate Er:YAG laser. *Photomed Laser Surg*, 24 (3), 397-401.

40.Amaral, F.L., Colucci, V., Souza-Gabriel, A.E., Chinelatti, M.A., Palma-Dibb, R.G.,Corona, S.A. (2008) Bond durability in erbium:yttrium-aluminum-garnet laser-irradiated enamel. *Lasers Med Sci*, 2008 Aug 2007. [Epub ahead of print]. PMID: 18685884. [PubMed - as supplied by publisher].

41.De Munck, J., Van Meerbeek, B., Yudhira, R., Lambrechts, P.,Vanherle, G. (2002) Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium:YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. *Eur J Oral Sci*, 110 (4), 322-329.

42.Dunn, W.J., Davis, J.T.,Bush, A.C. (2005) Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater*, 21 (7), 616-624.

43.Eguro, T., Maeda, T., Otsuki, M., Nishimura, Y., Katsuumi, I.,Tanaka, H. (2002) Adhesion of Er:YAG laser-irradiated dentin and composite resins: application of various treatments on irradiated surface. *Lasers Surg Med*, 30 (4), 267-272.

44.Ramos, R.P., Chimello, D.T., Chinelatti, M.A., Nonaka, T., Pecora, J.D.,Palma Dibb, R.G. (2002) Effect of Er:YAG laser on bond strength to dentin of a self-etching primer and two single-bottle adhesive systems. *Lasers Surg Med*, 31 (3), 164-170.

45.Van Meerbeek, B., De Munck, J., Mattar, D., Van Landuyt, K.,Lambrechts, P. (2003) Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent*, 28 (5), 647-660.

46.Işık. (2008). Erişim:19 Nisan 2008, Ağ Sitesi: **http://tr.wikipedia.org/wiki/I%C5%9F%C4%B1k**

47.Coluzzi, D.J. (2004) Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am*, 48 (4), 751-770, v.

48.Foton. (2008). Erişim:19 Nisan 2008, Ağ Sitesi: **http://tr.wikipedia.org/wiki/Foton**

49.Elektromanyetik Işın. (2008). Erişim: 19 Nisan 2008, Ağ Sitesi: **http://tr.wikipedia.org/wiki/Elektromanyetik_%C4%B1%C5%9F%C4%B1n**

50.Tuner, J.,Hode, L. (2004). Some Basic Laser Physics. J. Tuner & L. Hode (Ed.). The Laser Therapy Handbook (s. 1-44). Grangesberg: Prima Books AB

51.Einstein, A. (1917) Zur Quantentheorie der Strahlung (On the Quantum Theory of Radiation). *Physika Zeitschrift.*, 18, 121-128.

52.AL Schawlow, T.C.H. (1958) Infrared & optical masers. *Phys. Rev.*, 112, 1940-1949.

53.Van, A.G. (2004) Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin North Am*, 48 (4), 1017-1059.

54.Bohr Atom Modeli. (2009). Erişim: 26 Şubat 2009, Ağ Sitesi: **http://tr.wikipedia.org/wiki/Bohr_Atom_Modeli**

55.Wintner, E.,Strassl, M. (2006). Oral Laser Application. A. Moritz (Ed.). Basic Information on Lasers (1 bs., s. 1-55). Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH

56.Lazer. (2008). Erişim: 19 Nisan 2008, Ağ Sitesi: **http://tr.wikipedia.org/wiki/Lazer**

57.Erdoğan, Ş. (2007). Lazerle Delmede İşleme Parametrelerinin Delik Kalitesine Olan Etkisinin Deneysel Araştırılması.Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara.

58.Parker, S. (2007) Verifiable CPD paper: laser-tissue interaction. *Br Dent J*, 202 (2), 73-81.

59.Dederich, D.N. (1993) Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *J Am Dent Assoc*, 124 (2), 57-61.

60.Vogel, A.,Venugopalan, V. (2003) Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues. *Chem Rev*, 103 (2), 577-644.

61.Moritz, A. (2006). Cavity Preparation. A. Moritz (Ed.). Oral Laser Application (s. 75-138). Berlin: Quintessenz Varlags-GmBH

62.E-Bülten (2009). Erişim: 3.1.2009, Ağ Sitesi: **http://www.medicadent.com/online.asp?id=5**

63.Frank, F. (1989) Laser light and tissue biophysical aspects of medial laser application. *SPIE Lasers Med*, 1353, 37-45.

64.Convissar, R.A. (2004) The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. *Dent Clin North Am*, 48 (4), 771-794.

65.Walsh, L.J. (2003) The current status of laser applications in dentistry. *Aust Dent J*, 48 (3), 146-155; quiz 198.

66.Fotona: Producing the Highest Performance Laser Systems for Over Forty Years. 13.06.2009, Ağ Sitesi: **http://www.fotona.com/media/press/Quark_corporate_profile.pdf**

67.Lukac, M., Marko, M.,Ladislav, G. (2004) Super VSP Er:YAG Pulses for Fast and Precise Cavity Preparation. *J Oral Laser Applic*, 4, 171-173.

68.Strassl, M., Kasenbacher, A.,Wintner, E. (2002) Ultrashort Laser Pulses in Dentistry. *J Oral Laser Applic*, 2, 213-222.

69.Meister, J., Franzen, R., Apel, C.,Gutknecht, N. (2004) Influence of the spatial beam profile on hard tissue ablation, part II: pulse energy and energy density distribution in simple beams. *Lasers Med Sci*, 19 (2), 112-118.

70.Meister, J., Apel, C., Franzen, R.,Gutknecht, N. (2003) Influence of the spatial beam profile on hard tissue ablation. Part I: Multimode emitting Er:YAG lasers. *Lasers Med Sci*, 18 (2), 112-118.

71.Sulewski, J.G. (2000) Historical survey of laser dentistry. *Dent Clin North Am*, 44 (4), 717-752.

72.Barat, K. (2006). Laser Safety Management [Elektronik Sürüm]. CRC Press.

73.FDA, U.S. (2008). CFR-Code of Federal Regulations Title 21, Ağ Sitesi: **http://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfCFR/CFRSearch.cfm?FR=1040.10**

74.Laser safety. (2009). 13.6.2009, Ağ Sitesi: **http://en.wikipedia.org/wiki/Laser_safety**

75.IEC 60825-1. (2007). Ağ Sitesi: **http://webstore.iec.ch/preview/info_iec60825-1%7Bed2.0%7Db.pdf**

76.ANSI 136- Chapter 64 E-4 Control of Nonionizing Radiation Hazards. Ağ Sitesi: **http://www.doh.state.fl.us/environment/radiation/regs/chapter64E-4.pdf**

77.Beer F, S.B., Wernisch J. (2006). Laser Safety. Oral Laser Applications. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH

78.Myers, T.D. (1991) Lasers in dentistry. *J Am Dent Assoc*, 122 (1), 46-50.

79.Coluzzi, D.J. (2000) An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent Clin North Am*, 44 (4), 753-765.

80.Wittschier, M. (2001) Lasers in caries therapy:A Report on Clinical Experience. *J Oral Laser Applic*, 1, 125-132.

81.Matsumoto, K. (2004) Laser Treatment of Hard Tissue Lesions. *J Oral Laser Applic*, 4, 235-248.

82.Hibst, R.,Keller, U. (1989) Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med*, 9 (4), 338-344.

83.Bornstein, E.S.,Lomke, M.A. (2003) The safety and effectiveness of dental Er:YAG lasers. A literature review with specific reference to bone. *Dent Today*, 22 (10), 129-133.

84.Ishikawa, I., Aoki, A.,Takasaki, A.A. (2004) Potential applications of Erbium:YAG laser in periodontics. *J Periodontal Res*, 39 (4), 275-285.

85.van As, G. (2004) Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin North Am*, 48 (4), 1017-1059, viii.

86.Omae, M., Inoue, M., Itota, T., Finger, W.J., Tanaka, K., Yamamoto, K. ve diğerleri. (2007) Effect of a desensitizing agent containing glutaraldehyde and HEMA on bond strength to Er:YAG laser-irradiated dentine. *J Dent*, 35 (5), 398-402.

87.Hibst, R. (2002) Lasers for Caries Removal and Cavity Preparation:State of the Art and Future Directions. *J Oral Laser Applic*, 2, 203-212.

88.Weiner, G.P. (2004) Laser dentistry practice management. *Dent Clin North Am*, 48 (4), 1105-1126.

89.Buonocore, M.G. (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34 (6), 849-853.

90.Zülfikaroğlu, B. (2006). Kanal Dolgusu Yapılmış Süt Dişlerinde Dört Farklı Adeziv Sistemin Etkilerinin In Vivo ve In Vitro Olarak İncelenmesi.Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi.

91.Perdigao, J.,Swift, E.J. (2006). Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion. T. M. Roberson (Ed.). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. St. Louis, Missouri: Mosby Elsevier

92.Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P. ve diğerleri. (2003) Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, 28 (3), 215-235.

93.Dayangaç, B. (2000). Bonding Sistemleri. B. Dayangaç (Ed.). Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitabevi

94.Eakle, W.S. (1986) Fracture resistance of teeth restored with class II bonded composite resin. *J Dent Res*, 65 (2), 149-153.

95.Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., De Munck, J., Inoue, S., Yoshida, Y., Perdigao, J. ve diğerleri. (2006). 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

96.Eligüzeloğlu, E. (2007). Servikal Bölgedeki Çürüksüz Lezyonlara Farklı Bağlayıcı Sistemlerin Bağlanma Dayanımlarının İn Vivo ve İn Vitro Olarak İncelenmesi.Doktora tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara.

97.Karabulut, B. (2007). Farklı Dentin Bağlayıcı Sistemlerin Süt ve Sürekli Dişlerdeki Makaslama Bağlanma Kuvvetlerinin Karşılaştırılması ve Rezin-Dentin Arayüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve Geçirmeli Elektron Mikroskobu (TEM) ile İncelenmesi.Doktora tezi, Ankara Üniversitesi, Ankara.

98.Schmidseder, J. (2000). Bonding. K. H. Rateitschak & H. F. Wolf (Ed.). Color Atlas of Dental Medicine- Aeshtetic Dentistry (c. 103-124). Munich: Thiemw Stuttgard

99.Perdigao, J. (2002) Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin North Am*, 46 (2), 277-301, vi.

100.Barkmeier, W.W., Shaffer, S.E.,Gwinnett, A.J. (1986) Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. *Oper Dent*, 11 (3), 111-116.

101.Gwinnett, A.J. (1971) Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Arch Oral Biol*, 16 (7), 731-738.

102.Stewart, G.P., Jain, P.,Hodges, J. (2002) Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin. *J Prosthet Dent*, 88 (3), 277-284.

103.Hallett, K.B., Garcia-Godoy, F.,Trotter, A.R. (1994) Shear bond strength of a resin composite to enamel etched with maleic or phosphoric acid. *Aust Dent J*, 39 (5), 292-297.

104.Ulusoy, A.T. (2007). Süt Dişi Dentinine Bağlayıcı Ajan Uygulanması Sırasında Tükürük Kontaminasyonunun Bağlanma Dayanımına Etkisinin İn Vitro Olarak İncelenmesi Hacettepe Üniversitesi, Ankara.

105.Retief, D.H. (1992) Clinical applications of enamel adhesives. *Oper Dent*, Suppl 5, 44-49.

106.Van Meerbeek, B., Perdigao, J., Lambrechts, P.,Vanherle, G. (1998) The clinical performance of adhesives. *J Dent*, 26 (1), 1-20.

107.Kwong, S.M., Tay, F.R., Yip, H.K., Kei, L.H.,Pashley, D.H. (2000) An ultrastructural study of the application of dentine adhesives to acid-conditioned sclerotic dentine. *J Dent*, 28 (7), 515-528.

108.Brannstrom, M., Linden, L.A.,Johnson, G. (1968) Movement of dentinal and pulpal fluid caused by clinical procedures. *J Dent Res*, 47 (5), 679-682.

109.Macko, D.J., Rutberg, M.,Langeland, K. (1978) Pulpal response to the application of phosphoric acid to dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 45 (6), 930-946.

110.Marshall, G.W., Jr., Marshall, S.J., Kinney, J.H.,Balooch, M. (1997) The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*, 25 (6), 441-458.

111.Pashley, D.H., Livingston, M.J.,Greenhill, J.D. (1978) Regional resistances to fluid flow in human dentine in vitro. *Arch Oral Biol*, 23 (9), 807-810.

112.Pashley, D.H., Pashley, E.L., Carvalho, R.M.,Tay, F.R. (2002) The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, 46 (2), 211-245.

113.Torney, D.L. (1978) The retentive ability of acid-etched dentin. *J Prosthet Dent*, 39 (2), 169-172.

114.Nakabayashi, N., Nakamura, M.,Yasuda, N. (1991) Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent*, 3 (4), 133-138.

115.De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M. ve diğerleri. (2005) A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, 84 (2), 118-132.

116.Gökalp, S. (2004) Self-etch Adeziv Sistemler. *TDBD*, 80, 57-59.

117.Shirai, K., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Lambrechts, P., Suzuki, K. ve diğerleri. (2005) Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dent Mater*, 21 (2), 110-124.

118.Peumans, M., Kanumilli, P., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P.,Van Meerbeek, B. (2005) Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*, 21 (9), 864-881.

119.Inoue, S., Vargas, M.A., Abe, Y., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G. ve diğerleri. (2003) Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *Am J Dent*, 16 (5), 329-334.

120.Swift, E.J., Jr. (2002) Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent*, 24 (5), 456-461.

121.Abo, T., Uno, S.,Sano, H. (2004) Comparison of bonding efficacy of an all-in-one adhesive with a self-etching primer system. *Eur J Oral Sci*, 112 (3), 286-292.

122.Yoshida, Y., Van Meerbeek, B., Nakayama, Y., Snauwaert, J., Hellemans, L., Lambrechts, P. ve diğerleri. (2000) Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res*, 79 (2), 709-714.

123.Inoue, S., Van Meerbeek, B., Abe, Y., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G. ve diğerleri. (2001) Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent Mater*, 17 (5), 445-455.

124.De Munck, J., Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Inoue, S., Suzuki, K.,Lambrechts, P. (2004) Four-year water degradation of a resin-modified glass-ionomer adhesive bonded to dentin. *Eur J Oral Sci*, 112 (1), 73-83.

125.Bowen, R.L. (1963) Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc*, 66, 57-64.

126.Söderholm, K.J.,Schmidseder, J. (2000). Composites. J. Schmidseder (Ed.). Color Atlas of Dental Medicine-Aesthetic Dentistry (s. 85-102). New York: Thieme Stuttgart

127.Roberson, T.M., Heymann, H.O.,Ritter, A.V. (2006). Introduction to Composite Restorations. T. M. Roberson, H. O. Heymann & E. J. Swift, Jr. (Ed.). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry (s. 495-526). St.Louis, Missouri: Mossby Elsevier

128.Burgess, J.O., Walker, R.,Davidson, J.M. (2002) Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent*, 24 (5), 465-479.

129.Garcia-Godoy, F. (2000) Resin-based composites and compomers in primary molars. *Dent Clin North Am*, 44 (3), 541-570.

130.Terry, D.A. (2004) Direct applications of a nanocomposite resin system: Part 1--The evolution of contemporary composite materials. *Pract Proced Aesthet Dent*, 16 (6), 417-422.

131.Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B.,Vanherle, G. (1999) Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater*, 15 (2), 128-137.

132.Davis, N. (2003) A nanotechnology composite. *Compend Contin Educ Dent*, 24 (9), 662, 665-667, 669-670.

133.Mitra, S.B., Wu, D.,Holmes, B.N. (2003) An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*, 134 (10), 1382-1390.

134.Silikas, N., Kavvadia, K., Eliades, G.,Watts, D. (2005) Surface characterization of modern resin composites: a multitechnique approach. *Am J Dent*, 18 (2), 95-100.

135.International, Organization, For,Standardization. (1994) (ISO TR 11405). Dental Materials-Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure.

136.Pashley, D.H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M.,Carvalho, R.M. (1995) Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*, 11 (2), 117-125.

137.Cardoso, P.E., Braga, R.R.,Carrilho, M.R. (1998) Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater*, 14 (6), 394-398.

138.Versluis, A., Tantbirojn, D.,Douglas, W.H. (1997) Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res*, 76 (6), 1298-1307.

139.Armstrong, S.R., Keller, J.C.,Boyer, D.B. (2001) Mode of failure in the dentin-adhesive resin-resin composite bonded joint as determined by strength-based (muTBS) and fracture-based (CNSB) mechanical testing. *Dent Mater*, 17 (3), 201-210.

140.Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R. ve diğerleri. (1994) Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, 10 (4), 236-240.

141.Tanumiharja, M., Burrow, M.F.,Tyas, M.J. (2000) Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater*, 16 (3), 180-187.

142.Goracci, C., Sadek, F.T., Monticelli, F., Cardoso, P.E.,Ferrari, M. (2004) Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dent Mater*, 20 (7), 643-654.

143.Nakajima, M., Sano, H., Burrow, M.F., Tagami, J., Yoshiyama, M., Ebisu, S. ve diğerleri. (1995) Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res*, 74 (10), 1679-1688.

144.Burrow, M.F., Nopnakeepong, U.,Phrukkanon, S. (2002) A comparison of microtensile bond strengths of several dentin bonding systems to primary and permanent dentin. *Dent Mater*, 18 (3), 239-245.

145.Phrukkanon, S., Burrow, M.F.,Tyas, M.J. (1998) The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater*, 14 (3), 212-221.

146.Shono, Y., Ogawa, T., Terashita, M., Carvalho, R.M., Pashley, E.L.,Pashley, D.H. (1999) Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res*, 78 (2), 699-705.

147.Pashley, D.H., Carvalho, R.M., Sano, H., Nakajima, M., Yoshiyama, M., Shono, Y. ve diğerleri. (1999) The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent*, 1 (4), 299-309.

148.do Amaral, F.L., Colucci, V., de Souza-Gabriel, A.E., Chinelatti, M.A., Palma-Dibb, R.G.,Corona, S.A. (2008) Adhesion to Er:YAG laser-prepared dentin after long-term water storage and thermocycling. *Oper Dent*, 33 (1), 51-58.

149.al-Salehi, S.K.,Burke, F.J. (1997) Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int*, 28 (11), 717-723.

150.Bouillaguet, S., Ciucchi, B., Jacoby, T., Wataha, J.C.,Pashley, D. (2001) Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities, in vitro. *Dent Mater*, 17 (4), 316-321.

151.Kwong, S.M., Cheung, G.S., Kei, L.H., Itthagarun, A., Smales, R.J., Tay, F.R. ve diğerleri. (2002) Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater*, 18 (5), 359-369.

152.Hara, A.T., Pimenta, L.A.,Rodrigues, A.L., Jr. (2001) Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater*, 17 (2), 165-169.

153.Kitasako, Y., Burrow, M.F., Nikaido, T.,Tagami, J. (2000) The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dent Mater*, 16 (1), 1-6.

154.Frankenberger, R., Perdigao, J., Rosa, B.T.,Lopes, M. (2001) "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives-a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater*, 17 (5), 373-380.

155.da Silva Telles, P.D., Aparecida, M., Machado, M.,Nor, J.E. (2001) SEM study of a self-etching primer adhesive system used for dentin bonding in primary and permanent teeth. *Pediatr Dent*, 23 (4), 315-320.

156.Eguro, T., Maeda, T., Tanabe, M., Otsuki, M.,Tanaka, H. (2001) Adhesion of composite resins to enamel irradiated by the Er:YAG laser: application of the ultrasonic scaler on irradiated surface. *Lasers Surg Med*, 28 (4), 365-370.

157.Kameyama, A., Oda, Y., Hirai, Y., Kawada, E.,Takizawa, M. (2001) Resin bonding to Er: YAG laser-irradiated dentin: combined effects of pre-treatments with citric acid and glutaraldehyde. *Eur J Oral Sci*, 109 (5), 354-360.

158.Burnett, L.H., Jr., Conceicao, E.N., Pelinos, J.E.,Eduardo, C.D. (2001) Comparative study of influence on tensile bond strength of a composite to dentin using Er:YAG laser, air abrasion, or air turbine for preparation of cavities. *J Clin Laser Med Surg*, 19 (4), 199-202.

159.Gurgan, S., Kiremitci, A., Cakir, F.Y., Gorucu, J., Alpaslan, T., Yazici, E. ve diğerleri. (2008) Shear bond strength of composite bonded to Er,Cr:YSGG laser-prepared dentin. *Photomed Laser Surg*, 26 (5), 495-500.

160.Gurgan, S., Alpaslan, T., Kiremitci, A., Cakir, F.Y., Yazici, E.,Gorucu, J. (2009) Effect of different adhesive systems and laser treatment on the shear bond strength of bleached enamel. *J Dent*, 37 (7), 527-534.

161.Yazici, E., Gurgan, S., Gutknecht, N.,Imazato, S. (2009) Effects of erbium:yttrium-aluminum-garnet and neodymium:yttrium-aluminum-garnet laser hypersensitivity treatment parameters on the bond strength of self-etch adhesives. *Lasers Med Sci*, 2009 May 2028. [Epub ahead of print]. PMID: 19475475. [PubMed - as supplied by publisher].

162.Lin, S., Caputo, A.A., Eversole, L.R.,Rizoiu, I. (1999) Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surfaces cut with a laser-powered hydrokinetic system. *J Prosthet Dent*, 82 (4), 451-455.

163.Esteves-Oliveira, M., Zezell, D.M., Apel, C., Turbino, M.L., Aranha, A.C., Eduardo Cde, P. ve diğerleri. (2007) Bond strength of self-etching primer to bur cut, Er,Cr:YSGG, and Er:YAG lased dental surfaces. *Photomed Laser Surg*, 25 (5), 373-380.

164.Kim, K.S., Kim, M.E.,Shin, E.J. (2005) Irradiation time and ablation rate of enamel in contact and non-contact irradiation with Er:YAG laser. *Photomed Laser Surg*, 23 (2), 216-218.

165.Turkmen, C., Sazak, H.,Gunday, M. (2006) Effects of the Nd:YAG laser, air-abrasion, and acid-etchant on filling materials. *J Oral Rehabil*, 33 (1), 64-69.

166.Goncalves, M., Corona, S.A., Pecora, J.D.,Dibb, R.G. (2003) Influence of the frequency of Er:YAG laser on the bond strength of dental enamel. *J Clin Laser Med Surg*, 21 (2), 105-108.

167.Brulat, N., Rocca, J.P., Leforestier, E., Fiorucci, G., Nammour, S.,Bertrand, M.F. (2009) Shear bond strength of self-etching adhesive systems to Er:YAG-laser-prepared dentin. *Lasers Med Sci*, 24 (1), 53-57.

168.Apel, C., Franzen, R., Meister, J., Sarrafzadegan, H., Thelen, S.,Gutknecht, N. (2002) Influence of the pulse duration of an Er:YAG laser system on the ablation threshold of dental enamel. *Lasers Med Sci*, 17 (4), 253-257.

169.Apel, C., Meister, J., Ioana, R.S., Franzen, R., Hering, P.,Gutknecht, N. (2002) The ablation threshold of Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in dental enamel. *Lasers Med Sci*, 17 (4), 246-252.

170.Armengol, V. (1999) Comperative In Vitro Study of the Bond Strength of Composite to Enamel and Dentine Obtained with Laser Irradiation or Acid-etch. *Lasers Med Sci* (14), 207-215.

171.Sasaki, L.H., Lobo, P.D., Moriyama, Y., Watanabe, I.S., Villaverde, A.B., Tanaka, C.S. ve diğerleri. (2008) Tensile bond strength and SEM analysis of enamel etched with Er:YAG laser and phosphoric acid: a comparative study in vitro. *Braz Dent J*, 19 (1), 57-61.

172.Lan, W.H. (2003) A comparison of bond strengths following treatment with Er:YAG laser and phosphoric acid. *Int Cong Ser*, 1248, 51-59.

173.Rohanizadeh, R., LeGeros, R.Z., Fan, D., Jean, A.,Daculsi, G. (1999) Ultrastructural properties of laser-irradiated and heat-treated dentin. *J Dent Res*, 78 (12), 1829-1835.

174.de Carvalho, R.C., de Freitas, P.M., Otsuki, M., Eduardo Cde, P.,Tagami, J. (2005) Influence of Er:YAG Laser Beam Angle, Working Distance, and Energy Density on Dentin Morphology: An SEM Investigation. *J Oral Laser Applic*, 5 (4), 237-243.

175.Matsumoto, K., Hossain, M., Tsuzuki, N.,Yamada, Y. (2003) Morphological and Compositional Changes of Human Dentin after Er:YAG Laser Irradiation. *J Oral Laser Applic*, 3, 15-20.

176.Goncalves, M., Corona, S.A., Palma-Dibb, R.G.,Pecora, J.D. (2008) Influence of pulse repetition rate of Er:YAG laser and dentin depth on tensile bond strength of dentin-resin interface. *J Biomed Mater Res A*, 86 (2), 477-482.

177.Ramos, A.C., Esteves-Oliveira, M., Arana-Chavez, V.E.,de Paula Eduardo, C. (2008) Adhesives bonded to erbium:yttrium-aluminum-garnet laser-irradiated dentin: transmission electron microscopy, scanning electron microscopy and tensile bond strength analyses. *Lasers Med Sci*, 2008 Aug 2021. [Epub ahead of print]. PMID: 18716826. [PubMed - as supplied by publisher].

178.Marraccini, T.M., Bachman, L., Wigdor, H.A., Walsch, J.T., Turbino, M.L., Stabholtz, A. ve diğerleri. (2006) Enamel and Dentin Irradiation with 9.6 µm CO2 and 2.94 µm Er:YAG Lasers: Bond Strength Evaluation. *Laser Phys Lett*, 3 (2), 96-101.

179.Staninec, M., Gardner, A.K., Le, C.Q., Sarma, A.V.,Fried, D. (2006) Adhesion of composite to enamel and dentin surfaces irradiated by IR

laser pulses of 0.5-35 micros duration. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 79 (1), 193-201.

180.Walls, A.W.G., Lee, J.,McCabe, J.F. (2001) Restorative dentistry: The bonding of composite resin to moist enamel. *Br Dent J*, 191, 148-150.

181.Davidson, C.L., de Gee, A.J.,Feilzar, A. (1984) The competition between the composite-dentin bond strength and polymerization contraction stress. *J Dent Res*, 63, 1396-1399.

182.Bayne, S.C. (2002). Bonding to Dental Substrates. R. G. Craig & J. M. Powers (Ed.). Restorative Dental Materials (11 bs., s. 259-285). USA: Mosby

183.Corona, S.A., Borsatto, M., Dibb, R.G., Ramos, R.P., Brugnera, A.,Pecora, J.D. (2001) Microleakage of class V resin composite restorations after bur, air-abrasion or Er:YAG laser preparation. *Oper Dent*, 26 (5), 491-497.

184.Aoki, A., Ishikawa, I., Yamada, T., Otsuki, M., Watanabe, H., Tagami, J. ve diğerleri. (1998) Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. *J Dent Res*, 77 (6), 1404-1414.

185.Crisp, R.J.,Burke, F.J. (2000) One-year clinical evaluation of compomer restorations placed in general practice. *Quintessence Int*, 31 (3), 181-186.