

T.C

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İKİNCİ SINIF KOMPOZİT KAVİTE PREPARASYONU ve
PÜRÜZLENDİRME İŞLEMLERİNDE Er,Cr:YSGG LAZER KULLANIMININ
MİNE ve DENTİNİN YÜZEY MORFOLOJİSİ ve KENAR SIZINTISI
ÜZERİNE ETKİLERİNİN *İN VİTRO* OLARAK İNCELENMESİ**

Dt. Zeynep Yenen

Tedavi Programı
DOKTORA TEZİ

ANKARA

2008

T.C

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İKİNCİ SINIF KOMPOZİT KAVİTE PREPARASYONU ve
PÜRÜZLENDİRME İŞLEMLERİNDE Er,Cr:YSGG LAZER KULLANIMININ
MİNE ve DENTİNİN YÜZEY MORFOLOJİSİ ve KENAR SIZINTISI
ÜZERİNE ETKİLERİNİN *İN VİTRO* OLARAK İNCELENMESİ**

Dt. Zeynep Yenen

Tedavi Programı
DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Jale Görücü

ANKARA
2008

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü' ne:

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

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Sevil Gürkan
Hacettepe Üniversitesi

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Jale Görücü
Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof.Dr. Alev Önen
Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Meserret Başeren
Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Hülya Erten
Gazi Üniversitesi

ONAY:

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

Prof. Dr. Hakan S. Orer
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışması aşağıda adı geçen kişilerin katkıları ve destekleri sayesinde gerçekleşmiştir. Bu nedenle;

Tez çalışmamın tüm aşamalarında bilimsel katkı ve yönlendirmede bulunan danışmanım; Prof.Dr. Jale Görücü'ye, gerek tezimle, gerekse lazerle ilgili tüm çalışmalarımda verdiği motivasyon ve destek için Anabilim Dalı Başkanımız Prof.Dr. Sevil Gürgan'a ve tez izleme komitesi üyeleri Dekan Yardımcımız Prof.Dr. Alev Önen ve Prof.Dr. Meserret Başeren'e, Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) çalışmaları için Ortadoğu Teknik Üniversitesinden Uzm.Dr. Cengiz Tan'a, klinikte lazer uygulamaları konusunda katkılarından dolayı Claude Bernard Lyon-1 Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi öğretim üyelerinden Prof Dr. Philippe Bonin'e ve Prof.Dr. Pierre Farge'a

Gösterdiği ilgi ve ayırdığı zaman için, çalışmanın istatistiksel olarak planlanmasını ve sonuçlarının istatistiksel olarak değerlendirilmesini sağlayan Gülhane Askeri Tıp Akademisi, Epidemioloji Bilim Dalı Öğretim üyesi Doç.Dr. Süleyman Ceylan, Doç.Dr.Selim Kılıç'a ve Doç. Dr. Cengiz Han Açikel'e.

Termalsiklus işlemlerinin yapılması sırasında desteklerinden dolayı, Hacettepe Üniversitesi Eczacılık Fakültesi, Eczacılık Temel Bilimleri Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof.Dr. Akgül Yeşilada ve Kimyager. Yeliz Tunç'a

Lazer çalışmalarım sırasında desteğini esirgemeyen Dr.Dt. Tankut Gürsoy'a

Tez çalışmam sırasında göstermiş oldukları her türlü bilimsel ve manevi destekten dolayı HÜ.Dişhekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalının tüm akademik ve idari personeline, sevgili oda arkadaşlarıma

Her aşamada desteği için eşim Müfit'e, anlayışı için büyük oğlum Barış'a ve gülücükleri ile çalışma azmime olan katkılarından dolayı minik oğlum Emre'ye, bilgisayar işlemlerime yardımcı olan kardeşlerim Nurhan ve Elif Oto' ya,

Teşekkürü borç bilirim.

ÖZET

Yenen, Z., İkinci Sınıf Kompozit Kavite Preparasyonu ve Pürüzlendirme İşlemlerinde Er,Cr:YSGG Lazer Kullanımının Mine ve Dentinin Yüzey Morfolojisi ve Kenar Sızıntısı Üzerine Etkilerinin *İn Vitro* Olarak İncelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tedavi Programı. Doktora Tezi Ankara, 2008. Bu *in-vitro* çalışmanın amacı: II. sınıf okluzogingival slot kavitelerin preparasyon ve pürüzlendirme işlemlerinde Er,Cr:YSGG (Erbium, Chromium: Yittrium, Scandium, Gallium, Garnet) lazer kullanılmasının, kavite sınırlarında yer alan mine ve dentin yüzeylerinde meydana getirdiği morfolojik değişikliklerin Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) görüntüleri ile incelenmesi ve kompozit rezin restorasyonlarda kenar sızıntısına etkilerinin geleneksel yöntemlerle karşılaştırılarak değerlendirilmesidir. Bu çalışmada sağlam, çatlak içermeyen, 55 adet insan molar dişi rasgele 5 gruba ayrılarak kullanılmıştır. Dişlerin mezyal ve distal yüzeylerine, II. sınıf okluzogingival slot kaviteler aşağıda belirtilen preparasyon ve pürüzlendirme işlemleri uygulanarak hazırlanmıştır: Frez ile preparasyon + asit ile pürüzlendirme (Grup I), frez ile preparasyon + lazer ile pürüzlendirme (Grup II), lazer ile preparasyon + lazer ile pürüzlendirme (Grup III), lazer ile preparasyon (Grup IV), lazer ile preparasyon + asit ile pürüzlendirme (Grup V). Asit uygulamalarında (*Gluma Acid Gel*) *total etch* tekniği kullanılmıştır. Her gruptan birer örnek, kavite yüzeylerinden SEM görüntüleri alınmak üzere ayrılmıştır. Daha sonra bütün örnekler adeziv (*Gluma Comfort Bond*) uygulanmış ve posterior kompozit rezinle (*SOLITAIRE 2*) restore edilmiştir. Bitirme ve polisaj işlemlerinin ardından 5° - 55 °C de birer dakika bekletilerek 500 kez termal siklus uygulanan örnekler 24 saat süreyle 37°C de % 0.5 lik bazik fuksin solusyonunda bekletilmiştir. Daha sonra diş dokusu ve restorasyon arayüzü kenar sızıntısı açısından değerlendirilmiş, veriler Chi-Square ve Fisher's Exact testleri kullanılarak istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. Yapılan SEM değerlendirmesinde, lazer uygulanmış örneklerde (Grup II, III, IV, V) minede; smear tabakasının bulunmadığı girintili çıkıntılı krater tarzı bir yüzey olduğu, dentinde de smear tabakasının

bulunmadığı, basamak tarzı katlı yüzey olduğu ve tübül ağzlarının açık olduğu belirlenmiştir. İstatistiksel değerlendirmeler sonucunda grupların okluzal ($p=0.003$) ve gingival ($p=0.000$) bölgelerinde gözlenen sızıntılar arasında ve okluzal bölgedeki sızıntı dereceleri ile gingival bölgedeki sızıntı dereceleri arasında ($p=0.000$) anlamlı farklılık bulunmuştur. Gingival bölgede meydana gelen sızıntının, Grup V de diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fazla olduğu belirlenmiştir ($p<0.05$). Okluzal bölgede oluşan sızıntının ise; Grup II de Grup I, IV ve V den istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu saptanmıştır ($p<0.05$). Her grubun kendi içinde okluzal ve gingival bölgelerdeki sızıntı dereceleri karşılaştırıldığında sadece Grup V te istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu ($p<0.05$) diğer gruplarda farklılığın anlamlı olmadığı ($p>0.05$) gözlenmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre lazer preparasyonu sonrası herhangi bir pürüzlendirme işlemine gereksinim olmadığı belirlenmiştir. Anahtar Kelimeler: Er,Cr:YSGG lazer, kavite preparasyonu, pürüzlendirme, kenar sızıntısı, SEM, kompozit rezin.

ABSTRACT

Yenen, Z., In vitro investigation of the effects of Er,Cr:YSGG laser usage on the enamel and dentin surfaces morphology and microleakage in Class II composite cavity preparation and etching procedures.

Hacettepe University Health Sciences Institute PhD Thesis in Conservative Dentistry, Ankara, 2008. The aim of this in vitro study is the evaluation of the enamel and dentin cavity surface morphologies by Scanning Electron Microscopy (SEM) in Class II occlusogingival slot cavities which were prepared and etched by Er,Cr:YSGG (Erbium, Chromium: Yttrium, Scandium, Gallium, Garnet) laser and assessing their effects on the microleakage at composite resin restorations, and also comparing them with those of traditional methods. In this study fifty five non-carious, sound extracted human molar teeth without visible cracks were used. Class II slot occlusogingival cavities were prepared on the mesial and distal surfaces of every tooth, by laser or bur and etched by laser or acid. The teeth were randomly classified into five groups; bur preparation + acid etching (Group I), bur preparation + laser etching (Group II), laser preparation + laser etching (Group III), laser preparation (Group IV), laser preparation + acid etching (Group V). Acid applications were performed by total etch (Gluma Acid Gel) method. One sample was chosen from each group for Scanning Electron Microscopy (SEM) evaluation. Adhesive (Gluma Comfort Bond) and the posterior resin composite (SOLITAIRE 2) was applied to every sample. After finishing, polishing and thermocycling (5 - 55 °C, dwell time 1 min. 500 cycles) they were stored for 24 hours in a 0.5% basic fuchsin solution at 37 °C. The resin-tooth interface was evaluated on the basis of microleakage. Statistical analysis of the results were performed and compared using Chi-Square test and Fisher's Exact test. SEM examinations of laser irradiated samples (Groups II, III, IV, V) revealed lack of smear layer, irregular and crater like surface in enamel. Also, these examinations revealed opened dentinal tubules orifice, step like flattered surface and lack of smear layer in dentin. Statistically significant

differences were found among the occlusal ($p=0.003$) and gingival regions microleakage ($p=0.001$) in groups and between occlusal region and gingival region microleakage ($p=0.000$). In Group V at gingival region, microleakage was found significantly greater than the other groups ($p<0.05$). In Group II, the microleakage at occlusal region was found significantly greater than Groups I, IV and V. When the microleakage at occlusal and gingival regions were compared among each group, it was observed that other groups portrayed no statistically significant differences ($p>0.05$), only group V showed a statistically significant difference ($p<0.05$). According to the results of this study, it was determined that; there is no need for etching process after laser preparation. Key Words: Er,Cr:YSGG laser, cavity preparation, etching, marginal leakage, SEM, composite resin

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	III
TEŞEKKÜR.....	IV
ÖZET	V
ABSTRACT	VII
İÇİNDEKİLER.....	IX
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ :	XII
ŞEKİLLER DİZİNİ	XIV
TABLolar DİZİNİ	XV
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kompozit Resinler	3
2.1.1. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	3
2.2. Kenar Sızıntısı.....	3
2.2.1. Kenar Sızıntısını Belirleme Yöntemleri	4
2.2.1.1. <i>İn Vivo</i> Yöntemler	4
2.2.1.2. <i>İn Vitro</i> Yöntemler	4
2.3. Kavite Preparasyon Yöntemleri.....	6
2.3.1. Geleneksel Yöntem	7
2.3.2. Sono-Abraziv Yöntem.....	8
2.3.3. Air-Abraziv Yöntem.....	8
2.3.4. Lazerler.....	9
2.4. Mine ve Dentinin Pürüzlendirilmesi	10
2.4.1. Kimyasal Yöntem.....	11
2.4.1.1. Asit.....	11
2.4.1. 2. Şelatörler	12
2.4.2. Mekanik Yöntem.....	12
2.4.2.1. Air-Abrasyon.....	12

2.4.3. Isısal Yöntem.....	12
2.4.3.1. Lazerler.....	12
2.5. Lazer Fiziği.....	14
2.5.1. Lazer Sisteminin Bileşenleri.....	16
2.5.2. Lazer Işığının Özellikleri	17
2.6. Lazer Işığının Dokuya Etkileri.....	18
2.6.1. Lazer Doku Etkileşiminde Rol Oynayan Faktörler.....	20
2.6.2. Lazerlerin Fotobiyolojik Etkileri	20
2.6.2.1. Lazerin Foto-Kimyasal Etkileri	20
2.6.2.2. Lazerin Foto-Termal Etkileri.....	21
2.6.2.3. Lazerin Foto-Mekanik ve Foto-Elektrik Etkileri.....	22
2.7. Lazer Kullanım Parametreleri	23
2.7.1. Güç Yoğunluğu (<i>Power Density</i>) (PD)	23
2.7.2. Enerji Yoğunluğu (<i>Energy Density</i>) (ED)	24
2.7.3. Lazer Atımlarının Devamlılığı	25
2.7.4. Frekans (Hz)	26
2.7.5. Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması	26
2.7.5.1. Lazer Aktif Maddesine Göre	26
2.7.5.2. Lazer Işığının Hareketine Göre:.....	27
2.7.5.3. Lazer Işığının Dalga Boyuna Göre.....	27
2.7.5.4. Lazer Işığının Enerjisine Göre	27
2.7.5.5. Lazer Işığının Uygulanış Şekline Göre	27
2.8. Lazer Çalışma Güvenliği	28
2.8.1. Lazerlerin Oluşturabileceği Zararlar	28
2.8.1.1. Primer Zararlar.....	28
2.8.1.1. Seconder Zararlar.....	29
2.8.2. Lazer Risk Sınıflaması.....	30
2.8.3. Lazerlerin Güvenli Kullanımı İçin Uyulması Gereken Kurallar	32
2.9. Dişhekimliğinde Lazerlerin Klinik Uygulamaları	33
2.9.1. Konservatif Dişhekimliğinde Kullanımı	35
2.9.1.1. Çürük ve Diş Vitalitesinin Teşhisi.....	35
2.9.1.2. Koruyucu Dişhekimliği	36
2.9.1.3. Kavite Preparasyonu	37
2.9.1.4. Çürüğün Uzaklaştırılması	37
2.9.1.5. Anestezi Oluşturulması	38
2.9.1.6. Kavite Sterilizasyonu	38
2.9.1.7. Restoratif Materyalin Uzaklaştırılması	38
2.9.1.8. Mine ve Dentinin Pürüzlendirilmesi.....	39
2.9.1.9. Dentin Aşırı Duyarlılığının Giderilmesi.....	39
2.9.1.10. Dişlerin Beyazlatılması	41
2.9.1.11. Rezin Polimerizasyonu	41
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	43

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Cihazlar	43
3.1.1.Lazer Cihazı	43
3.1.2. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM)	44
3.1.4. Asit.....	45
3.1.5. Adeziv	45
3.1.6. Kompozit Resin.....	45
3.1.7. Polisaj Seti.....	46
3.2. Örneklerin Hazırlanması.....	46
3.3. Restorasyonların Uygulanması	49
3.4. Sızıntı Derecelendirme Sistemi	51
4. BULGULAR	53
4.1. SEM Değerlendirmeleri	53
4.2. Sızıntının Değerlendirilmesi.....	61
5. TARTIŞMA	64
6. SONUÇ.....	83
KAYNAKLAR.....	85
ÖZGEÇMİŞ	106

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ :

A°: Angstrom

ADA: American Dental Association

ATP: Adenosine triphosphate

CO₂: Carbon Dioxide

°C: Santigrat Derece

CW: Continuous Wave

DNA: Deoxy Ribo-Nucleic Acid

ED: Energy Density

EDTA: Ethylene Diamine Tetraacetic Acid

Er,Cr:YSGG: Erbium, Chromium:Yttrium Scandium Gallium Garnet

Er:YAG: Erbium Yttrium Aluminum Garnet

FDA: Food & Drug Administration

GaAlAs: Gallium Aluminum Arsenide.

HA: Hydroxyapatite

HKS: Hydro Kinetic System

He-Ne: Helium-Neon

He-Cd: Helium-Cadmium

Ho:YAG: Holmium Yttrium Aluminum Garnet

Hz: Hertz

IR: Infra Red

J: Joule (Jul)

KHz: Kilohertz

KrF: Krypton

KTP: Potassium(Kalium) Titaniyle Phosphate

LED: Light Emitting Diode

μ : Micron

mj/cm²: milijul/santimetrekare

MTA: Maden Tetkik Arama

μ m: Mikrometre

μ sn: Mikrosaniye

mlsn: Milisaniye

nm: Nanometre

Nd:YAG: Neodymium Yttrium Aluminum Garnet

ODTÜ: Orta Doğu Teknik Üniversitesi

pps: Pulse per second

RNA: Ribo Nucleic Acid

SEM: Scanning Electron Microscope (Tarama Elektron Mikroskop)

UV: Ultraviolet

TEA: Transversal Excited Atmospheric

W: Watt

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Erbiyum Lazerle Kavite Preparasyonu.....	10
Şekil 2.2. Elektronun Yörüngesel Hareketi.....	15
Şekil 2.3. Lazer Sisteminin Bileşenleri.....	17
Şekil 2.4. Dağılmayan (a) ve Dağılan (b) Işık.....	17
Şekil 2.5. Aynı Fazda Lazer Işığı	18
Şekil 2.6. Lazer Işığının Dokuya Etkileri.....	20
Şekil 2.7. Lazer Işığının Dokuya Etkilerinin Güç ve Süre ile İlişkisi	22
Şekil 2.8. Doku Bileşenlerin Lazer Işığını Soğurma Katsayıları	23
Şekil 2.9. Güç, Alan ve Zaman İlişkisi.....	25
Şekil 2.10.Lazerlerin Dalga Boylarına Göre Sınıflandırılmaları	28
Şekil 3.1. Er,Cr:YSGG Lazer.....	43
Şekil 3.2 Frezle (a) ve Lazerle (b) Hazırlanan Kaviteler.....	47
Şekil 3.3. SEM İçin Hazırlanmış Örnekler.....	49
Şekil 3.4. Çalışmada Kullanılan Materyaller.....	49
Şekil 3.5. Tırnak Cilası İle Kaplanmış Diş	50
Şekil 3.6. % 0.5 lik Bazik Fuksin Solusyonuna Yerleştirilmiş Örnekler.....	51
Şekil 3.7 Sızıntı Dereceleri.....	52
Şekil 4.1. Frezle Hazırlanan Kavitenin Asit Uygulanmadan Önceki SEM Fotoğrafları: Mine;X2000 (a), Dentin;X2000 (b), X5000 (c),.....	53
Şekil 4.2. Frezle Hazırlanıp Asitle Pürüzlendirilen Kavitenin SEM Fotoğrafları: Mine; X2000 (a), X5000 (b), Dentin; X2000 (c), X5000 (d), X2000 (e).....	55
Şekil 4.3. Frezle Hazırlanıp Lazerle Pürüzlendirilen Kavitenin SEM Fotoğrafları: Mine; X2000 (a), X5000 (b), Dentin; X2000 (c), X5000 (d),.....	56
Şekil 4.4. Lazerle Hazırlanıp Lazerle Pürüzlendirilen Kavitenin SEM Fotoğrafları: Mine; X2000 (a), X5000 (b), Dentin; X2000 (c), X5000 (d)	57
Şekil 4.5. Lazerle Hazırlanan Kavitenin SEM Fotoğrafları: Mine; X2000 (a), X5000 (b), Dentin; X2000 (c), X5000 (d),.....	58
Şekil 4.6. Lazerle Hazırlanıp Asitle Pürüzlendirilen Kavitenin SEM Fotoğrafları: Mine; X2000 (a), X5000 (b), Dentin; X2000 (c), X5000 (d), X2000 (e), X5000 (f).....	60
Şekil 4.7. Okluzal ve Gingival Bölgelerde Belirlenen Boya Sızıntı Derecelerinin Ortalamaları	63

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Lazer Risk Tablosu.	31
Tablo 2.2. Dişhekimliğinde Kullanılan Lazerlerin Dalga Boyları ve Klinik Uygulama Alanları.....	34
Tablo 3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Cihazlar.....	43
Tablo 3.2. Çalışmada Kullanılan Lazerin Özellikleri.....	44
Tablo 4.2. Grupların Sızıntı Derecelerinin Sayı, Yüzde ve Pearson Chi-Square değerleri, a: okluzal, b: gingival	61
Tablo 4.3. Tüm Grupların Belirlenen Sızıntı Derecelerinin Farklılığının İstatistiksel Olarak Karşılaştırılması, a: okluzal, b: gingival	62

1. GİRİŞ

Gelişmiş toplumlarda koruyucu dişhekimliğindeki gelişmeler, diş çürüklerinin oluşumundaki azalma, daha konservatif kaviteler açmaya eğilim, hastaların estetiğe daha fazla önem vermesi ve adezyon teknolojisindeki ilerlemeler, son yıllarda anterior bölgeler kadar posterior bölgelerde de diş renginde restorasyon uygulamalarına ilgiyi arttırmıştır. Kompozit restorasyonlar estetik olmakla birlikte, çevresinde zamanla ortaya çıkan çürükler klinikte sıklıkla gözlenmekte ve önemli bir sorun olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu olayın başlıca nedenlerinden biri de kenar sızıntısıdır. Kavite preparasyonlarının şekli ve duvarlarının bitirilişi, restorasyonların uygulama teknikleri, kullanılan bağlayıcı ajanlar, kaide ve restorasyon materyalleri, kenar sızıntısını önemli ölçüde etkilemektedir (2,28,39,74,182).

Son yıllarda çalışmalar, ideale en yakın sızdırmazlığı elde etmek amacıyla, kavite preparasyonuna veya mine ve dentinin pürüzlendirilmesine alternatif uygulamalar üzerinde yoğunlaşmıştır. Air- abrazyonla, ultrasonik cihazlarla ya da lazerlerle preparasyon veya pürüzlendirme konusunda çalışmalar devam etmektedir (25,37,129,196,200).

Lazerler 1960 dan beri dişhekimliğinde yumuşak doku cerrahisinde kullanılmaktadır. *Food & Drug Administration* (FDA), 1997 de erbiyum lazerlerin sert dokuda kullanımını onaylamıştır. Bu tarihten itibaren lazerler yumuşak doku cerrahisinin yanısıra, ağız içinde sert doku girişimlerinde de yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (76,120,181). Diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmasıyla birlikte dikkatler lazerlerin mine ve dentinde oluşturabileceği morfolojik değişiklikler üzerine yoğunlaşmış, restorasyonların kalitesini arttırmada ne gibi etkilerinin olduğu merak konusu olmuştur(43,71,73).

Lazer ile pürüzlendirme sırasında smear tabakasının oluşmadığı, asitle pürüzlendirmede olduğu gibi yıkama ve izolasyon işlemi gerektirmediği, uygulandığı mine ve dentinde aside ve çürüğe daha dayanıklı bir yüzey

oluşturduğu ve bakterisid etkisi nedeniyle çürük tekrarlarının önlenmesi açısından etkili olduğu gösterilmiştir (5,32,82,96,107,113,120,120,165).

Lazerlerin restoratif diş hekimliğinde en önemli problemlerden biri olan kenar sızıntısını azaltmak için kullanılıp kullanılamayacağı bu çalışmanın temel amacını oluşturmaktadır. Literatürde lazerle kavite preparasyonu ve pürüzlendirme işlemlerini bir arada kullanan ve lazer preparasyonu ile asitle pürüzlendirme kombinasyonlarını geleneksel yöntemlerle karşılaştıran çalışma sayısı azdır (43,55,73).

Bu *in vitro* çalışmanın amacı II. sınıf okluzogingival slot kavitelerin preparasyon ve pürüzlendirme işlemlerinde Er,Cr:YSGG (Erbium, Chromium: Yttrium, Scandium, Gallium, Garnet) lazer kullanılmasının kavite sınırlarında yer alan mine ve dentin yüzeylerinde meydana getirdiği morfolojik değişikliklerin Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) görüntüleri ile incelenmesi ve kompozit rezin restorasyonlarda kenar sızıntısına etkilerinin geleneksel yöntemlerle karşılaştırılarak değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinler

1878 yılında Fletcher tarafından tanıtılan silikat simanlarla, direkt estetik restoratif materyallerde gelişme başlamıştır. Daha sonra 1937 yılında doldurulmamış rezinler geliştirilmiş ve estetik restorasyon materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır (46).

1955 yılında Buonocuore (28)'un mineyi pürüzlendirme tekniğini geliştirmesi ve 1962 yılında Bowen (26)'in kompozit rezinler için temel polimeri tanıtması, estetik adeziv dişhekimliğinin başlangıcı olmuştur.

Kompozit rezinler 3 ana bileşenden meydana gelirler:

- Organik polimer matriks faz (*Continuous phase*)
- İnorganik faz (*Dispersed phase*)
- Ara faz (*Silane coupling agent*)

2.1.1. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler;

a) İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklükleri ve Yüzdelere Göre; *Megafil, Makrofil, Midifil, Minifil, Mikrofil, Hibrit, Nanofil* kompozitler,

b) Polimerizasyon Yöntemlerine Göre; Kimyasal, ışık, hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olabilen kompozitler,

c) Viskozitelerine Göre; Kondanse olabilen ve akışkan kompozitler olarak sınıflandırılırlar (39).

2.2. Kenar Sızıntısı

İdeal bir restoratif materyal, diş yapısına bağlanma özelliği taşımalı, diş dokusu ile restorasyon kenarları arasında mükemmel bir bütünlük ve sızdırmazlık sağlamalıdır. Ancak kompozit restorasyonlarda oluşan polimerizasyon büzülmesi, materyal ve dişin termal genleşme katsayısı arasında oluşan fark, ağız sıvılarındaki çözülmeler, zamanla restoratif materyalin fiziksel özelliklerinde olan bozulmalar, uygulama yöntemlerindeki hatalar, restorasyonların kenar uyumunu olumsuz yönde etkileyerek kavite

duvarları ile restorasyon arasında bir boşluk oluşmasına neden olur. Kenar sızıntısı; restorasyon materyali ile kavite duvarları arasından bakterilerin, sıvıların, molekül ve iyonların mikroskobik geçişi olarak tanımlanabilir. Kenar sızıntısı nedeni ile, dişlerde renk değişikliği, aşırı duyarlılık, ikincil çürükler, pulpada harabiyet oluşmakta, restorasyon istenen başarıyı gösterememektedir (2,18,137,188).

2.2.1. Kenar Sızıntısını Belirleme Yöntemleri

2.2.1.1. *İn Vivo* Yöntemler

Klinikte; restorasyon kenarlarının durumlarının sond yardımıyla kontrol edilmesi, renk değişikliklerinin ve radyografik görüntülerinin incelenmesidir (101,104,195).

2.2.1.2. *İn Vitro* Yöntemler

Kenar sızıntısını belirlemek için 9 yöntem kullanılmaktadır

2.2.1.2.1. Boyama Yöntemi

En sık kullanılan yöntemlerden biridir. Önceleri organik boyalar kullanılırken, floresan boyaların geliştirilmesi ile tekniğin kullanımı da artmıştır. Bu boyaların dezavantajı, laboratuvarda yapılan çalışmalarda klinikte olduğundan daha az sızıntı göstermesidir. Bu yöntemde kenar sızıntısı tespiti yapılacak örneğin sızıntı olması istenilen kısmı hariç, diğer bölümleri izolatör ile kaplanarak boya solusyonu içerisine bırakılır. İstenilen zaman periyotlarında, boya solusyonlarından çıkarılan örnekler, kesit alınarak ışık mikroskobu altında değerlendirilir. Bu yöntemde kullanılan boya maddeleri ve oranları genel olarak şunlardır: % 0.2-%2 Metilen mavisi, % 20 Floresan, %37 Fosforikasit, % 0.1 Akridin orange, %0.25 Toulidin mavisi, % 2 Eritrosin, % 0.5-% 2 Bazik fuksin,% 0.05 Kristalviolet, %2 Anilin mavisi (173,176,177,188).

2.2.1.2.2. Bakteri Yöntemi

1929 yılında Bakteri penetrasyonu ile kenar sızıntısı, çürük yapısı ve tekrarlayan çürükler arasında ilişki kurularak bildirilmiştir. Bu teknik daha çok kalitatif veriler sunmaktadır. 2 mikrometre (μm) ve daha büyük boşluklardan

bakteri sızabilmesine karşın, daha küçük olan boşluklardan sadece toksin ve bakteri ürünleri sızabilir, ancak bakteri geçişi mümkün olmaz (101, 176).

2.2.1.2.3. Çürük Yöntemi

In vitro olarak oluşturulan yapay çürükler, doğal çürükler kadar belirgin değildir. Yapay çürük oluşturulmasının uzun zaman alması bu tekniğin dezavantajıdır (101,173,176).

2.2.1.2.4. Hava Basıncı Yöntemi

II. Sınıf amalgam restorasyonlarda, hava basıncı kullanılmış ve kenar uyumu bozursa, hava kabarcıklarının ortaya çıktığı gösterilmiştir. Suya batırılan örneğin kenarlarından çıkan hava kabarcıklarının, mikroskopik incelemeleri sonucunda, kenar uyumu subjektif ve kantitatif değerlere bağlı olarak belirlenmektedir. Ancak ayrıntılı cihazların gerekliliği, çalışmanın zor ve zaman alıcı olması ve klinik çalışmalar açısından uygun olmaması bu yöntemin zayıf yönleridir (101,173,176).

2.2.1.2.5. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) Yöntemi

SEM incelemeleri, görüntüyü büyütme seçeneklerinin çok fazla olması nedeniyle yüzey özelliklerini iyi yansıtması açısından oldukça yararlıdır ve yüzey mikro yapıyı görüntüleyerek tanecik boyutu ve farklı kristalik fazları inceleyebilme olanağı sağlar. İki yüzey arasında oluşan bağlantıyı, yüzeyler arasında var olan aralanmayı ve kenar sızıntısını ölçmek mümkün olmasına rağmen kesit alınırken yapılabilecek teknik hatalardan dolayı yanılgı söz konusu olabilir. Pahalı bir işlem olması ise yöntemin diğer bir dezavantajıdır (88,101,195).

2.2.1.2.6. Elektrokimyasal Yöntem

Bu yöntemde, çekilmiş bir dişin kökü içine restorasyonun tabanı ile temas edecek şekilde bir elektrod yerleştirilir. Diş, elektrik sızıntısını engelleyecek şekilde izole edilip elektrolit solusyonuna daldırılır ve elektrik akımı uygulanır. Sızıntı sonucu meydana gelen akım değişimi, özel cihazlar yardımıyla ölçülür. Bu teknik, metalik yapılar için uygun değildir (101,173,176).

2.2.1.2.7. Kimyasal Ajanların Kullanımı

Radyoaktif olmayan kimyasal ajanlar, sızıntı çalışmalarında 1953 yılından beri kullanılmaktadır. Bu yöntemde, çoğunlukla iki renksiz bileşiğin reaksiyona girmeleri ile opak bir görünüm elde edilmektedir. Her iki kimyasal ajanında penetre olabilme yeteneğine sahip olmaları gerekmektedir. Fotografik tekniklerde, gümüş tuzları en çok tercih edilen işaretleyicilerdir. Bunlardan % 50 lik gümüş nitrat tuzları sıklıkla kullanılmaktadır (108,173).

2.2.1.2.8. Nötron Aktivasyon Yöntemi

In vivo olarak manganez gibi kimyasal işaretleyicilerin restorasyonun kenarlarından sızması sağlanmakta ve daha sonra diş çekilmek sureti ile bir nükleer reaktör çekirdeğine yerleştirilip nötron enerjisiyle bombardıman edilmeleridir. Ancak bu teknikte sızıntının, restorasyonun hangi kısmında olduğu tespit edilememektedir (173,176).

2.2.1.2.9. Radyoaktif İzotop Yöntemi

Bu yöntem 1951 yılında tanımlanmıştır. İzotopların çok derinlere penetre olabilmeleri sayesinde, kenar sızıntısı miktarı çok kısa bir süre içerisinde, doğru ve kantitatif verilerle saptanabilmektedir. Dişhekimliği araştırmalarında kullanılan bazı radyoaktif elemanlar, Ca^{45} (kalsiyum), P^{32} (fosfor), Na^{24} (sodyum), F^{18} (flor), I^{131} (iyod), Ga^{67} (galyum), S^{35} (kükürt) dır. Radyoaktif izotoplar; iyonizasyon yöntemi, otoradyografi yöntemi, geri dönüşümlü radyoaktif emilim yöntemi ile ölçülürler.

Bu yöntemin özel cihaz ve bilgi gerektirmesi, insan sağlığı yönünden olumsuz etkilerinin bulunması ve pahalı olması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Restorasyon içerisinde meydana gelebilecek herhangi bir boşluk veya diş dokusunun radyoaktif maddeyi emmesi gibi nedenlerden dolayı yöntem tam olarak güvenilir değildir (101,173,176).

2.3. Kavite Preparasyon Yöntemleri

Kavite preparasyonu herhangi bir nedenle madde kaybına uğramış dişlerde form, fonksiyon ve estetiği yeniden sağlamak amacı ile yapılan mekanik işlemlerdir. Geleneksel olarak frezle uygulanan preparasyon yöntemi kolaydır. Çürüğün hızlı ve etkili bir şekilde uzaklaştırılmasını sağlar.

Ancak; vibrasyon, ısı ve ses oluşumu, dişlerde istenenden fazla madde kaybı ve çatlaklara yol açabilmesi, smear tabakası oluşturmaları gibi olumsuzluklarının bulunması, yeni preparasyon yöntemlerinin aranmasına yol açmıştır (120,142,144,200).

Son yıllarda kavite preparasyon yöntemlerinde önemli gelişmeler olmuştur. 1950' lerde air-abraziv ve ultrasonik sistemler gibi daha az invaziv tekniklerle kavite açılması için bazı girişimlerde bulunulmuştur. 1980 lerde bu teknikler kabul görmüş ancak arayışlar sürmüştür. 1990' larda erbiyum lazerlerin gelişimi ile birlikte lazerler kavite preparasyonunda kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde sağlam mine ve dentinde kavite oluşturulmasında 4 yöntem kullanılmaktadır (120,142, 200).

2.3.1. Geleneksel Yöntem

Geleneksel yöntem, aeratör ve mikromotor başlıklarına takılan elmas, tungsten karbid veya çelik frezlerle yapılan preparasyonlardır. Uygulanması kolaydır. Preparasyon sırasında, 1- 5 µm lik smear tabakası oluşmaktadır (120). Dönerek çalışan bu aletlerde en önemli problem ısı oluşturmalarıdır. Bazı çalışmalarda yetersiz su eşliğinde çalışıldığında pulpaya iletilen ısı 15 °C (Santigrad Derece) ye ulaştığı gösterilmiştir. 5.5 °C nin üzerindeki ısı artışlarının pulpada nekroza varan harabiyetlere yol açabileceği bilinmektedir (202). Ancak araştırmalar su eşliğinde çalışıldığında pulpaya iletilen ısı artışının 2-4 °C arasında kaldığını göstermiştir (10,31,76,120,146). Hızın artması ile birlikte dişte vibrasyon ve ağrı hissi de artar. Dişte mikro çatlaklar ve diş yapılarında istenenden fazla madde kaybı olabilir (90,120). Bazı durumlarda hekim, iyatrojenik pulpa ekspozlarına sebep olabilir. Dikkatli çalışılmadığında yandaki dişe zarar verme olasılığı söz konusudur. Ayak çalıştırma pedalından çekildikten sonra bile frezin dönmesi 5 saniye kadar devam eder (120). Olası yaralanmaları önlemek açısından hekimin dikkatli olması gerekir. Çalışma sırasında oluşan sesin hasta açısından rahatsızlık verici olduğu bilinmektedir (95,155). Vibrasyon ve ses oluşturma gibi hasta konforu açısından bazı olumsuz özelliklere sahip olmasına rağmen günümüzde en tercih edilen preparasyon yöntemidir (126,200).

2.3.2. Sono-Abraziv Yöntem

Sono-abraziv cihazlar, fiziksel olarak diş sert dokularını kesebilme mekanizmasına sahip değildirler. Ancak, elmas kaplı ve titreşim yapan uçları sayesinde dentinin aşınmasını sağlarlar. 40 µm elmas aşındırıcı gritleri bulunan uçlar, yaklaşık 6.5 kHz (Kilohertz) lik titreşim yaparlar. Preparasyon sırasında geleneksel aletlerde olduğu gibi smear tabakası oluşur. Sonik preparasyon uçları ile kavite açılmasının, yüzey alanını arttırarak asitle pürüzlendirme işleminin mine prizmalarını daha kolay etkilemesini, bağlanmanın ve kenar uyumunun daha iyi olmasını sağladığı ve geleneksel aletlerle yapılan preparasyonlara göre % 50 daha az iyatrojenik zarar oluşturduğu saptanmıştır (129,139,175).

2.3.3. Air-Abraziv Yöntem

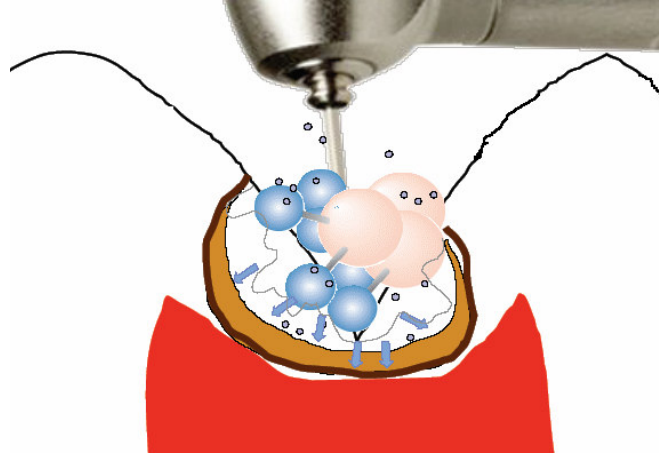
Alüminyum oksit partiküllerinin yüksek hava akımı ile diş yüzeyine püskürtülmesi sonucu meydana gelen aşındırma işlemidir. Aşındırıcı partiküllerinin büyüklüğü 10 -50 µm arasındadır. Uygulanan basınç ise 40-149 psi olarak değişmektedir. Bu metod kinetik enerjinin dentini yumuşatması prensibine dayanmaktadır. Kinetik enerjiyi soğurdukları için yumuşak materyalleri kesmede etkili olmayan ancak sert yapıları kolayca kesen air-abraziv tekniği, başlangıç düzeyinde çürüklerin uzaklaştırılmasında idealdir. Derin kavitelere ilave aletlerin kullanılması gerekmektedir. Air-abrazyonla yapılmış preparasyonlar mekanik aletler ile yapılan preparasyonlardan oldukça farklıdır. Hazırlanan kaviterler yuvarlak ve pürüzlü bir yüzey sergiler ve keskin hatlar oluşturulmak istenirse döner başlıklı aletlerle ilave bir preparasyon yapılır. Yapılan işlem sonrasında dentin yüzeyinde smear tabakası oluşur. Kavite oluşturabilmesinin yanı sıra partikül büyüklüğüne bağlı olarak pürüzlendirme yapabilmekte mümkündür. Air-abraziv teknikle kavite preparasyonu sırasında, yüksek hızlı frezlere oranla oldukça düşük bir ısı değişimi meydana getirmektedir. Air-abrazyon, dişe uygulanan basıncın ve vibrasyonun az oluşması nedeniyle ağrısız bir metottur. Bu yöntemin en önemli dezavantajı kullanım sırasında oluşan yoğun toz partiküllerinin, hasta, hekim ve yardımcı eleman tarafından solunmasını önlemek için uygulanacak *rubber dam* ve kuvvetli aspirasyon zorunluluğudur (120,142,144,196,200).

2.3.4. Lazerler

Başlangıçta geleneksel kavite hazırlama yöntemlerinin lazer ile değiştirilebilmesi fikri büyük ilgi uyandırmış ve Argon, *Carbon Dioxide* (CO₂), Helium-Neon (He-Ne), *Neodymium Yttrium Aluminum Garnet* (Nd:YAG) gibi lazerler kavite preparasyonunda denenmiştir. Ancak çalışmaların başlangıç aşamalarında kullanılan lazerlerin diş sert dokuları üzerinde ortaya çıkardıkları büyük miktarlardaki kontrolsüz ısı oluşumu, pulpa nekrozuna ve sert doku hasarlarına yol açmıştır. Hava su desteği yetersiz lazerlerin diş sert dokularında yanma, erime, pulpada ısıya bağlı hasarlar oluşturmalarının yanı sıra, lazer ışığının suda soğurulma katsayılarının düşük olmasından dolayı ablasyon yapamadıkları veya yetersiz ablasyon yaptıkları bildirilmiştir. (29,76,120,181).

Lazerler, minenin su ve *Hydroxyapatite* (HA)' ne etki ederek işlev görürler. Her lazerin kendine özgü suda ve HA' de soğurulma katsayısı vardır. Lazer uygulanmış minede apatitin prizmatik yapısı değişmektedir. Bu durum, lazer ışığının diş dokusu ile etkileşimine bağlı olarak, lokalize ışık ve şok dalgalarıyla oluşan büzülme ve genişlemenin minede yarattığı stresle açıklanabilir (59,120, 121,181).

Erbium lazerler, diğer lazer türlerine oranla diş dokularındaki su tarafından daha fazla soğurulurlar. Mine ve dentinin su içeriğine bağlı olarak diğer lazerlerden daha yüzeyel etki sağlarlar ve pulpada ısı artışına neden olmazlar. Su tarafından yüksek miktarda soğurulma özelliği sayesinde su molekülü içinde ısınma meydana gelir, su kaynama noktasına ulaşır genişler, mikro patlamalarla çevre doku küçük parçalara ayrılır ve kaviteden dışarı atılır (5,76,77,96,120,181) (Şekil 2.1).



Şekil 2.1 Erbiyum Lazerle Kavite Preparasyonu.

Sert dokularda aşındırma yapabilme etkisi lazer ışığının kimyasal ve ısısal etkilerine dayanır. Kavite hazırlanması sırasında herhangi bir geometrik şekil oluşturmada sadece çürüğü uzaklaştırabildikleri için daha konservatif kavite preparasyonu sağlarlar (1,120,181). Lazer kullanıldığı alanda bakterisid etki yapar (115,153). Ayrıca temassız çalışabilmesi nedeni ile cihazın ucundan gelen su direkt olarak preparasyon alanını soğutur. Buna karşın frezle yapılan preparasyonda su frezin temas ettiği ve dönerek ısıttığı alanı anında soğutamaz (47,120, 142, 200).

Erbium lazerlerin en büyük avantajlarından birisi; sert dokuda olduğu gibi yumuşak dokuda da kullanılabilmesidir. Böylece tek seansta dişeti düzeltmeleri yapıp, kanamasız bir ortamda kavite preparasyonu ve restorasyonun bitirilmesi gibi işlemler gerçekleştirilebilir (1,96,120,181).

Lazer uygulanmasının hastalara sağladığı yararlar; uygulama sırasında ve sonrasında daha az ağrı, rahatsız edici ses ve vibrasyonun oluşmaması, hastalarda daha az korku ve stres oluşturmaması, lokal anesteziye olan gereksinimi azaltması olarak bildirilmiştir (120,181).

2.4. Mine ve Dentinin Pürüzlendirilmesi

Kavite preparasyonundan sonra dentin yüzeyi, organik ve inorganik yapıda yapışkan bir debris tabakasıyla örtülmektedir. Smear tabakası olarak adlandırılan bu tabakanın varlığı adeziv restorasyon maddelerinin dentin yüzeyine bağlanmasında oldukça önemli rol oynamaktadır.

Pürüzlendirme işlemi, mine ve dentinin yüzey koşullarının değiştirilmesi ve smear tabakasının ortadan kaldırılması için yapılmaktadır. Böylece adezivlerin kimyasal ve mikromekaniksel bağlanmalarını sağlayacak uygun bir dentin yüzeyi oluşmakta ve restorasyonların tutuculuğu artmaktadır. Günümüzde diş sert dokularının pürüzlendirilmesinde üç farklı yöntem kullanılmaktadır (39,166,182).

2.4.1. Kimyasal Yöntem

İki çeşit kimyasal yöntem vardır:

2.4.1.1. Asit

Kavite preparasyonunu daha konservatif bir hale getirmek, mikrosızıntıyı önlemek ve dentin duyarlılığını azaltmak için kompozit rezinlerle, mine ve dentin arasında güçlü bir bağlanmaya gereksinim vardır. Bu bağlanma, mine ve dentin dokusunun asitle pürüzlendirilmesi sonucu yüzeyde oluşan girinti ve çıkıntılara rezinin girmesi ile gerçekleşir. Pürüzlendirme işlemlerinde %20-40 lık fosforik, %2.5 luk maleik, %10 luk sitrik veya %2.5 luk nitrik asit kullanılabilir.

Asitle pürüzlendirme işlemi, minede ortalama 5-50 µm derinliğinde pürüzlü bir tabaka oluşturur. Pürüzlendirilmiş mine, düzensiz yapısıyla doldurucusuz rezinler için ideal bir bağlanma yüzeyi oluşturur. Düşük viskoziteli bir rezin uygulandığında, rezin, oluşmuş olan bu tabakanın mikroporlarından akar ve polimerize olduğunda mine ile mikromekanik bir bağlantı sağlanmış olur (39, 182).

Minede üç tip pürüzlenme gözlemlenmiştir. Birinci tip pürüzlenmede (Tip I) mine prizmalarının çeperleri sağlam kalırken, prizma gövdeleri ortadan kalkmış balpeteği manzarasında bir görünüm elde edilmiştir. İkinci tip pürüzlenmede (Tip II) mine prizmalarının periferleri çözünerek uzaklaşmış, kaldırım taşı manzarasında bir görünüm ortaya çıkmıştır. Üçüncü tip (Tip III) pürüzlenmede ise prizmaların morfolojisine uyum göstermeyen gelişigüzel bir çözünme söz konusu olup, daha silik bir görünüm izlenmiştir (39,75).

2.4.1. 2. Şelatörler

Dentinin pürüzlendirilmesinde kullanılan diğer bir yöntemdir. Şelatörler, dentini dekalsifiye etmeden veya önemli fiziksel değişiklikler yapmadan, smear tabakasını ortadan kaldırırlar. Yüzeyde önemli derecede değişiklik oluşmaz ve asitle oluşturulan geleneksel yapı gözlenmez. *Ethylene Diamine Tetraacetic Acid* (EDTA) en sık kullanılan şelatörlerden biridir (21,45)

2.4.2. Mekanik Yöntem

2.4.2.1. Air-Abrasyon

Kinetik kavite preparasyonu olarak da adlandırılan air-abrazyon tekniği; kinetik enerji etkisinden yararlanılarak, 1950' lı yıllarda kullanımı zor olan kayış sürücülü mekanik cihazların yerine geliştirilmiştir. Bu yöntemle geleneksel kavite preparasyonlarındaki ısı, basınç, vibrasyon, ses ve koku gibi faktörlerin elimine edildiği ve travmatik olmayan ve minimum kavite preparasyonlarının veya kavite pürüzlendirilmelerinin yapılabildiği bilinmektedir.

Air-abraziv sistemler uzun yıllar sadece profilakside kullanılmıştır. Dentinin yüzey koşulları mekanik olarak mikroabrazyon ile değiştirilebilir. Bu yöntemde aliminyum oksidin aşındırıcı etkisinden yararlanılır. Dentinde oluşan aşınmaya aliminyum oksit partiküllerinin büyüklüğü kadar hızı da etki etmektedir. 0.5 µm den küçük partiküller yüzey temizliği görevi yaparken, daha büyük partiküller yüzeyde sığ çukurcuklar oluşturur. Silikon karbid, aliminyum oksit, elmas tozu, boron karbid, çelik tozu, cam tozu, sünger taşı, air-abrazyonda kullanılan tozlardır.

Ancak air-abrazyonla pürüzlendirme yöntemi, o dönemdeki mevcut restoratif materyaller ile yapılan restorasyonları tamamlamadaki başarısızlığı, daha ucuz ve yüksek hızlı mekanik cihazların yaygın kullanımları dolayısıyla üretiminden 10 yıl sonra gözden düşmüştür (21,196,200)

2.4.3. Isısal Yöntem

2.4.3.1. Lazerler

Smear tabakasını uzaklaştırmak amacı ile uygulanan, asitle pürüzlendirme işlemleri sırasında bazı sorunlar ortaya çıkabilmektedir.

Ağızda asidin istenmeyen bölgelere ulaşmasını önlemek için, uygulama ve yıkama işlemleri sırasında alınması gereken önlemlerin fazlalığı, dentin tübüllerinde asit kalabilmesi, nemli bağlanmayı sağlayabilmek için gereken dikkat ve asidin diş sert dokuları üzerinde gereğinden fazla süre kalması ile oluşabilecek zararlar vardır (120,180). Üşümez ve diğ. (180) jel şeklindeki asitlerin her ne kadar sıvı asitlerden daha stabil olsalar da, pürüzlendirme sırasında diş yüzeyinde kayabileceklerini ve uygulanacak alandan daha geniş bir bölgeyi aside maruz bırakarak demineralize edebileceklerini ve tatlarının ekşi olduğundan, yıkama sırasında hastada rahatsızlık oluşturabileceklerini bildirmiştir. Bu gibi nedenlerle araştırmalar yeni pürüzlendirme teknikleri üzerinde yoğunlaşmıştır. Lazerler bu yeni yöntemlerden biridir.

Lazerle pürüzlendirme asitle pürüzlendirmede görülen bazı sorunları içermemektedir. Cihazın aerotor başlığı şeklindeki el kısmı her alana kolayca ulaşılabilir özellikte, hafif ve kullanışlıdır. Mine ve dentin yüzeylerinde istenilen alanlar ergonomik ve kontrollü olarak pürüzlendirilebilir. Lazer cihazı üzerinde dokunmatik bir parametre değişikliği ile preparasyon aşamasından pürüzlendirme işlemine geçilebilir. İşlem asitle pürüzlendirme işlemine göre daha kısa sürede tamamlanır (180,198).

Literatürde pürüzlendirme işlemlerinde Excimer, CO₂, Nd:YAG, Er,Cr:YSGG, *Erbium Yttrium Aluminum Garnet* (Er:YAG) gibi lazerlerin kullanıldığı çok sayıda çalışma bulunmaktadır (9,67,91,114,159,160,-179,197). Kullanılan lazer tipine bağlı olarak mine yüzeyinde 10-20 µm derinliğinde asit uygulamasındakine benzer bir pürüzlenme ve düzensizlik meydana geldiği bildirilmektedir (120,187).

SEM çalışmalarında erbiyum lazerler kullanılarak yapılan pürüzlendirme işlemlerinden sonra minde mikro düzensizlikler bulunduğu ve smear tabakasının oluşmadığı gösterilmiştir (133,136). Lazer uygulaması mine yüzeyinde termal kökenli etkilere yol açmaktadır. Kullanılan enerji seviyesi ve hava su oranlarına bağlı olarak bazı çalışmalarda erime odaklarına yol açtığı gözlenirken (57,83,162), bazılarında bu tip etkiye rastlanmadığı gösterilmiştir (43,61,179). Erbiyum lazerlerle pürüzlendirme

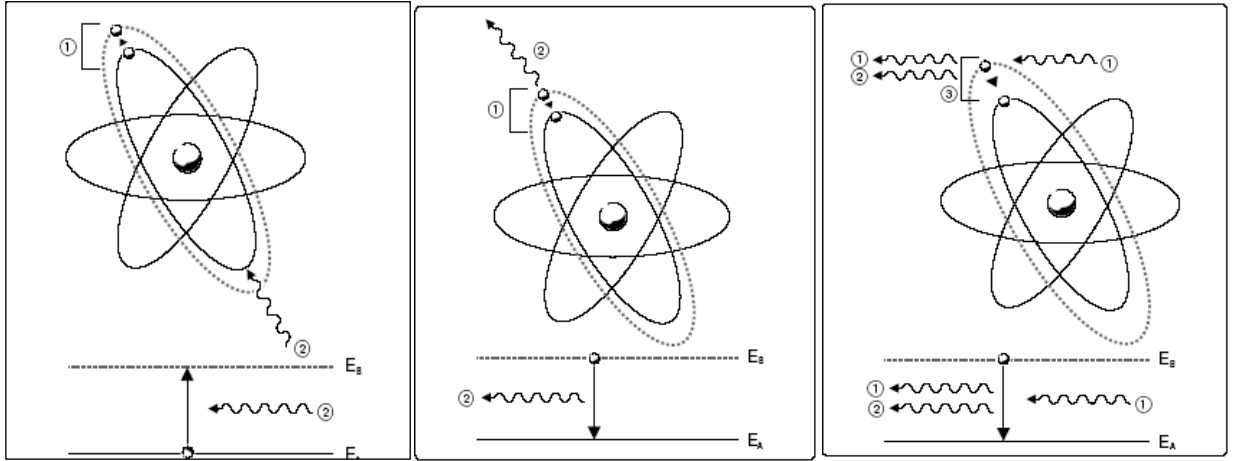
işlemden sonra elde edilen SEM görüntülerinde, mine yüzeyinde aside oranla daha kaba girinti ve çıkıntıların oluştuğu bildirilmiştir (43,44,49).

Çalışmalar; lazerlerin mine ve dentin üzerine farklı etkileri olduğunu göstermiştir. Bu durum mine ve dentinin organik içeriklerindeki farklılıktan kaynaklanmaktadır. Erbiyum lazerle dentinin ablasyon miktarı, su içeriğinin mineye göre fazla olmasından dolayı daha yüksektir. SEM çalışmalarından elde edilen görüntüler, lazerle prepare edilmiş veya pürüzlendirilmiş dentin yüzeyinin, düzensiz girinti çıkıntılar ihtiva ettiğini göstermiştir. Pek çok çalışmada; lazer uygulanan dentin yüzeylerinde peritübüler dentinin belirgin olarak kaldığı, intertübüler dentinin ise daha fazla su içeriğine sahip olduğu için, lazer tarafından daha fazla miktarda uzaklaştırıldığı belirtilmiştir. Lazer uygulamasından daha az etkilenen peritübüler dentinde tübül ağzları genişlemez, kraterimsi çıkıntılı bir tübül ağzı açılması söz konusu olur (22,30,43).

2.5. Lazer Fiziği

Lazer terimi; radyasyonun uyarılmış yayılımı ile ışık şiddetinin artırılması anlamına gelen *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (LASER)* sözcüklerinin baş harflerinden oluşmaktadır. İlk Lazer cihazı Theodora H. Maimann (112) tarafından 1960 yılında *Ruby* (yakut) kristali kullanarak üretilmiştir. Daha sonra farklı dalga boylarında lazerler piyasaya sunulmuştur (35,54,112).

Lazer fiziği; atom fiziğinden çok farklı değildir. Atom herhangi bir maddenin en küçük birimidir. Her atomun proton adlı pozitif yüklü partiküllerden oluşan ağır bir çekirdeği ve çekirdekten uzak, yörüngede hareket halinde olan negatif yüklü elektronları vardır (Şekil 2.2 a). Her proton çekirdekten belli uzaklıkta bulunan bir elektronla dengelenmiştir. Elektronların çekirdeğe en yakın oldukları durum atomun en küçük enerjili olduğu durumdur ve *Ground State* (Bazal durumu) adını alır (Şekil 2.2 b).



Şekil 2.2 a

Şekil 2.2 b

Şekil 2.2 c

Şekil 2.2 Elektronun Yörüngesel Hareketi.

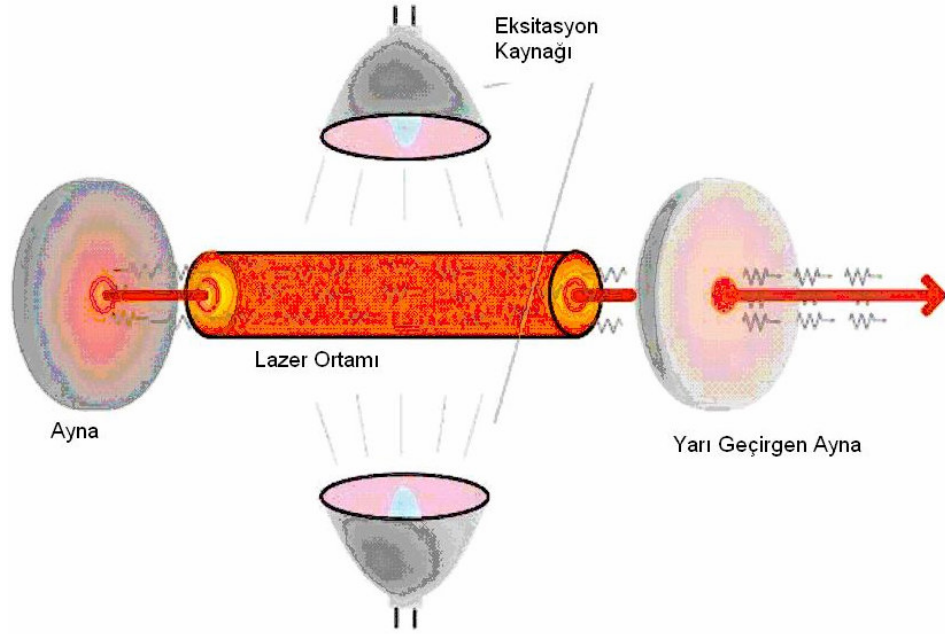
Bir elektronu düşük enerjili düzeyden daha yüksek enerjili bir düzeye taşımak için atomik sistem dışından enerji vermek gerekir (Şekil 2.2 c). Bazal enerji düzeyindeki bir atoma bu enerji ya da bu enerji kadar foton çarptığında bu enerji soğurulur ve atom uyarılır. Elektronlar spontan olarak yüksek düzeyden eski enerji düzeyli yörüngelerine döndüklerinde, önceden soğurulmuş olan bu enerji açığa çıkar. Bu olay Spontan Emisyon olarak adlandırılır (35,79,158). Molekül, atom, çekirdek gibi temel parçacıkları inceleyen kuantum fiziğinde, tarif edilen en küçük ışık elementi fotondur. Atomun en dış yörüngesindeki elektron bir ışık fotonu ile uyarıldığında, foton enerjisini soğurarak bir üst enerji seviyesine atlar. Kararsız olan bu seviyede 10 μ saniyeden daha az kalan elektron, eski yörüngesine dönerken aradaki enerji farkını bir foton olarak salar (35,54,158). Einstein (54)' in kuramına göre eksite konumdaki bir atom, daha önce soğurduğu düzeyde enerjiye sahip bir fotonla karşılaşır, bazal duruma dönüşü hızlanır. Böylece aynı yönde ve fazda hareket eden eşit frekans ve enerjili iki eş foton oluşmuş olur, uyarılmış durumdaki atomlardan yayılan fotonlar tüp boyunca gezinir ve tüpün her iki ucuna yerleştirilmiş aynalar arasında yansıyarak kavite içinde kalırlar. Fotonlar böylece diğer uyarılmış atomlarla karşılaşarak uyarılmış ışımaya (stimüle emisyon) ya neden olurlar.

Lazer ortamına dışardan verilen enerji ile kavite içerisindeki atom ya da moleküllerin yarısından fazlası uyarılmış duruma geçince, foton salmaya başlar. Bu fotonların diğer uyarılmış atomlara çarpması ise uyarılmış ışımaya sürecini başlatır. Fotonlar amplifikasyonlar sonrasında kısmen geçiş yapan aynadan optik kavite dışına çıkarıldığında « lazer » ışığı oluşur. Aktif olarak lazer ışımaya yapabilecek bir ortama kuvvetli bir ışık kaynağı ile uyarılması güçlendirilmiş ışımaya neden olur (24, 54,79,141,158,191).

2.5.1. Lazer Sisteminin Bileşenleri

Lazer sistemi üç ana parçadan oluşur.

- Lazer ışımaya yapabilecek aktif ortam (kristal, sıvı, gaz veya yarı iletken formda olabilir).
- Işımayı uyaracak bir kaynak; lazer frekansını kapsayan güçlü bir ışık, başka bir lazer kaynağı, elektrik veya radyo dalgası olabilir.
- Işıma materyalini içinde bulunduran bir kavite; rezonatör yani salım boşluğu olarak adlandırılır. Rezonatör kavitesinin iki başında birer ayna bulunmaktadır. Bu aynalar son derece hassas paralel şekilde yerleştirilmiş olup birisi yarı geçirgen, diğeri tam geçirgendir. Rezonatörde oluşan lazer ışığı kaviteyi, yarı geçirgen ayna aracılığıyla terk eder (Şekil 2.3).
- Lazer ortamı içinde bulunan materyal lazere adını verir. Örneğin, erbiyum lazerde ortamda erbiyum kristali, CO₂ lazerde, karbondioksit gazı bulunmaktadır (79,191).

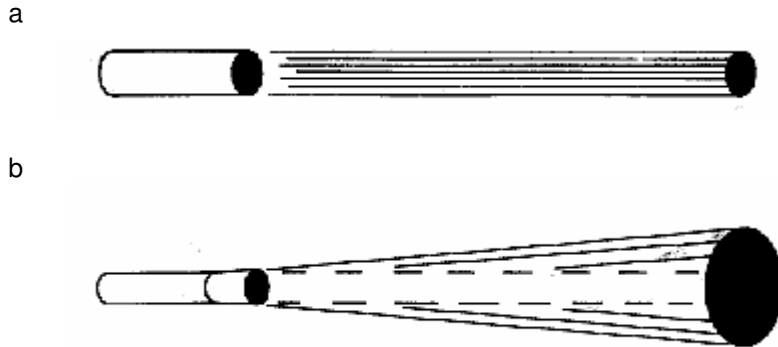


Şekil 2.3 Lazer Sisteminin Bileşenleri.

2.5.2. Lazer Işığının Özellikleri

Doğrusal, Dağılmayan (*Collimated*):

Lazer ışığı doğrusaldır. Fotonlar birbirine paraleldir. Tek çizgi gibi dağılmadan gidebilir (Şekil 2.4). Işığın hüzmesi yoğun ve güçlüdür. Lazer ışığının darlığı, yani etrafa gelişi güzel dağılmaması önemli düzeyde enerjinin çok ufak noktalara odaklanmasına imkan tanımaktadır. Bu sayede başka aletlerle ulaşılamayan bölgelere ulaşılabilir. Diğer yandan bir lamba, ışığını çeşitli doğrultularda yayar, ışık dağınık ve zayıftır (79,93,191).



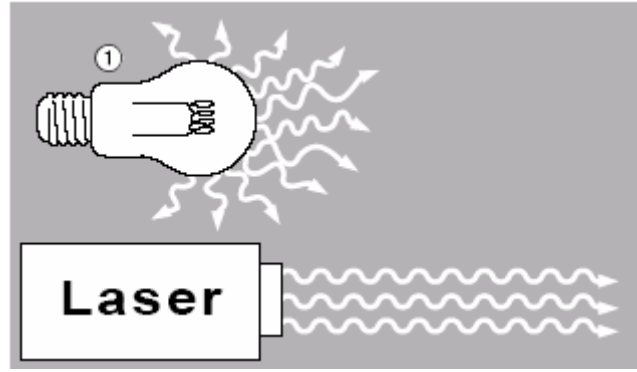
Şekil 2.4 Dağılmayan (a) ve Dağılan (b) Işık.

Tek Renkli (*Monochromatic*):

Salınan ışık tek bir renk ve tek bir dalga boyuna sahiptir. Işığın dalga boyu, daha alt seviyedeki yörüngeye geçerken elektrondan açığa çıkan enerji miktarı ile belirlenir. Tek dalga boyundaki ışık bir mercekle odaklandığında hedef alan çok küçük olabilir. Küçük bir alana odaklanmanın orada yüksek enerji konsantrasyonuna izin vermesi, lazerlerin kesici özelliğini sağlar (79,93,191).

Aynı Fazda (*Coherent*):

Işık demetini oluşturan ışık dalgaları aynı fazdadır. Bir başka deyişle fotonların salıma başladığı nokta aynıdır (Şekil 2.5) (35,79,158,191).



Şekil 2.5 Aynı Fazda Lazer Işığı

Geleneksel enerji kaynaklarıyla bütün bu özellikler ayrı ayrı oluşturulabilir. Ancak her üç özelliği de bir arada taşıyan yalnız lazer ışığıdır. Bu üç özelliğin meydana gelmesi için uyarılmış salım gerçekleşmelidir. Normal ışıkta atomlar elektronlarını gelişi güzel salarlarken, uyarılmış salımda foton salımı organize edilir. Salım bir kez başladığında hareketlenen elektronlar kendileri gibi uyarılmış elektronlarla karşılaşır ve onların da foton oluşturmalarına neden olabilirler (79,93,191).

2.6. Lazer Işığının Dokuya Etkileri

Lazer ışığı dokuda 4 şekilde ilerleyebilir.

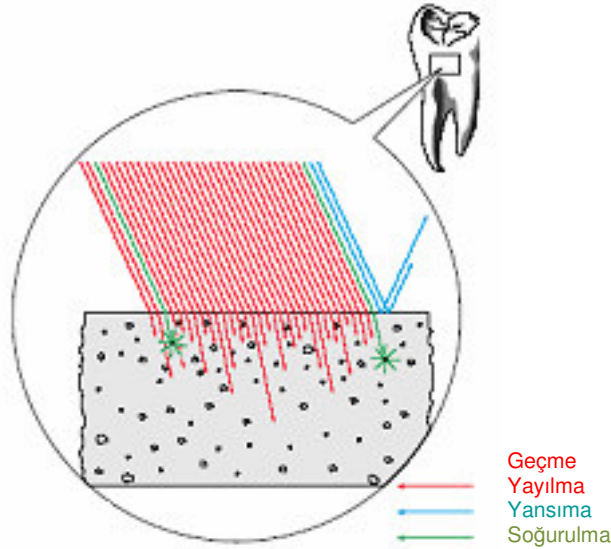
Geçme (*transmission*): Doku içinde daha derinlere ilerleyebilir. Hiçbir etki göstermeden, ilerleyip dokuyu terk edebilir (Şekil 2.6).

Yayılma (*scattering*): Lazer ışığı enerjisinin doku içinde molekülden moleküle sekerek dağılmasıdır. Lazer ışığı dokuya uygulandığında yayılma başlar ve ilgili doku içinde etrafa yayılabilir (Şekil 2.6). Yüksek soğurulma sonucu minimal yayılma gözlenir. Yayılım enerjinin dokuda daha geniş bir hacme dağılmasından sorumludur. Bu şekilde termal hasar etkisi de en aza indirilmiş olur. Dokunun su konsantrasyonundaki farklılıklar, optik özellikleri, ışığı farklı dağıtır. Kısa dalga boyları daha geniş yayılırken uzun dalga boyları derine penetre olurlar.

Yansıma (*reflection*): Herhangi bir dokuya lazer ışığı uygulandığında lazer enerjisi doku tarafından yansıtılabilir (Şekil 2.6). Yansıyan ışık, doku yüzeyinden sekerek dışarıya doğru dağılmaktadır. Yansımanın meydana gelmesi, dokuya iletilmesi hedeflenen enerjinin istenilen miktara ulaşamayacağı anlamına gelmektedir. Önemli bir miktarda ışık, lazer uygulanması sırasında dokudan yansır. Yansıma miktarı kontakt lazerlerde nonkontakt lazerlere göre daha azdır. Mineden yansıma, dentin ve dişetine göre daha fazladır.

Soğurulma (*absorbtion*): Enerjinin dokuya diğer bir geçiş mekanizmasıdır. Enerji, dokuda bir miktar dağıldıktan sonra soğurulma meydana gelir (Şekil 2.6). Soğurulma ile doku içindeki termal etki oluşur. Bu durum ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü olarakta tarif edilebilir. Dişhekimliğinde dokuda meydana gelen etkilerin çoğu ısı tarafından başlatılmaktadır. Soğurulmadan önce bahsedilen üç etki, doku içerisinde bir etki meydana getirmezken, soğurulan ışık farklı sonuçlara yol açabilmektedir. Bunların içinde en önemlisi, doku içinde ani ısı oluşumu olarak kabul edilebilen fototermal etkidir. Bu etki yumuşak dokulardaki intrasellüler sıvının kaynayarak buharlaşması sonucu hücrenin patlayarak devamlılığının bozulması ile ortaya çıkmaktadır. Sert dokularda da HA yapısı içinde benzer etkiler görülebilmektedir. Soğurulma, doku üzerinde istenilen işlemin yapılabilmesi için gerekli etkidir. Bir lazerin biyolojik bir etki gösterebilmesi için enerjisi soğurulmalıdır. Dokudaki soğurulmanın miktarı, lazerin dalga boyu ve hedef dokudaki özelliklerinden etkilenmektedir. Fotonlar gibi atom ve molekülün enerjisi de soğurulur. Kromoforlar; biomoleküllerin ışığı soğurmasında rol oynayan hemoglobin,

melanin, klorofil, ve rodofin adı verilen molekül veya moleküler ünitlerdir (24,36,40,117 ,186).



Şekil 2.6 Lazer Işığının Dokuya Etkileri

2.6.1. Lazer Doku Etkileşiminde Rol Oynayan Faktörler

Lazerlerin uygulandıkları doku üzerinde gösterdikleri etkileri bazı özelliklere bağlıdır.

- Kullanılan lazerin dalga boyu
- Teknik kullanım seçenekleri
- Uygulanan dokunun tipi

2.6.2. Lazerlerin Fotobiyolojik Etkileri

Lazer ışığı dokuda,

1. Foto-kimyasal,
2. Foto- termal,
3. Foto- mekanik ve Foto elektrik etki göstererek işlev görür (Şekil:2.7)

2.6.2.1. Lazerin Foto-Kimyasal Etkileri

Foto-kimyasal etki lazer ışığının herhangi bir termal etki olmaksızın uygulandıkları yüzeyde ve hedef dokuda oluşturduğu değişikliklerdir. Moleküllerin bağlarının yüksek foton enerjisi etkisi ile çözülmesi, ya da

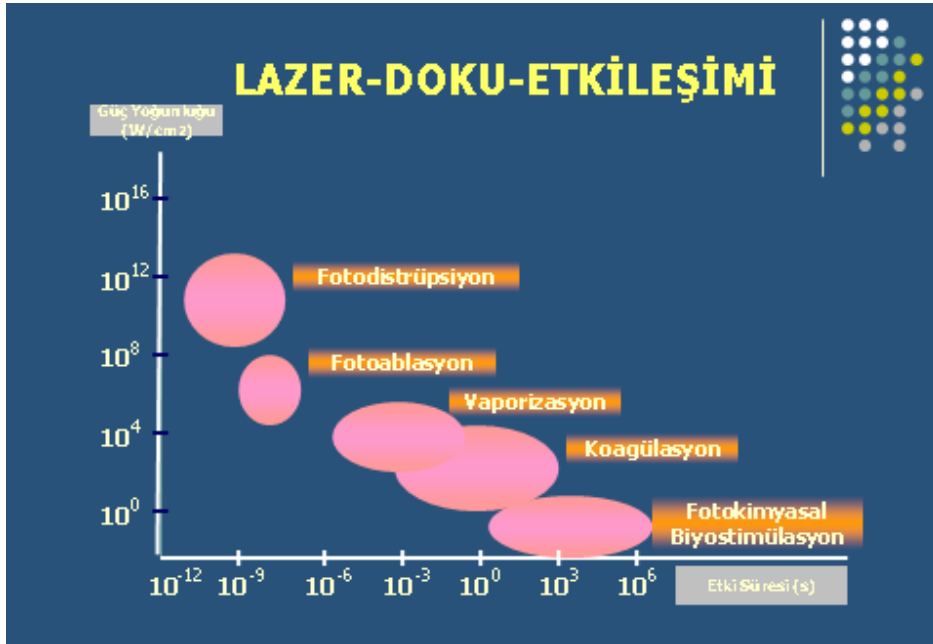
kimyasal reaksiyonların tetiklenmesi söz konusu olabilir. Bir hücre ışığı soğurduğunda mitokondri daha çok Adenosine triphosphate (ATP) üretir. Hücre solunumu ve metabolizması artar. *Deoxy Ribo-Nucleic Acid* (DNA) ve *Ribo Nucleic Acid* (RNA) formasyonu ve protein sentezi hızlanır. Işık değişik dalga boylarında özel kimyasal reaksiyonlar başlatır. Düşük güçte etki oluşumu daha uzun sürede gerçekleşir (186).

2.6.2.2. Lazerin Foto-Termal Etkileri

Lazer enerjisi termal etkiye dönüşerek dokuda ısınma meydana getirir. Bu dokuda bazı değişikliklere ya da bozulmalara yol açar. Lazerin termal etkileri koagülasyon, protein denatürasyonu, küçük kan damarlarının tıkanması, lenfatik hemostazın artırılması, yara yerlerinin sterilizasyonu ve doku kaynaşması gibi olaylara sebep olur. CO₂ lazerlerin 0.5 mm den küçük damarları tıkama (kapama) etkisi rapor edilmiştir. Kısa süreli orta ısıtmalar altında ise katlanma ve birbiri üzerine sarılma başlar. Bu doku kaynaşmasının temelinde yatan mekanizmadır. Lazer ışığı herhangi bir uygulama için kullanılırken oluşan yüzey ısısı dolayısıyla mikroorganizma yıkımına neden olarak yüzey sterilizasyonu sağlar (Şekil 2.7).

Lazer ışığı dokuya temas ettiğinde aşağıdaki ısısal etkiler görülür:

- 40-50 °C arasında.....Hipotermi,
- 60 °C' nin üzerindeKoagülasyon ve protein denatürasyonu
- 70-90 °C arasında.....Doku kaynaşması
- 100-150 °C arasında.....Buharlaştırma
- 200 °C' nin üzerinde.....Yanma (24,36,40,117,186).



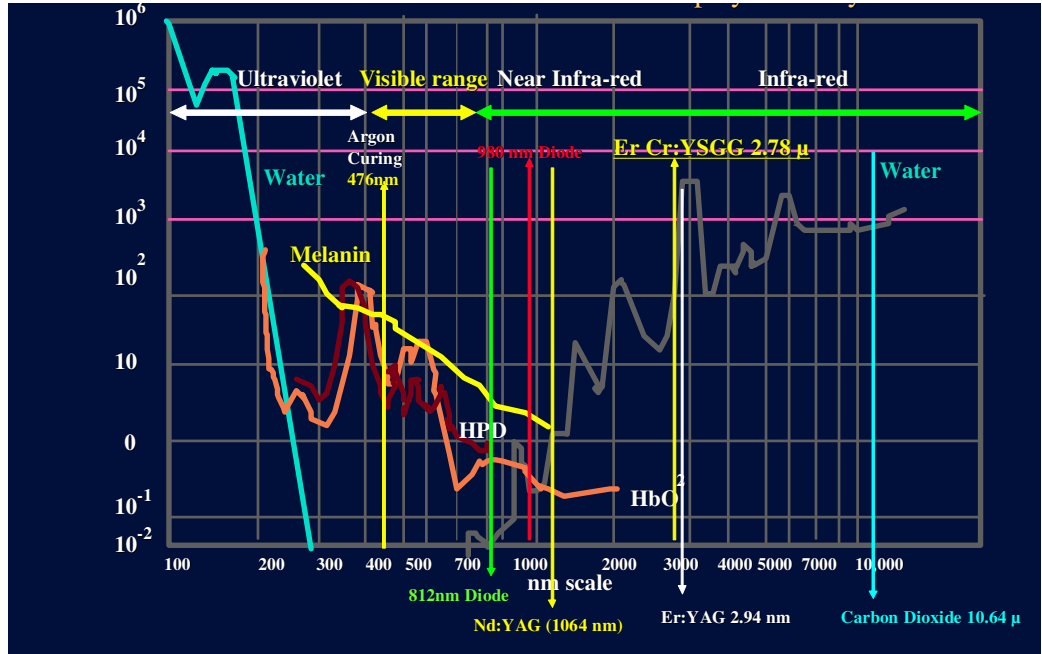
Şekil 2.7. Lazer Işığının Dokuya Etkilerinin Güç ve Süre ile İlişkisi

2.6.2.3. Lazerin Foto-Mekanik ve Foto-Elektrik Etkileri

Yüksek enerjili kısa atımlı lazer ışığı dokularda hızlı ısınma meydana getirir. Bunun sonucunda plazma formasyonu gözlenebilir. Biyolojik dokulardaki foto-mekanik etkiler şunlardır:

- *Photoablation*: Hızlı termal ekspansiyon, mekanik şok dalgaları sonucu meydana gelir.
- *Photodisruption*: Optik geri kırılmalar, mekanik şok dalgaları sonucu oluşur.

Lazerin dokuda yapabileceği etkiler, kullanılan lazerin suda soğurulma katsayısı ile yakından ilgilidir. 2780 nm lik Er,Cr:YSGG lazer ve 2940 nm dalga boyuna sahip Er:YAG lazer, 10600 nm dalga boyuna sahip CO₂ lazerden çok daha fazla suda soğurulma katsayısına sahiptir. Bu da lazer ışığının suda soğurulma katsayısının dalga boyu ile ilgisi olmadığını düşündürmektedir (Şekil 2.8). Dış yapılarının içindeki su patlatılarak doku ablasyona uğratıldığı için, suda soğurulma katsayısı özellikle sert doku preparasyonlarında önemli rol oynar (79,120,185,186).



Şekil 2.8 Doku Bileşenlerin Lazer Işığını Soğurma Katsayıları

2.7. Lazer Kullanım Parametreleri

Lazer kullanım parametreleri uygulanacak bölge ve kullanım amacına göre değişmektedir. Mine, dentin, sement ve dişeti için farklı enerji seviyeleri etkili olmaktadır. Lazer etkinliğinde; lazer ışığının gücü, dalga boyu, atım süresi, uygulama süresi, uygulanan materyalin fiziksel özelliği önem taşımaktadır.

Bu faktörlerden herhangi birisinin değişmesi, lazer tedavisinin de sonucunu değiştirmektedir. Her hücrenin ve hücreler arası maddenin kendine özgü ışık kırma indeksi olması, ışığın dokularda farklı yayılımını sağlamaktadır (35,36,79,93,191).

2.7.1. Güç Yoğunluğu (*Power Density*) (PD)

Güç yoğunluğu ışık yoğunluğu veya ışık konsantrasyonu olarak da adlandırılabilir ve birim alanda bulunan foton konsantrasyonudur. Foton konsantrasyonu cm^2 de W olarak ölçülür

$$PD = W/\text{cm}^2$$

PD yi hesaplayabilmek için ışığın uygulandığı doku üzerinde oluşturduğu daire şeklindeki (spot) alanı hesaplamak gereklidir.

Dairenin alanı $A = \pi r^2$ ($\pi=3.14$) formülünden hesaplanır.

Eğer lazerin çıkış gücü 10 W sa ve spot çapı 1.0 cm ise :

$$\begin{aligned} PD &= 10 / 3.14 [(0.5) 1]^2 \\ &= 10 / 0.79 \\ &= 12.7 \text{ W/cm}^2 \text{ olarak hesaplanır.} \end{aligned}$$

Bu ortalama güç yoğunluğudur. Güç yoğunluğu dairenin merkezinde en yüksektir ve kenarında nerede ise sıfıra yaklaşır (79,93,178,191).

Spot alanının küçülmesi santimetre kareye düşen güç yoğunluğuyla ters orantılıdır. Çap küçüldükçe santimetre kareye düşen güç yoğunluğu artar. Spot çapı küçüldükçe daha derin ablasyon oluşur. Lazerle çalışılırken fokus bölgesi dokuya iletilen enerjinin en yüksek olduğu uzaklığı simgeler. Defokus bölgesi ise dokudan daha uzak bir mesafede çalışıldığında oluşur ve daha az soğurulma meydana gelir. Her lazerde fokus defokus mod mesafesi farklıdır. Örneğin Er,Cr:YSGG lazerde defokus mod dokudan 2 mm den daha uzak bir mesafede, fokus mod ise 1,5-2 mm de uygulanır (79,178,191).

2.7.2. Enerji Yoğunluğu (*Energy Density*) (ED)

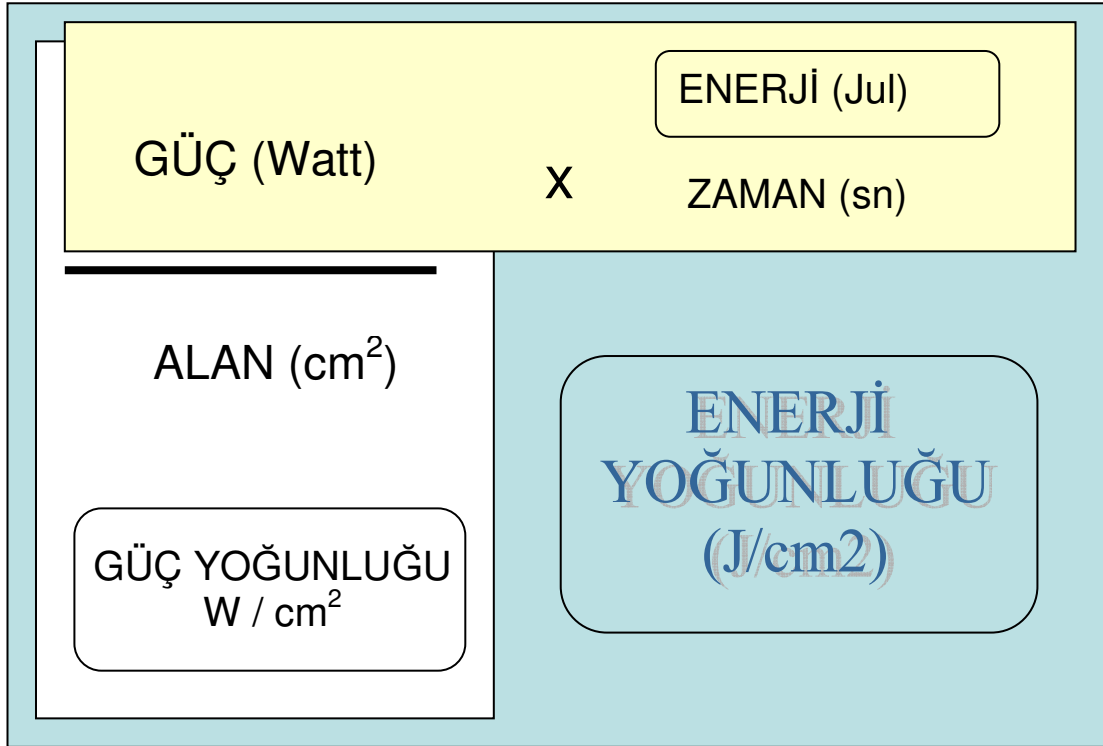
Çok kısa atımlı lazerlerde güç yerine atım başına enerjiyi kullanmak daha pratiktir. Enerji gerçekleştirilen iş ya da belli bir zaman süresinde uygulanan güçtür. Enerji birimi jul (joule) dür (J) ve güç ile zamanın çarpımına eşittir.

$$1 \text{ J} = 1 \text{ W} \times 1 \text{ sn.}$$

Bir çok atımlı lazer, atım başına 1 J den çok daha az enerji verir. Bu nedenle milijul (mJ) birimi kullanılır.

$$1 \text{ J} = 1000 \text{ mJ}$$

Enerji yoğunluğu terimi, güç yoğunluğuna benzer, birim alandaki enerji miktarıdır. Başka bir deyişle; belli bir zaman sürecinde uygulanan güç yoğunluğu, enerji yoğunluğudur. Güç, zaman, alan ilişkisi Şekil 2.9 de görülmektedir. Bir çok lazerde enerji yoğunluğu mJ/cm² olarak ifade edilir. Enerji, ışığın uca iletiliş biçimine göre değişebilir (79,191).



Şekil 2.9 Güç, alan ve zaman ilişkisi.

2.7.3. Lazer Atımlarının Devamlılığı

Lazer atımlarının sürekli veya kesintili olması önemli bir faktördür. Bazı lazer sistemleri kesintisiz, sürekli lazer ışığı "*Continuous Wave*" (CW) sağlarken bazı cihazlarda kullanılan metal perdeciklerle, ışığın pulsatif akımı sağlanır. Lazer ışığında meydana gelen kesinti gözle fark edilemeyecek kadar kısa zaman aralığı içinde gerçekleşmektedir. Bu tip kesikli ışığa '*chopped laser beam*' denilmektedir. Bu sistemlerde bir saniyede yüzlerce kez ışığı durdurup yeniden göndermek mümkündür (40). 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 '*pulsed laser irradiation*' denilmektedir (40).

Sert doku lazerlerinin atım süreleri, dokuya termal etki oluşturmamak amacı ile mikrosaniyelerle ifade edilir. Yumuşak dokuda bu süre daha uzun olabilir. Çünkü yumuşak dokuya uygulanan enerji miktarı daha azdır. Lazer cihazlarının panelinde atım süresi seçenekleri olması sert dokuda ayrı,

yumuşak dokuda ayrı atım süreleri ile çalışabilme kolaylığı sağlar (40,79,178, 191).

2.7.4. Frekans (Hz)

Bilindiği gibi bir olgunun birim zamandaki tekrarı onun frekansıdır. Bu salımın 360 derecelik bir fazını tamamladığı uzunluk onun dalga boyudur. Tüm dalgalar belli bir frekansa sahiptir. Frekans, bir saniyede belli bir noktadan geçen dalgaların sayısıdır. Lazer cihazlarında ise frekans dalgayı oluşturan titreşimin saniyede kaç defa olduğunu belirtir. Bir dalganın frekansı ve dalga boyu arasında bir ilişki vardır. Bir dalganın boyu artarsa, frekansı azalır. Uzun dalgalar düşük bir frekansa, kısa dalgalar ise yüksek bir frekansa sahiptir. Frekansın ünitesi Hertz (Hz) dir. Saniyedeki atım sayısı “*Pulse per second*” (Pps) da aynı anlamda kullanılmaktadır. Frekans aralığı geniş olan bir lazer, kullanım açısından kolaylık teşkil eder (35,79,178,191).

2.7.5. Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması

Lazerler;

1. Lazer aktif maddesine
2. Lazer ışığının hareketine
3. Dalga boyuna (Şekil 2.10)
4. Lazer ışığının enerjisine
5. Lazer ışığının uygulanış şekline göre sınıflandırılırlar.

2.7.5.1. Lazer Aktif Maddesine Göre

Katı Lazerler:

- Nd:YAG (1064 nm)
- Ho:YAG (2100 nm)
- Er:YAG (2940 nm)
- Ruby (694.3 nm)
- Alexandrite (720 – 780 nm)
- Er,Cr:YSGG (2780 nm)

Gaz Lazerler:

- CO₂ (10600 nm)
- Ar / Krypton (457 - 528 nm)
- Excimer (Excited Dimer)
- Ultraviolet*(UV)
- He-Ne (632.8 nm)

Sıvı Lazerler:

- Boya (çeşitli) (VIS)

Elektronik Lazerler:

- Yarı iletkenler
- Diyod Lazerler (*infrared*-IR)

2.7.5.2. Lazer Işığının Hareketine Göre:

- Sürekli ışık verenler (Continuous)
- Atımlı ışık verenler (Pulse)
- Dalgalı akım olarak ışık verenler (Chooop)

2.7.5.3. Lazer Işığının Dalga Boyuna Göre

- Mor ötesi (ultraviolet-UV) spektrum (140-400 nm).
- Görünür (visual-VIS) spektrum (400-700 nm).
- Kızıl ötesi (IR) spektrum (700 nm ve üstü).

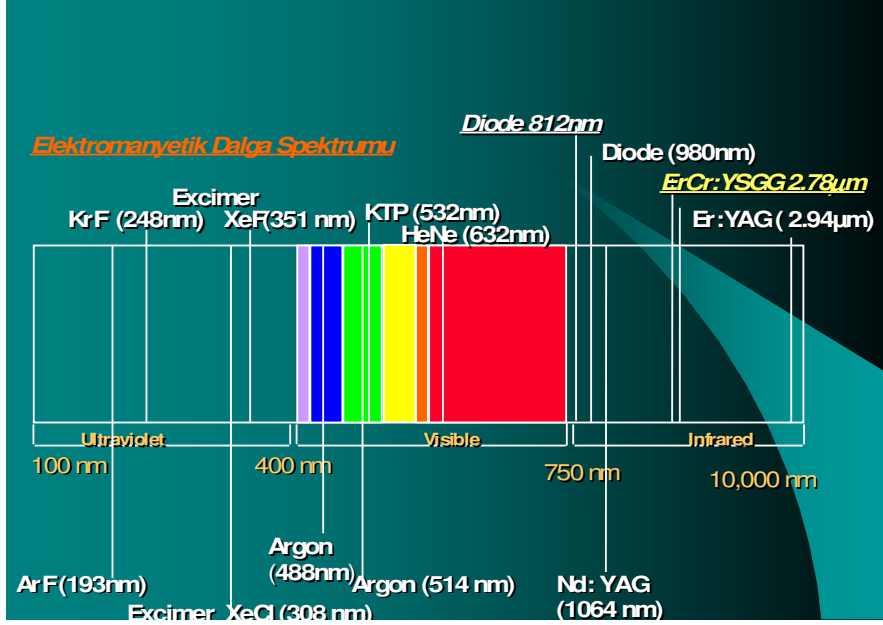
2.7.5.4. Lazer Işığının Enerjisine Göre

- Soft lazer
- Mid lazer
- Hard lazer.

2.7.5.5. Lazer Işığının Uygulanış Şekline Göre

- Kontaktlı (*contact*)
- Kontaktsız (*noncontact*)

olarak sınıflanabilirler (24,79,93,141,178,191).



Şekil 2.10: Lazerlerin Dalga Boylarına Göre Sınıflandırılmaları

2.8. Lazer Çalışma Güvenliği

Günümüzde pek çok yumuşak doku cerrahi işlemlerinde lazer kullanılmaktadır. Bu uygulamalarda, 50 miliWatt (mW) ve 3 Watt (W) arası dozlar uygulanır. Ayrıca lazerler, dişhekimliğinde sert doku çalışmalarında, yani mine, dentin, sement ve kemik preparasyonlarında daha yüksek dozlar uygulanarak kullanılır (3.5 W ve üstü).

Bazen hekimin veya hastanın istem dışı refleksinden ve ortamdaki yansıtıcı yüzeylerden kaynaklanan yansımalar söz konusu olabilir. Gözler ve deri en çok lazer ekspozuna maruz kalan organlardır. Lazerler non-iyonize radyasyon yayarlar (79,116,189). Biyolojik dokuların orta ve düşük şiddetteki ışıklarla ekspozundan biyostimulasyon olarak tanımlanan, metabolik ve kimyasal reaksiyonlarla kendini gösteren etkiler oluşur. Bu durum hasta ve hekim kadar lazer cihazının bulunduğu odada bulunan yardımcı personeli de ilgilendiren bir durumdur (19,20,118,134,135,145,167).

2.8.1. Lazerlerin Oluşturabileceği Zararlar

2.8.1.1. Primer Zararlar

Direkt olarak lazerin ışığından kaynaklanan gözü ve deriyi risk altına sokan zararlıdır.

Gözün retina, kornea ve lens tabakaları, lazer ışıklarından en fazla etkilenen bölümlerdir. Retinal hasarın tedavisi mümkün değildir. Dikkatsiz çalışmalar ve güvenlik kurallarına uymama sonucu görüş azalması veya kaybı meydana gelebilir. Lens, ışıkları biriktirerek optik densiteyi defalarca kez yoğunlaştırıp, göz için zararlı olabilme olasılığını arttırır.

300 nm lik dalga boyuna sahip tüm UV ışıkları; gözün kornea tabakası, 400 nm lik dalga boyuna sahip lazer ışığı ise gözün lens tabakası tarafından soğurulur (19,20,167). Retinal hasar 400-700 nm görünür ışık ve 780-1.400 nm yakın IR ışık ile olur. CO₂, Er:YAG, Excimer lazer gözün korneasında, Argon, Dye, Nd:YAG, Kripton (Kr), He-Ne gibi lazerler ise retinada hasara neden olurlar. UV radyasyonu gözde bir seri biyokimyasal ve morfolojik değişikliklere yol açar ve sonuçları kortikal katarakta kadar ulaşabilir. Özellikle genç bireylerin gözleri UV ışıklarından daha fazla etkilenme özelliğine sahiptir (12,15,19,20,138,203). İkinci etkilenen organ deridir. Ancak gözler için belirtilen dozların çok daha üzerinde enerjiler sonucu oluşmaktadır. Işığın dokuda soğurulması ışığın dalga boyuna göre değişirken en önemli etki termal etki, yani; yüzeyde ısınmadır ve yanık yaralanmalarına yol açabileceği gösterilmiştir (170,171,189,190).

Özellikle dalga boyu 950 nm nin üstünde olan ışıklar su tarafından daha iyi soğurulurlar. Sağlıklı bireylerde yakın IR ışığının çoğu kan pigment hücreleri tarafından soğurulur ve bu devamlı sirkulasyon sayesinde bir ısınma söz konusu olamaz. Bundan dolayı yakın IR ışıklar 950 nm den daha yüksek dalga boyunda olduklarında (bunlar cerrahi girişimlerde kullanılan lazerlerdir), herhangi bir doku zararı meydana getirmezler (50-52,171).

2.8.1.2. Sekonder Zararlar

Lazerin kullanımına bağlı olarak meydana gelen zararlardır. Bunlar beşe ayrılmaktadır:

Mekanik Zararlar; Lazer kavitesindeki tüplerdeki yüksek basınç dolayısıyla oluşabilir.

Elektriksel Zararlar; Lazer ünitlerindeki elektriksel voltajlar, flash lambalarının patlaması sonucu meydana gelebilir.

Kimyasal Zararlar; Lazer cihazının yapısında kullanılan materyale bağlı olarak gelişebilir. Bazı *Excimer* lazerlerde, toksik *florin* ve *klorid* kullanılır. Herhangi bir sızıntı söz konusu olduğunda bu gazlar hava yolu ile ortama karışırlar.

Yangın Tehlikesi; Lazerin güç çıkışıyla veya elektrik aksamıyla ilgili olarak meydana gelebilir. Lazer kullanımı sırasında ortamda bulundurulmaması gereken bazı materyaller vardır. Bunlar: Kumaş örtüler, kağıt ürünler, plastikler, mum ve rezinler gibi katı maddeler, etanol, aseton, metilmetakrilat, çözücü sıvılar, oksijen, nitrozoksit, genel anestezikler ve aromatik buharlar gibi gazlardır (19,20,118).

Spesifik Zararlar; sekonder radyasyon sonucu meydana gelir. Uzun ekspoz zamanları kornea enflamasyonu veya eriteme neden olur.

Lazer güvenliği kuruluşları lazer kullanımına ait bazı kavramların önemini vurgulamaktadırlar. Bunlar:

- *Maximum Permissible Exposure (MPE)*: İzin verilen limit doz
- *Nominal Hazard Zone (NHZ)*: Lazerlerin direkt, yansıyan, sıçrayan ışıklarından oluşan potansiyel zararların tamamını kapsayan alan
- *Nominal Ocular Hazard Distance (NOHD)*: Göze zarar vermeksizin çalışılabilecek minimum mesafe
- *Ocular Distance (OD)*: Göz mesafesi
- *Maximum Acceptable Concentration (MAC)*: Çalışma sırasında ortaya çıkan aerosoller için maksimum kabul edilebilir miktar (20,134,135).

2.8.2. Lazer Risk Sınıflaması

2005 yılında EN 60825-1 çerçevesinde yapılan Lazer risk sınıflaması ise **7 gruba** ayrılmaktadır (Tablo.2.1).

Class1, Güvenli lazer grubudur. Marketlerdeki etiket okuyucuları ve CD playerlar bu gruptadır. Hiçbir güvenlik önlemi almaya gerek yoktur.

Class 1 M: Işığına çıplak gözle bakılmasında sakınca olmadığı halde optik bir aletle bakıldığında zararlı olan lazerlerdir.

Class 2: 400-700 nm lik dalga boyuna sahip görünür skaladaki lazerler olarak tanımlanırlar. 1 mW un altında güç söz konusudur. Bunlara örnek

olarak lazer pointerları ve silah hedef sisitemlerini verebiliriz. Hiçbir güvenlik önlemi almaya gerek yoktur.

Class 2M: Işığına çıplak gözle bakılmasında sakınca olmadığı halde optik bir aletle bakıldığında zararlı olan lazerlerdir.

Class 3R: 400-1400 nm dalga boyuna sahip yapım işlerinde, mesafe ölçümünde ve silah hedef sistemlerinde kullanılan lazerlerdir. Lazer güvenliği eğitimi almak ve güvenlik kurallarına uymak gereklidir.

Class 3B: Gücü 0.5 W dan küçük lazerlerdir. UV den uzak IR'e kadar uzanırlar. Yapım işlerinde, mesafe ölçümünde ve lazer gösterilerinde kullanılan lazerlerdir. Lazer güvenliği eğitimi almak ve güvenlik kurallarına uymak gereklidir.

Class 4: Gücü 0.5 W dan daha yüksek, yangın ve tutuşma tehlikesi taşıyan göze ve deriye zararları olabilen lazer grubudur. Materyal işlenmesi ve medikal tedavide kullanlanılırlar. Lazer güvenliği eğitimi almak ve güvenlik kurallarına uymak gereklidir (134,135,138).

Lazerlerin risk gruplarına göre dikkat edilmesi gerekli unsurlar Tablo 2.1 de verilmiştir.

Tablo 2.1 Lazer Risk Tablosu. (!:Riskli, ~:Risk şüphesi, ✓:Risksiz)

	① (t>>)		② (t<<)		③	④
						
1	✓	✓	✓	✓	✓	✓
1M	!	✓	!	✓	✓	✓
2	!	!	✓	✓	✓	✓
2M	!	!	!	✓	✓	✓
3R	!	!	~	~	✓	✓
3B	!	!	!	!	~	~
4	!	!	!	!	!	!

Tablo Lazer risk gruplarını optik bir aletle bakma (büyüteç), çıplak gözle bakma (göz resmi), uzun süre çalışma ($t > >$), kısa süre çalışma ($t < <$), yansıyan veya saçılan ışıklardan oluşabilecek yangın tehlikesi (kırmızı ışık demeti) ve deriyle kontakt (el resmi) durumunda olası zararlar açısından kategorize etmektedir.

2.8.3. Lazerlerin Güvenli Kullanımı İçin Uyulması Gereken Kurallar

1. Tüm ekip lazer eğitimi almalıdır. Kullanılan lazerin parametreleri çok iyi bilinmelidir (50,135).
2. Lazer ışıklarının yansıtıcı yüzeylere çarpması önlenmeli ve mümkünse ortamdan ayna gibi parlak yüzeyler uzaklaştırılmalıdır. Dişhekimliğinde kullanılan aletler genellikle hem hekim hemde hasta için doku hasarı oluşturabilecek yansıma meydana getirme potansiyeline sahiptirler. Tedavi sırasında karbonize veya yansıtmayan aletlerin kullanılması önerilmektedir (118).
3. Cildin korunması amacıyla lazer ışığının önünden geçmemeye çalışılmalı ve açık alanlar kapatılmalıdır (170,171).
4. Bütün personel ve hasta standartlara uygun koruyucu gözlük kullanmalıdır. Gözlükler lazer çeşidine göre değişmektedir. Nd:YAG lazer ışıklarından gözümüzü korumak için yeşil, Argon lazer için amber ve CO₂ lazer için açık renk gözlük kullanılmaktadır. Gözlüklerin yeterli koruyuculukta olup olmadığı araştırılmalı kırık, çatlak veya deforme gözlükler asla kullanılmamalıdır (15,203).
5. Lazer kullanılan odanın kapısına uyarıcı levhalar asılmalıdır. Mümkünse kapılar lazer sistemine entegre edilmelidir. Bu sistemde hekim lazerle çalışırken kapı açıldığı zaman lazer cihazı kendiliğinden kapanır ve odaya giren kişinin zarar görmesi önlenir. Lazer bulunan odanın iki kapısı olmalıdır (13).
6. Lazerlerle ilgili elektriksel tehlikeler de önemlidir. Lazerler genellikle yüksek voltajla çalışan cihazlardır. Yüksek voltaj gerektirmeyen lazerler bile elektrikle çalıştıktıklarından olası yangın tehlikelerine karşı tedbirli olmakta fayda vardır (20,118).

- 7.Lazerin ve uygulanacak prosedürlerin FDA onayı almış olması şarttır.
- 8.Lazer ışıklarına gözlüksüz bakılamayacağı gibi herhangi bir büyütücü gözlük ile de bakılmamalıdır (135).
9. Lazerle çalışma sırasında lazeri dokuya uygulama süresi 5-10 sn yi geçmemelidir (86,87).
- 10.Normalde 4 μ m den fazla dalga boyuna sahip lazerler için cam bir koruma sağlar. Ancak daha kısa dalga boyunda lazerler örneğin Nd:YAG lazerler pencereden diğer odalara geçebilirler. Bu yüzden lazerle çalışılan odanın penceresine ışığı soğuran materyaller kaplanmalıdır (19,20).
- 11.Lazerler tüplerinde yüksek basınç, kavitelerinde alçak basınç taşıyan cihazlardır. Bu cihazların yerleri değiştirilirken dikkatsiz davranılması sonucu veya katı lazerlerin flash lambaları değiştirilirken patlama/yangın meydana gelebilir. Teknik olarak çok dikkatli davranılmalıdır.
- 12.Uygulama için belirtilen en küçük güç birimleriyle çalışmak ilke edinilmelidir (19).
13. Mümkünse girişim sırasında lazeri çok iyi bilen bir teknik eleman operasyon alanında hazır bulunmalıdır.
14. Lazerle çalışılan odanın havalandırması çok iyi olmalıdır. Özellikle CO₂ lazer gibi gaz lazerler rezonatör çevresinde ozon oluşturur. Bu göze ve solunum sistemine zarar verebilir. Havalandırmanın yanı sıra yalıtımında çok iyi olması gerekmektedir (19). Uygulama sırasında açığa çıkan aerosollerin solunmasından da sakınmalıdır. Oluşan dumanın kanser, pnomoni, bronşiolitis yapma riski vardır (13,16,19,20,85,134,135,189) .

2.9. Dişhekimliğinde Lazerlerin Klinik Uygulamaları

Baş boyun cerrahisinde, endodontide, protezde, periodontolojide, ortodontide, pedodontide, oral diagnozda ve konservatif dişhekimliğinde kullanılırlar (103,143,149,150,154,163,181).

Dişhekimliğinde kullanılan lazerlerin dalga boyları ve klinik uygulama alanları Tablo: 2.2 de verilmiştir.

Tablo:2.2 Dişhekimliğinde Kullanılan Lazerlerin Dalga Boyları ve Klinik Uygulama Alanları

<i>Lazer</i>	<i>Dalga Boyu (nm)</i>	<i>Klinik Uygulamalar</i>
Argon	488-514	Yumuşak doku cerrahisi, pigmente lezyonların uzaklaştırılması, vasküler anomalilerin giderilmesi, rezin polimerizasyonu, diş beyazlatması, aproksimal bölgelerdeki çürüğün teşhisi, çürüğe karşı direncin artırılması.
CO ₂	9320-10600	Sert ve yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, mine ve dentinin pürüzlendirmesi, çürüğe direncin artırılması, kavite preparasyonu, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, kök kanalının şekillendirilmesi, pulpa kaplaması, diş beyazlatması.
Diode	670-900	Yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, kök kanalının şekillendirilmesi, diş beyazlatması.
Dye	510-620	Pigmente lezyonların uzaklaştırılması, vasküler anomalilerin giderilmesi, fotodinamik tedavi.
Er,Cr:YSGG	2780	Sert ve yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, kavite preparasyonu, mine veya dentinin pürüzlendirilmesi, çürüğün uzaklaştırılması, çürüğe direncin artırılması, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, organik içerikli restorasyonların uzaklaştırılması, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, kök kanalının şekillendirilmesi, pulpa kaplaması.
Er:YAG	2940	Sert ve yumuşak doku cerrahisi, kavite preparasyonu, periodontal tedavi, mine veya dentinin pürüzlendirilmesi, çürüğün uzaklaştırılması, çürüğe direncin artırılması, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, organik içerikli restorasyonların uzaklaştırılması, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, kök kanalının şekillendirilmesi, pulpa kaplaması.
Excimer	193-308	Kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, mine veya dentinin pürüzlendirilmesi.
He-Ne	632	Pigmente lezyonların uzaklaştırılması, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, kavite sterilizasyonu, fotodinamik tedavi.
Ho:YAG	2090-2120	Yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, kavite sterilizasyonu.
KTP	532	Diş beyazlatması.
Nd:YAG	1064	Yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, çürüğün uzaklaştırılması, çürüğe direncin artırılması, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, mine veya dentinin pürüzlendirilmesi, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, pulpa kaplaması.
Nd:YAP	1034	Yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, çürüğün uzaklaştırılması, çürüğe direncin artırılması, mine veya dentinin pürüzlendirilmesi, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, pulpa kaplaması.
Ruby ve Alexandrite	720-780	Kök yüzeyinden plak ve debris uzaklaştırılması.
UV	355	Çürüğe direncin artırılması.

2.9.1. Konservatif Dişhekimliğinde Kullanımı

Lazerlerin konservatif dişhekimliğinde kullanım alanları oldukça fazladır. Tedavide çürüğün ve diş vitalitesinin teşhisi, koruyucu dişhekimliği, kavite preparasyonu, çürüğün uzaklaştırılması, anestezi oluşturulması, kavite sterilizasyonu, restoratif materyalin uzaklaştırılması, mine ve dentinin pürüzlendirilmesi, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, kompozit rezin polimerizasyonu ve dişlerin beyazlatılması gibi işlemlerde kullanılırlar (4, 41, 60, 81,92).

2.9.1.1. Çürük ve Diş Vitalitesinin Teşhisi

Son on yıl içinde çürüğün saptanmasına yönelik non-invaziv yöntemlerin geliştirilmesinde aşama kaydedilmiştir. Bu sistemler içinde lazer floresans yöntemi diş dokusunun ışık uygulama sonrası sağlıklı ve çürük mine arasındaki fluorescence farkının ölçümü esasına dayanır. Fermente olan karbonhidratların metabolizmaları sonucu ortaya çıkan asitler, diş yapısına difüze olur ve yüzey mineral matriksini eritir. Kalsiyum ve fosfat iyonları diş yapısından uzaklaşır ve yüzeyel demineralizasyon gelişir. Bu süreç başlangıç çürük lezyonu olarak adlandırılır. Yüzeyel lezyonun yapısı daha az mineralize, daha çok porludur ve protein ve bakteriyel ürünleri absorbe eder, dolayısıyla farklı optiksel özelliklere sahiptir. Yüzeyel lezyonların bu özelliği, çürük teşhisinde lazer enerjisi kullanılmasının ana mekanizmasıdır (4).

Bu sistemde en bilinen marka *DIAGNOdent*'tir (*KaVo Germany*). *DIAGNOdent* oklüzal çürüklerin saptanması ve nicel olarak ölçülmesi amacıyla geliştirilmiştir. Çürüğün diş dokusunda neden olduğu değişiklikler uyarılmış dalga boyunda floresans özelliğın artmasına neden olur. 655 nm dalga boyundaki kırmızı ışık ana fiber tarafından açıldırılmış uca taşınır. Ana fiberin çevresine ışık kabloları ve saçılan ışığı emebilen filtre yerleştirilmiştir. Filtreden geçen ışığı bir fotodiyod sayısal olarak ölçer ve monitöre ulaştırır. Bu sistem, sağlıklı standart mine göz önüne alınarak kalibre edilmiştir. *DIAGNOdent* sistemde oklüzal yüzeyin temiz olması gereklidir. Diş dokusu yüzeyindeki tartar ve renkleşmeler hatalı değer

oluşmasına neden olabilir. Sistemden elde edilen 5-25 arasındaki sayısal veri başlangıç mine çürüklerini, daha büyük değerler başlangıç dentin çürüklerini, 35 den büyükler ise ilerlemiş dentin çürüklerini ifade eder. *DIAGNOdent* sistemin mine çürüklerine oranla dentin çürüklerinin saptanmasında daha yüksek diagnostik başarıya sahip olduğu gözlenmiştir (17,53,56,66).

Laser Doppler Flowmetry (LDF) hareket halindeki bir nesneden yansıyan radyasyonun, frekansında meydana gelen Doppler kaymasının ölçülmesi temeline dayanan bir tekniktir. Bu teknik düşük güçlü monokromatik lazer ışını taşıyan bir optik prob ile doku kan akımının sürekli ve non invaziv ölçümünü mümkün kılmaktadır. Pulpa, dişeti ve kemikteki kan akımı ölçümü için kullanılabilir. Çürüğün, lokal anesteziğin, diş preparasyonunun, travmanın ve osteotomilerin pulpa kan akımı üzerinde yaptığı değişiklikler incelenebilir. Ayrıca, ortodontik hareketlerde, periodontal hastalıklarda, travmada, greft ve yönlendirilmiş doku rejenerasyonu uygulamalarında, dişeti ve kemikteki kan akımı ölçümleri yapılabilir. Bu yöntem özellikle dişlerin vitalitesini saptamada kullanılır ve sıklıkla 632 nm dalga boyundaki He-Ne lazerden faydalanılır (92).

2.9.1.2. Koruyucu Dişhekimliği

Koruyucu diş hekimliği ağızda ilk dişin sürmesiyle başlayıp yaşam sonuna kadar süren bir kontrol/tedavi kavramıdır ve çürük oluşmadan önce uygulanan önleyici işlemleri içermektedir. Bir dişhekiminin görevi hastasının sorunlu dişlerini onarmaktan çok, ağız sağlığını tehlikelere karşı korumak olmalıdır. Yapılacak işlemler öncelikle hastalığı önlemek veya durdurmak ve fluorür ya da fissür koruyucu uygulanmasıdır. Diş ve kemiklerin mineral kristalleri karbonize HA' lerden oluşur. Bu kristal yapı HA den daha kolay çözünür. HA yapısı da florapatitten daha kolay çözünür bir yapıya sahiptir. Karbonize HA mineral yapısı minede % 3, dentinde ise % 5 oranında karbonat içerir. Bu oranlar, kristal kafesindeki fosfat içeriği ile yer değiştiren ve mineral yapısını aside daha duyarlı hale getiren yapısal defekt olarak tanımlanır. Mineral matriksin bu özelliği, lazer tedavisi ile dişlerin yüzey yapısını kalıcı olarak değiştirmek ve asitlere karşı daha dayanıklı hale dönüştürmek için temel oluşturur.

Yapılan *in vivo* ve *in vitro* çalışmalarda mineye lazer uygulanmasının, dişlerin asitlere direncini arttırarak çürüğe karşı daha dayanıklı bir yapı oluşmasını sağladığı gösterilmiştir. Lazer uygulanmış diş yüzeyinde; kalsiyum fosfat oranının değiştiği ve karbonat/fosfor oranında düşüş gözlemlendiği, tetrakalsiyum difosfat fazının oluştuğu, fluorür alınıminin arttığı, mine yüzeyinde ince bir tabakanın eriyerek inorganik maddenin burada çökeldiği ve eriyip tekrar katılaşma sonucu daha sağlam bir apatit yapı oluştuğu savunulmaktadır. Lazer iridasyonlarının çürük korunma mekanizması içinde yer alabileceği çeşitli çalışmalarla gösterilmiştir.

Er,Cr:YSGG, Er:YAG, He-Ne, Nd:YAG, *Gallium Aluminum Arsenide* (GaAlAs), Argon, Potassium(Kalium) Titaniyle Phosphate (KTP) lazerler bu amaçla kullanılmaktadır (41,64,125,174).

2.9.1.3. Kavite Preparasyonu

Bu konu Bölüm 2.3.4 de anlatılmıştır.

2.9.1.4. Çürüğün Uzaklaştırılması

FDA tarafından 1997'de onaylanan erbiyum lazerlerin çürüğü, komşu sert ve yumuşak dokulara zarar vermeden kaldıracabildiği, bu uygulama sırasında kavitenin steril edildiği ve çürük doku uzaklaştırılırken alttaki sağlam dokunun korunduğu gösterilmiştir (81,120,126).

Erbiyum lazerler; su tarafından fazla miktarda soğurulma özelliğine sahip olduklarından, dokuların içeriğindeki su miktarına bağlı olarak göstermiş oldukları etki değişir (77,96,117,120). Diş çürüğündeki yüksek su içeriğine bağlı olarak lazer ışığının öncelikle çürük dokularla iç reaksiyona girmesi nedeniyle, sağlam diş dokuları korunabilmektedir. Yapılan çalışmalar, lazerle çürük uzaklaştırma işleminin, çürüğün su ve organik içeriğinin mine ve dentinden fazla olması nedeniyle bu yapılardan daha hızlı, kolay ve ağrısız olduğunu göstermiştir (22,44,99,120). Harashima ve diğ. (78), Haris ve diğ. (80) lazerlerin alttaki sağlam dokuya zarar vermeksizin çürüğü uzaklaştırabilme özelliğinden dolayı minimal invaziv dişhekimliği açısından etkili bir alet olduğunu belirtmişlerdir.

2.9.1.5. Anestezi Oluşturulması

Lazer anestezisi; lazerle çalışılırken, dişte herhangi bir ağrı oluştuğunda, lokal anestezi kullanmadan bu ağrının giderilmesi için yapılan işlemdir. Lazer uygulanması, hücresel düzeyde sodyum potasyum pompasının hareketini azaltarak, pulpal dokuda sinir iletimini geçici olarak yavaşlatır veya durdurur (112,123,169).

Lazer uygulaması ile yapılan kavitelerin pek çoğu ağrısızdır yada geleneksel yöntemlere göre daha az ağrı hissedilmektedir. Erbiyum lazerlerin pulse süresi nin 250 µsn olduğu ve 200 mlsn olan beyin ağrı eşiğine farkından dolayı çoğu vakaların ağrısız olabileceği bildirilmiştir (12).

Orchardson ve Whitters (131) ve Orchardson ve diğ. (130)' nin yaptıkları çalışmaların sonuçlarına göre lazer uygulanması dentinal stimülasyonlarla oluşan sinir cevabını deprese etmektedir.

2.9.1.6. Kavite Sterilizasyonu

İdeal marjinal adaptasyon varlığında bile smear tabakasında bulunan bakteriler canlılıklarını sürdürürler ve toksinleri aracılığıyla pulpal iritasyon ve enflamasyona neden olurlar. Yapılan çalışmalar farklı dalga boylarına sahip lazerlerin uygulandıkları yüzeylerde antibakteriel etki gösterdiği ve karyojenik mikroorganizmaların yok edilmesine sebep olduklarını göstermiştir. (100,115,147). Lazer ışığı işlev yaptığı alanda sterilizasyon işlemini de gerçekleştirmektedir. Bu, lazerle prepare edilen alanların yani kavite yüzeylerinin steril olması anlamına da gelmektedir. Franzen ve diğ. (60) Er,Cr:YSGG lazer kullanarak yaptıkları mikrobiyolojik çalışmalarında çürük lezyonlarının içinde dentinde gömülü olan mikroorganizmaların bile lazer ışıklarının fotosensitizasyon etkisi ile öldürülebileceğini göstermişlerdir. Bu özellik kavite preparasyonu aşamasında mikroorganizma sayısının azaltılması açısından oldukça önemlidir. Yapılan çalışmalar erbiyum lazer uygulamaları ile oluşan bakterisid etkinin geleneksel kavite dezenfektanlarına oranla daha derin etki oluşturduğunu göstermiştir (105,153,161).

2.9.1.7. Restoratif Materyalin Uzaklaştırılması

Klinik uygulamalarda sadece primer çürüğün değil aynı zamanda değişik restoratif materyallerinde uzaklaştırılması gerekebilir. Lazerlerin çeşitli

restorasyon materyalleri üzerinde etkileri incelenmiştir. Bu çalışmalar sonucunda fosfat, karboksilat, cam iyonomer simanların, kompozit rezin restorasyonların lazerle kolaylıkla uzaklaştırılabileceği, ancak amalgam ve altın restorasyonların uzaklaştırılmasının yansıma dolayısıyla mümkün olamayacağı belirtilmiştir (48,120,140). Ayrıca amalgamın lazerle uzaklaştırılması sırasında oluşabilecek dumanda bulunan yüksek konsantrasyondaki civa içeriği dolayısı ile FDA tarafından onaylanmayan bir işlemdir. Seramik restorasyonların lazerle uzaklaştırılabilmesi mümkün olmakla beraber vakit almaktadır. Alexander ve diğ. (3) yaptıkları çalışmada lazerle kompozit restorasyonun mine yüzeyinden diş dokularına zarar vermeksizin veya sağlam diş yapısı kaybı olmaksızın uzaklaştırılabilmesinin mümkün olduğunu göstermiştir. Lizarelli ve diğ. (111) lazerle uzaklaştırılan kompozit rezin mine ve dentin miktarını ölçmüşler ve ablasyon oranının uzaklaştırılan materyallerin içeriğiyle ilgili olduğunu bildirmişlerdir. Dumore ve Fried (48) ortodontik braketlerin yapıştırılmasında kullanılan kompozitlerin geleneksel frezlerle uzaklaştırılması sırasında minenin az da olsa zarar gördüğünü, ancak bu işlemin *Transversal Excited Atmospheric* (TEA) CO₂ lazerle yapılması sırasında herhangi bir hasar gelişmediğini bildirmişlerdir.

2.9.1.8. Mine ve Dentinin Pürüzlendirilmesi

Bu konudan 2.4.3.1 de bahsedilmiştir.

2.9.1.9. Dentin Aşırı Duyarlılığının Giderilmesi

Dentin aşırı duyarlılığı, açığa çıkmış dentinden kaynaklanan mekanik, termal, ozmotik veya kimyasal uyaranlara cevap olarak ortaya çıkan, kısa süreli keskin ve diğer herhangi diş defekti veya patalojisi ile ilişkilendirilemeyen bir ağrı ile karakterizedir.

Dentin aşırı duyarlılığı tedavisinde, dentin tübül ağzlarını tıkamak ya da odontoblastik hücrelerin potansiyel sinir hareketlerini deprese etmek amaçlanmaktadır. Tedavi kimyasal ve fiziksel yolla yapılabilmektedir. Günümüzde dentin aşırı duyarlılığını gidermek için evde kullanılan ürünler; potasyum tuzları, stronsiyum tuzları ve florid tuzları içeren diş macunları, ağız gargaraları ve jel formülasyonlarıdır. Bu ajanların, hem dentin tübül

ağızlarını tıkayıp nöral stimulusu bloke ederek hem de nöral cevabı engelleyerek dentin aşırı duyarlılığı semptomlarını azalttığı bildirilmektedir. Muayenehanede yapılan dentin aşırı duyarlılığı tedavileri; polimerize olmayan cilalar, presipitanlar ve primerlerin uygulanması, polimerize olan rezin ve simanların uygulanması, iyonoforez ve lazerin uygulanması şeklindedir (11,33,65,70).

Dentin aşırı duyarlılığının tedavisinde kullanılan lazerler iki ana grupta toplanabilir:

1. Düşük enerji çıkışlı lazerler: He-Ne ve GaAlAs
2. Orta enerji çıkışlı lazerler: Nd:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG ve CO₂

Lazerle tedavide aşırı duyarlılıkta azalmaya neden olan mekanizmanın büyük bölümü tam olarak bilinmemektedir, ancak her lazer için mekanizmanın farklı olduğu düşünülmektedir. Nd:YAG lazer dentini eriterek tübül ağızlarını tıkar. 1064 nm deki Nd:YAG lazer enerjisi dentine iletilir, termal olarak etki gösterir ve pulpal analjezi oluşturur. CO₂ lazer dentin tübül ağızlarını daraltarak geçirgenliğinin azalmasını sağlar. CO₂ lazerin orta seviyeli güçlerde kullanımıyla tübül ağızlarının tıkanması ve permeabilitenin azalması sağlanır. CO₂ lazer termal olarak dentin tübüllerinde daralmalar ve takibinde tıkanmalara neden olarak dentin hassasiyetine klinik çözüm oluşturabilir. Er:YAG lazerin, dentin sıvısının yüzey tabakalarını buharlaştırarak sıvı hareketlerini azalttığı tahmin edilmektedir. Hidrodinamik teoriye göre, dentin tübüllerindeki sıvı akışının azalması dolayısıyla dentin aşırı duyarlılığı da azalmaktadır. Düşük güçteki lazerler, düşük enerjili dalga boylarını 0,1⁰C düşük ısı artışları ile sağlarlar. Bu dalga boylarının, sirkülasyonu, hücresel aktiviteyi uyardığına ve antiinflamatuvar, vasküler, analjezik gibi çeşitli etkiler ve doku iyileşmesi sağladığına inanılır. Düşük güçteki GaAlAs lazerin servikal dentin hassasiyetinde azalma sağladığı bildirilmiştir. Lazer uygulamalarını florür uygulamaları ile kombine eden ve hassasiyet tedavisinde etkili olduğunu gösteren çalışmalar bulunmaktadır (11, 33, 65,70,125).

2.9.1.10. Dişlerin Beyazlatılması

Günümüzde, vital dişlerin beyazlatılması için işlemin kimyasal sürecini hızlandırmak amacıyla CO₂, Argon, KTP ve diyet lazerler kullanılmaktadır. Lazer kullanılarak diş beyazlatma işlemi 1996 yılında başlamış ve İyon Lazer Teknolojisi kapsamında Argon ve CO₂ lazerlerin kullanımı *American Dental Association* (ADA) tarafından onaylanmıştır (38,156,164,184).

Diş beyazlatma işleminin lazerle yapılmasının amacı, etkili enerji kaynağını kullanarak, yan etki oluşturmayacak şekilde işlemi gerçekleştirebilmektir. Hidrojen peroksitin uyarılması için diğer enerji kaynaklarının kullanımı yerine, lazer enerji kaynaklarının tercih edilmesi daha avantajlıdır (38,156,184). Yapılan araştırmalar, lazerlerin dikkatli kullanımı sonucunda diş dokuları üzerinde hiçbir yan etki oluşmadığını ve hatta lazerlerin fotobiyomodülasyon etkisine bağlı olarak, mine ve diş duyarlılığı üzerinde yararlı etkileri olabileceğini göstermektedir (6).

2.9.1.11. Rezin Polimerizasyonu

Lazerlerle kompozit polimerizasyonu; az zaman gerektirmesi ve derin polimerizasyon sağlaması nedeni ile avantajlıdır. Bu amaçla Argon, Nitrojen ve Helium-Cadmium (He-Cd) lazerler kullanılmaktadır.

1991 de Argon lazerler FDA tarafından onay alarak dişhekimliğinde teşhis ve tanı, koruyucu dişhekimliği, dişlerin beyazlatılması ve kompozit rezin polimerizasyonunda kullanılmaya başlanmıştır (27,94). Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler ışıklı başlatıcı sisteme sahiptirler. Işıklı başlatıcılar mavi görünür bölgedeki 480 nm civarındaki ışığa duyarlıdır. Argon lazerler 480 ve 514.5 nm dalga boyunda monokromatik lazerlerdir. Argon lazerlerle kompozitin polimerizasyonunun yaklaşık 10 sn sürdüğü çalışmalarla gösterilmiştir. Geleneksel ışık kaynakları ile bu süre bazen 40 sn civarında olabilmektedir. Argon lazerle yapılan kompozit polimerizasyonlarının geleneksel yöntemlere göre daha derin olduğu bildirilmiştir (94,183).

Çalışmalar sonucunda kamferokinon içerikli kompozitlerde; lazerle polimerize edildiğinde daha büyük tabaka kompozit rezin kullanılabilme, daha iyi adezyon, daha derin bölgelere ulaşan ve daha kısa sürede polimerizasyon gibi avantajlar olduğu gösterilmiştir. Lazer ışığının rezine homojen

penetrasyonu nedeniyle görünür ışıkla sertleşenlere göre kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesinin azaldığı ve mineye bağlanma kuvvetlerinin arttığı saptanmıştır (27,34,172,183).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Cihazlar

Bu çalışmada kullanılan materyaller ve cihazlar Tablo 3.1 de gösterilmiştir.

Tablo 3.1:Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Cihazlar

Materyal/ Cihaz	Marka	Üretici Firma
Lazer	Er,Cr:YSGG	Biolase Technology Inc (Calif, USA)
Görünür Işık Cihazı	Hilux Expert	Benlioğlu Dental (Ankara, TÜRKİYE)
SEM Cihazı	JSM,6400	Joel Ltd, (Tokyo, JAPAN)
Diş Profil Kesme Makinası	Buehler	Buehler, (Chicago, USA)
Asit	Gluma Asit Jel	Heraus Kulzer (Dormagen,GERMANY)
Adeziv	Gluma Comfort Bond	Heraus Kulzer (Dormagen,GERMANY)
Kompozit Rezin	SOLITAIRE 2	Heraus Kulzer (Dormagen,GERMANY)
Polisaj Seti	Sof-Lex Pop –on Discs	3M Dental Products, (St Paul, USA)

3.1.1.Lazer Cihazı

Çalışmada kullanılan lazer Şekil 3.1 de özellikleri Tablo 3.2 de verilmiştir.



Şekil 3.1:Er,Cr:YSGG Lazer.

Tablo 3.2: Çalışmada Kullanılan Lazerin Özellikleri

Lazer Cihazı	Er,Cr:YSGG Laser, Biolase Technology Inc. June 2000
Model No:	6000700
Seri No	073807
Dalga Boyu	2780 nm
Frekans	20Hz
Atım Enerjisi	0-300mJ
Güç	0.0-6.0 W
Atım Süresi	140-150µs
Kullanılabilen Uçlar	Z2, Z3, Z6, Z4, T4, S75, G, Br

Lazer ünitesinde ısısal zararları önlemek amacı ile hava kompresör tüpü ve gerektiğinde doldurulabilen su deposu bulunmaktadır. Tüm kontroller panel üzerinde basılabilen düğmelerle yapılabilir. Lazerin su ve hava seviyelerine göre belirlenmiş 0.0-6.0 W arasında değişen güç seviyeleri vardır. Bu yumuşak doku, çürük diş yapısı, dentin ve mine için ayarların çabuk ve kolay seçimini sağlar. Lazer cihazı ayak pedalı kullanılarak çalıştırılır. Kabinin üst kısmından çıkan fiberoptik bir kablo lazer enerjisini suyu ve havayı el aletine iletir. El aleti 360 derecelik dönme kabiliyetine sahiptir.

3.1.2. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM' de görüntü, yüksek voltaj ile hızlandırılmış elektronların örnek üzerine odaklanması, bu elektron demetinin örnek yüzeyinde taratılması sırasında elektron ve örnek atomları arasında oluşan çeşitli girişimler sonucunda meydana gelen etkilerin uygun algılayıcılarda toplanması ve sinyal

güçlendiricilerinden geçirildikten sonra bir katot ışınları tüpünün ekranına aktarılmasıyla elde edilir.

Modern sistemlerde bu algılayıcılardan gelen sinyaller dijital sinyallere çevrilip bilgisayar monitörüne verilmektedir. Metal olmayan yalıtkan örneklerin yüzeylerinin iletkenliği sağlayan altın veya karbon ile kaplanması gerekmektedir. Yüksek çözünürlüğe ve kontrasta sahip örnek görüntüsü elde etmek için, incelenen örnekler metal bile olsa yüzeylerine altın kaplama işlemi uygulanmaktadır. Organik örneklerin incelenebilmesi için örneklerin yüksek vakuma dayanıklı olması gerekmektedir. Özellikle organik örnekler kurutulduktan ve altın kaplandıktan sonra düşük voltaj altında incelenebilir (88).

3.1.4. Asit

Çalışmada kullanılan asit (*Gluma Acid Gel*) (Tablo 3.1) mavi renkte ve jel şeklindedir. Asit, 2.5 ml lik şırıngalar içinde bulunmaktadır ve kullanımını kolaylaştırabilmek için, kullanılıp atılabilen uygulama uçları vardır. %20 fosforik asit içerir ve *total etch* tekniği ile uygulanır. Mine yüzeylerinden başlanarak, dentini de içerecek şekilde 20 sn uygulanıp, 20 sn yıkama yapılır.

3.1.5. Adeziv

Çalışmada ışıkla sertleşen, tek şişe adeziv (*Gluma Comfort Bond*) (Tablo 3.1) kullanılmıştır. Primer ve bond tek şişededir. Bondun içeriği metakrilat, etanol ve ışıklı başlatıcılardan oluşmaktadır. Tek kullanımlık minik yuvarlak fırçalarla tüm kavite yüzeyine uygulanır. Kaviteye bir kat uygulandıktan sonra 15 sn beklenip, bir kat daha sürülür, hafifçe hava sıkılıp yayılması sağlanır, daha sonra 20 sn süre ile görünür ışık cihazı ile polimerize edilir.

3.1.6. Kompozit Rezin

Çalışmada kullanılan kompozit (*Solitaire 2*) (Tablo 3.1) ilk kondanse edilebilen kompozit rezin olma özelliğine sahiptir. Yapısında baryum alimino silikat cam bulunur ve yüzeyi aynı kompozisyonda küçük partiküllerle kaplanmıştır. Küçük partiküller ise 0.5-2 µm çapındaki partiküller olarak

yüzeye bağlanmıştır. Bu şekilde daha kaba yüzey özelliğine sahip büyük partiküller elde edilmiş olur. Resinin sertliğini arttırmak için kompozit matriksine daha fazla fonksiyonel monomerler ilave edilmiştir. Solitaire 2 uzun zincirli bir monomerler birleşimidir. UDMA, BIS-GMA, TEG-DMA, tetra functional monomer, stronsiyum florid cam ve silika içerir. Resin matriksi mine ve dentin gibi esneme özelliğine sahiptir. Işıkla sertleşen, radyoopak bir posterior restoratif materyaldir. Uygulama tabakaları 2 mm ve ışıkla polimerizasyon süresi 40 sn dir.

3.1.7. Polisaj Seti

Set kalın grenliden süper ince grenliye kadar, dört farklı aşındırma özelliğine sahip, 9 ve 13 mm genişliğinde iki farklı çapta aliminyum oksitle kaplanmış esnek diskler (*Sof-Lex Pop-on discs*) içermektedir. Aşındırma derecesine göre ve kalın grenliden süper inceye gidecek şekilde renkler koyu turuncu, turuncu, açık turuncu ve sarıdır. Diskler metal mandrene takılarak kullanılır ve kolayca değiştirilir (Tablo 3.1).

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada, çürük ve çatlak içermeyen sağlam 55 adet insan molar dişi kullanılmıştır. Örnekler, kaviteler açılana kadar bakterilerin üremesini engellemek amacı ile + 4 °C de % 10 luk formol solusyonunda bekletilmiş ve daha sonra akan su altında kretuar ile doku artıklarından temizlenmiştir.

Rastgele onarlık beş gruba ayrılan 50 adet dişin mezyal ve distal yüzeylerine, 40 adedinde frez, 60 adedinde lazer kullanılarak 100 adet II. sınıf slot kavite hazırlanmış, aşağıda belirtilen pürüzlendirme işlemleri uygulanarak restore edilmiş ve kenar sızıntısını değerlendirebilmek amacı ile kullanılmıştır.

Grup I: Frez ile preparasyon + asit ile pürüzlendirme (Kontrol Grubu)
(10 örnek)

Grup II: Frez ile preparasyon + lazer ile pürüzlendirme

Grup III: Lazer ile preparasyon + lazer ile pürüzlendirme

Grup IV: Lazer ile preparasyon

Grup V: Lazer ile preparasyon + asit ile pürüzlendirme

Geriye kalan 5 adet diş SEM çalışmasında kullanılmak üzere ayrılmış ve bu örneklerin mezyal yüzeylerinde belirtilen deney gruplarındaki işlemler uygulanmıştır. Ancak I. Gruptaki rneğın asit uygulamadan nceki SEM fotoğrafını da görüntüleyebilmek amacı ile distal yüzeyinde de frezle kavite preparasyonu yapılmıştır.

II. sınıf okluzogingival slot kaviteler, gingival duvarı mine sement sınırının 1 mm altında olmak koşulu ile bukkolingual mesafesi 3 mm, okluzogingival genişliğı yaklaşık 5 mm ve basamak genişliğı 1.5 mm olacak şekilde açılmıştır. Kavite yüzey kenarlarına bizotaj yapılmamıştır. Kavitelerin preparasyonu sırasında kavite derinlikleri işaretli periodontal sondla ölçülerek bütün gruplarda boyutlar eşitlenmeye çalışılmıştır. Tüm kavite preparasyonları aynı kişi tarafından gerçekleştirilmiş ve çalışılan alanın daha iyi görülebilmesi amacıyla X 2.3 büyütücü gözlük (*Carl Zeiss Jena, GmbH, Germany*) kullanılmıştır.

Grup I ve II de kavitelerin hazırlanmasında (şekil 3.2.a), elmas fissür frez (*Diatech 836-0186-ML, Swiss Dental Instruments, SWISS*), hava ve su soğutması eşliğinde kullanılmış, her beş kavite preparasyonundan sonra değıştirilmiştir. Grup III, IV ve V deki kaviteler (şekil 3.2.b), üretici firma nerileri doğrultusunda minede 5 W (250 mJ), dentinde 4 W (200 mJ), 20 Hz, % 85 hava ve % 80 su parametreleri ile cihazın başlığı mine prizmalarına dik olacak şekilde, diş yüzeyinden 2 mm uzakta tutularak fokus moda ve G u kullanılarak Er,Cr:YSGG lazerle hazırlanmıştır.



şekil 3.2 Frezle (a) ve Lazerle (b) Hazırlanan Kaviteler

Grup I (Frez + Asit) ve Grup V (Lazer + Asit) deki kavitelelerin pürüzlendirme işlemlerinde asit üretici firmanın önerileri doğrultusunda kullanılmıştır. Örnekler kurutulduktan sonra asit önce mine duvarlarından başlanarak sonra dentin duvarlarına uygulanmış 20 sn süre beklendikten sonra, 20 sn süre ile yıkanmıştır. Aşırı kurutma sonucu oluşabilecek dentin dehidratasyonundan kaçınabilmek amacı ile ufak nemli bir pamuk pelet dentin üzerine yerleştirildikten sonra mine yüzeylerinin kurutma işlemi hafifçe hava sıkılarak yapılmıştır (*Wet bonding*).

Grup II (Frez + Lazer) ve III (Lazer + Lazer) deki kavitelelerin pürüzlendirme işlemleri Er,Cr:YSGG lazerle üretici firma önerileri doğrultusunda 1 W (50 mJ), 20 Hz, % 65 hava ve % 55 su parametreleri ve G uç kullanarak yapılmıştır. Lazerle pürüzlendirme işlemi sırasında cihazın başlığı diş yüzeyine dik olacak şekilde ve diş yüzeyinden 2 mm uzaklıkta fokus moda tutulmuş ve yaklaşık 30 sn boyunca pürüzlendirilecek yüzey üzerinde gezdirilmiştir.

Grup IV (Lazer) deki kavitelere herhangi bir pürüzlendirme işlemi uygulanmamıştır.

SEM çalışmasında kullanılmak üzere ayrılan kavitelelerin yüzey özelliklerini değerlendirmek amacı ile örnekler, 100 Angstrom (Å) kalınlıkta altın-palladyum ile kaplanmış (Şekil 3.2), Orta Doğu Teknik Üniversitesi (ODTÜ) Metalurji Bölümünde bulunan SEM (JSM, 6400, Tokyo, JAPAN) da X2000 ve X5000 büyütme ile incelenmiştir.



Şekil 3.3 SEM İçin Hazırlanmış Örnekler.

3.3. Restorasyonların Uygulanması

Hazırlanan kavitelere adeziv ve kondanse edilebilen kompozit rezin üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulanmıştır (Tablo 3.1 ve Şekil 3.3).



Şekil 3.4 Çalışmada Kullanılan Materyaller.

Adeziv, kavitelere tek kullanımlık minik yuvarlak fırçalarla bir kat uygulandıktan sonra 15 sn beklenip, bir kat daha sürülmüş, hafifçe hava sıkılarak yayılması sağlandıktan sonra 20 sn süre ile görünür ışık cihazı (Hilux Expert, Benlioğlu Dental, Ankara, TÜRKİYE) ile polimerize edilmiştir.

Çalışmada polimerizasyon derinliğinin etkilenmemesi amacıyla aynı renk kullanılmış, A2 tercih edilmiştir. Kompozit rezinlerin uygulanması

sırasında kavitelere matriks (Auto Matrix, DeTrey GmBH, GERMANY) uygulandıktan sonra oblik tabakalama tekniği kullanılmıştır. İlk tabaka gingival duvara paralel, sonraki tabaka linguale doğru oblik yerleştirilmiş, son tabaka ise okluzal kavitede kalan boşluğu doldurmak için kullanılmıştır. Her tabakaya 40 sn ışık uygulanmış, matriksin çıkarılmasından sonra 20 sn ilave polimerizasyon yapılmıştır. Tüm restorasyonların bitirme ve polisaj işlemleri su altında uca doğru incelen formda elmas bitirme frezleri (Diatech 858-012-Swiss Dental Instruments, SWISS) ve ince ve süper ince kalınlıktaki aliminyum oksit kaplı diskler (Tablo 3.1) kullanılarak üretici firmanın önerileri doğrultusunda yapılmış ve her 5 uygulamada bir disk yenilenmiştir.

Restorasyonu tamamlanan tüm örnekler, 37 °C de distile su içerisinde 24 saat süre ile bekletilmiştir. Tüm örnekler 5-55 °C arasında 500 kez ısı değişim işlemi uygulanmıştır. Örnekler her ısı banyosunda 1 dk süre ile bekletilmiştir. Sıcak ve soğuk daldırmalar arası bekleme süresi 20 sn olarak uygulanmıştır.

Örneklerin kök uçları boya geçişini engellemek için kompozit rezin ile tikanıp, restorasyonun etrafındaki 1 mm lik alan dışında kalan bölgeler iki kat tırnak cilası ile kaplanmıştır (Şekil 3.4).



Şekil 3.5 Tırnak Cilası İle Kaplanmış Diş

Bütün gruplar etüvde 37°C de % 0.5 lik bazik fuksin solusyonunda 24 saat süre ile bekletilmiştir (Şekil.3.5). Bu sürenin sonunda örnekler akan su altında yıkanmıştır.



Şekil 3.6 % 0.5 lik Bazik Fuksin Solusyonuna Yerleştirilmiş Örnekler.

Örnekler, diş dokusu ve restorasyon ara yüzü kenar sızıntısı olgusu açısından değerlendirilmek üzere Maden Tetkik ve Arama (MTA) Genel Müdürlüğü'nde diş profil kesme makinesinde (Buehler, Chicao,USA) yavaş dönen elmas diskle su soğutması altında kesilmiştir. Her diş önce bukkolingual olarak ikiye bölünmüş, mezyal ve distal iki yarı elde edilmiştir. Daha sonra her yarı restorasyonların ortasından geçecek şekilde, mezio-distal yönde longitüdinale olarak ikiye ayrılarak, her parça ayrı ayrı değerlendirilmek üzere 200 arayüz elde edilmiştir.

3.4. Sızıntı Derecelendirme Sistemi

Elde edilen kesitlerin fotoğrafları (Nikon, COOLPIX 4300, JAPAN) çekilmiş ve bilgisayarda X 10 büyütmede, restorasyonların okluzal ve gingival duvarlarında oluşan sızıntı Delfino ve Duarte (42) 'nin kullandığı derecelendirme sistemine göre iki ayrı araştırmacı tarafından çift kör yöntemi ile değerlendirilerek kaydedilmiştir.

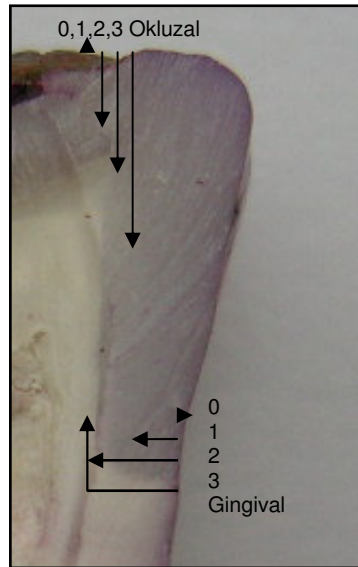
Okluzal Bölgede

0=Sızıntı yok

- 1= Mine sınırları içinde kalan sızıntı.
- 2= Mine dentin sınırını aşan sızıntı.
- 3= Pulpaya doğru devam eden sızıntı.

Gingival Bölgede

- 0=Sızıntı yok.
 - 1= Gingival duvarın yarısına kadar devam eden sızıntı.
 - 2= Gingival duvarın yarısını aşan sızıntı.
 - 3= Gingival ve aksiyal duvarı içeren pulpaya doğru devam eden sızıntı
- (Şekil 3.7) .



Şekil 3.7 Sızıntı Dereceleri

Elde edilen veriler bilgisayara kaydedilmiş ve grupların karşılaştırmasında Pearson Chi-Square ve Fisher's Exact testi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Analizler SPSS10.0 windows paket programı kullanılarak yapılmıştır.

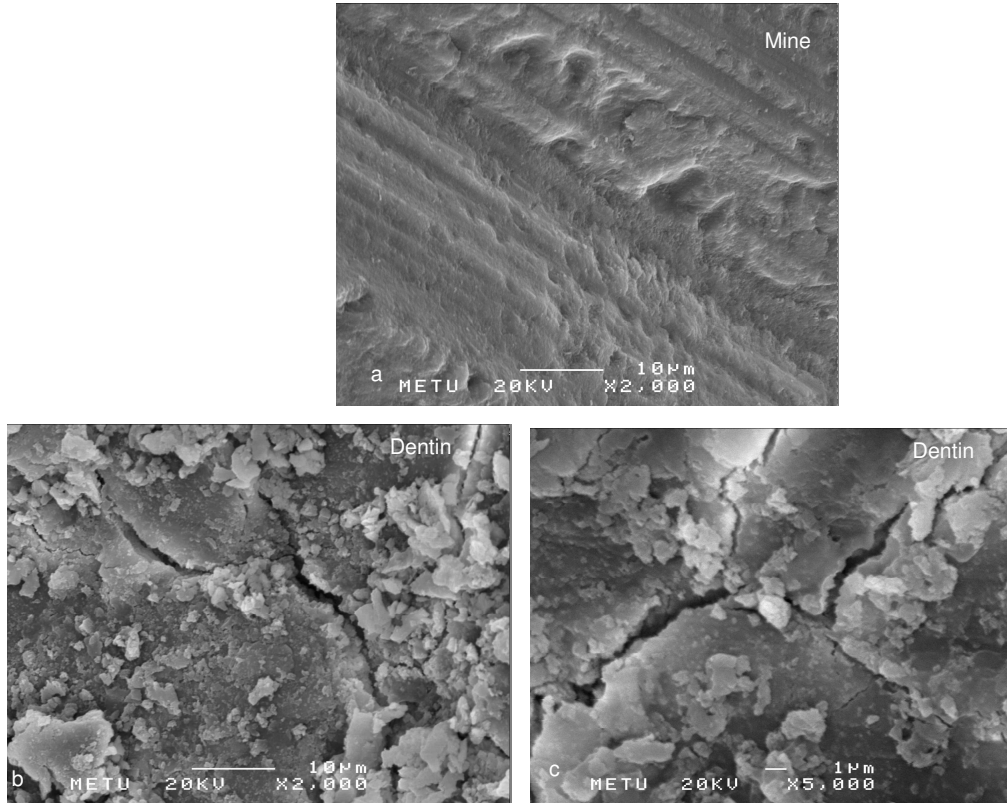
4. BULGULAR

4.1. SEM Değerlendirmeleri

Frezle hazırlanan kavitelerin asit uygulanmadan önce, mine ve dentin yüzeylerinden elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.1. a, b ve c ' de verilmiştir.

Mine yüzeyinin smear tabakası ile kaplı olduğu görülmekte ve birbirine paralel frez izlerinin varlığı dikkati çekmektedir (Şekil 4.1.a).

Dentin yüzeyinin tamamen smear tabakası ile kaplı olduğu ve geniş çatlakların yer aldığı gözlenmektedir. Çatlakların uzunluğu 10-20 μ arasında değişmektedir (Şekil 4.1. b ve c).

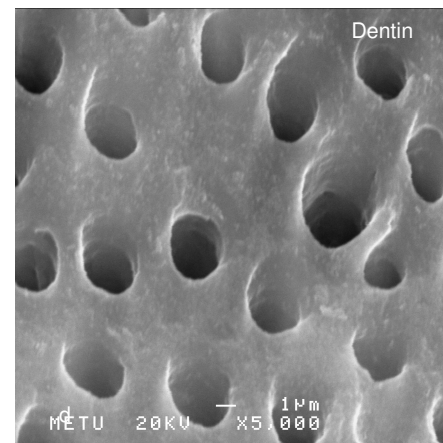
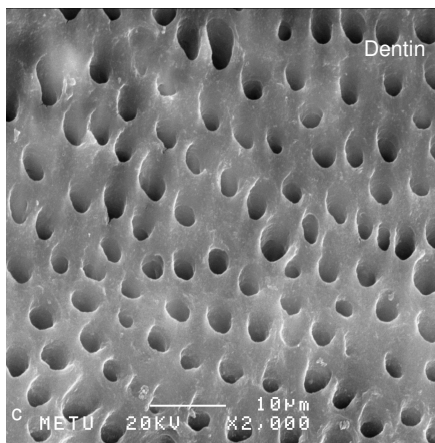
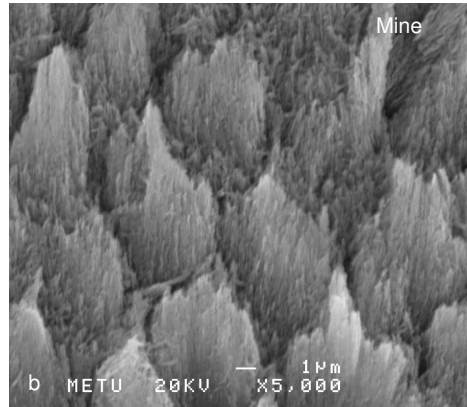
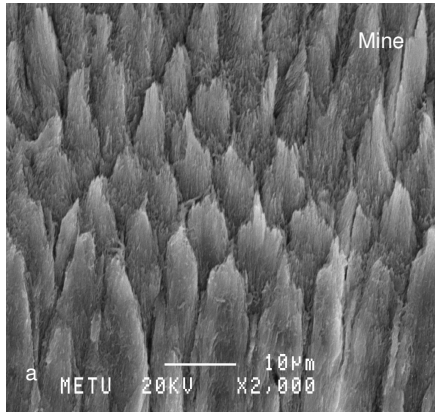


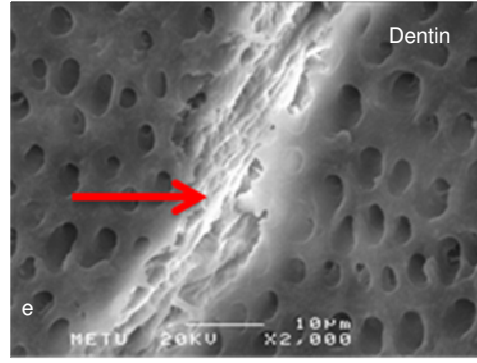
Şekil 4.1. Frezle Hazırlanan Kavitenin Asit Uygulanmadan Önceki SEM Fotoğrafları: Mine;X2000 (a), Dentin;X2000 (b), X5000 (c),

Grup I: Frezle hazırlanan kavitelerin asit uygulandıktan sonra mine ve dentin yüzeylerinden elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.2 a, b, c, d, e de verilmiştir.

Mine yüzeyinde prizmaların öncelikle çeperlerinin etkilendiği, kaldırım taşı (Tip II) tarzı pürüzlenme gözlenmektedir (Şekil 4.2.a ve b) Yüzey asit uygulanmadan önceki mine görüntüsüne (Şekil 4.1.a) oranla oldukça retantif ve pürüzlüdür. Yüzeyde tutuculuğu arttıracak fırçamsı mikro girinti çıkıntılar dikkati çekmektedir. Smear tabakası ortadan kalkmıştır (Şekil 4.2.b).

Dentin yüzeyinden elde edilen SEM görüntüsünde ise smear tabakasının tamamen ortadan kalktığı, peritübüler dentinin yok olduğu, dentin tübül ağzlarının açıldığı, kalsifiye matriksin demineralize olduğu gözlenmektedir (Şekil 4.2. c ve d). Bazı alanlarda frez preparasyonlarından kaynaklandığı düşünülen geniş çatlakların varlığı dikkati çekmektedir (Şekil 4.2.e).



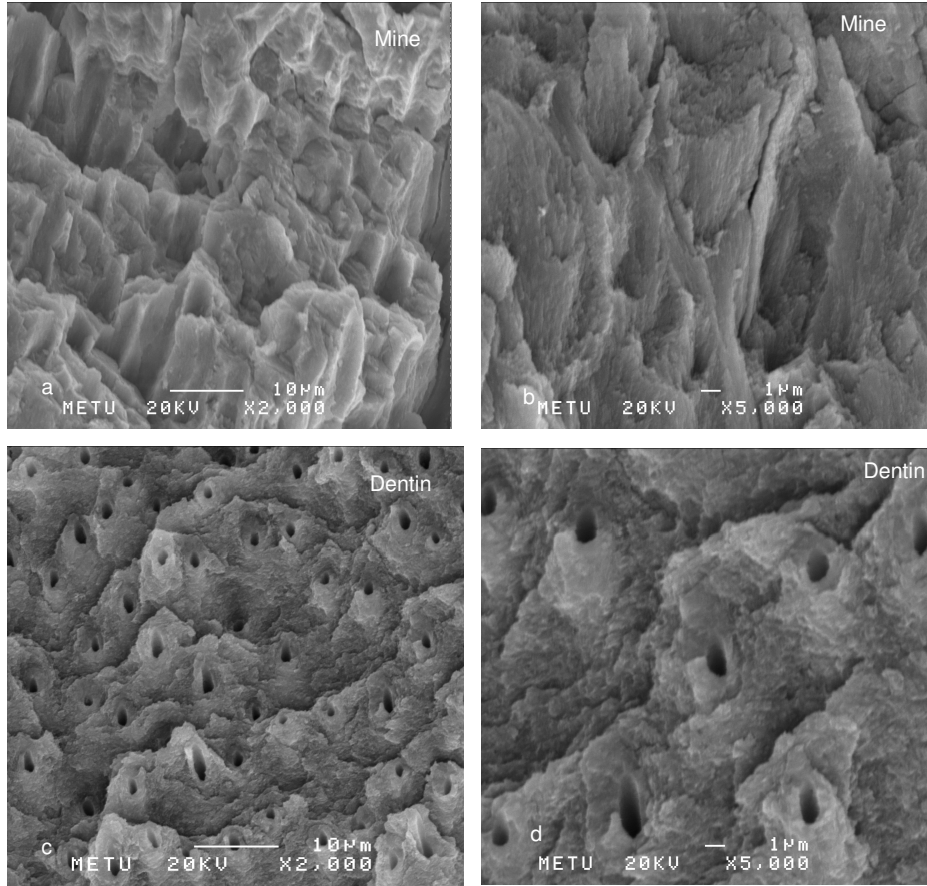


Şekil 4.2. Frezle Hazırlanıp Asitle Pürüzlendirilen Kavitenin SEM Fotoğrafları: Mine; X2000 (a), X5000 (b), Dentin; X2000 (c), X5000 (d), X2000 (e)

Grup II: Frezle hazırlanıp, lazer ile pürüzlendirilen kavitelerin mine ve dentin yüzeylerinden elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.3.a,b,c,d de verilmiştir.

Mine yüzeyinden elde edilen SEM görüntüsünde (Şekil 4.3.a) mine yüzeyinin açık ve temiz olduğu, smear tabakasının bulunmadığı gözlenmektedir. Mine prizmaları lazerin ablasyon özelliğine uygun şekilde kırılmış ancak atımların etkisi ile girintili çıkıntılı, krater tarzı bir yüzey oluşmuştur (Şekil.4.3.b). Girinti çıkıntıların boyları Grup III (lazer + lazer) örneklerden daha kısadır. Frezle preparasyon yapılan, asit uygulanmamış yüzeye göre daha kaba girinti ve çıkıntılara sahip olduğu ancak Şekil 4.2.b deki daha fazla retansiyon oluşturabilecek kaldırım taşı görünümünün (Şekil 4.3.b) olmadığı gözlenmektedir.

Dentinde yüzeyel düzensizlikler ve basamak tarzı katlı yüzey gözlenmektedir. Tübül ağzlarının genişliği Grup I deki dentin yüzeyindeki tübül ağzlarından dardır. Açık tübül ağzı sayısının Grup I den daha az miktarda olduğu saptanmıştır. Smear tabakası görülmemektedir. Ani ısınmaya ve su buharlaşmasına bağlı yanma odaklarına veya erimeye rastlanmamıştır (Şekil 4.3.c ve d). Peritübüler dentine göre daha az mineral içeriği bulunan intertübüler dentin lazer atımlarından daha çok etkilenmiş ve daha fazla ablasyona uğramıştır. Bunun sonucunda peritübüler dentin daha belirgin olarak olarak görülmektedir.



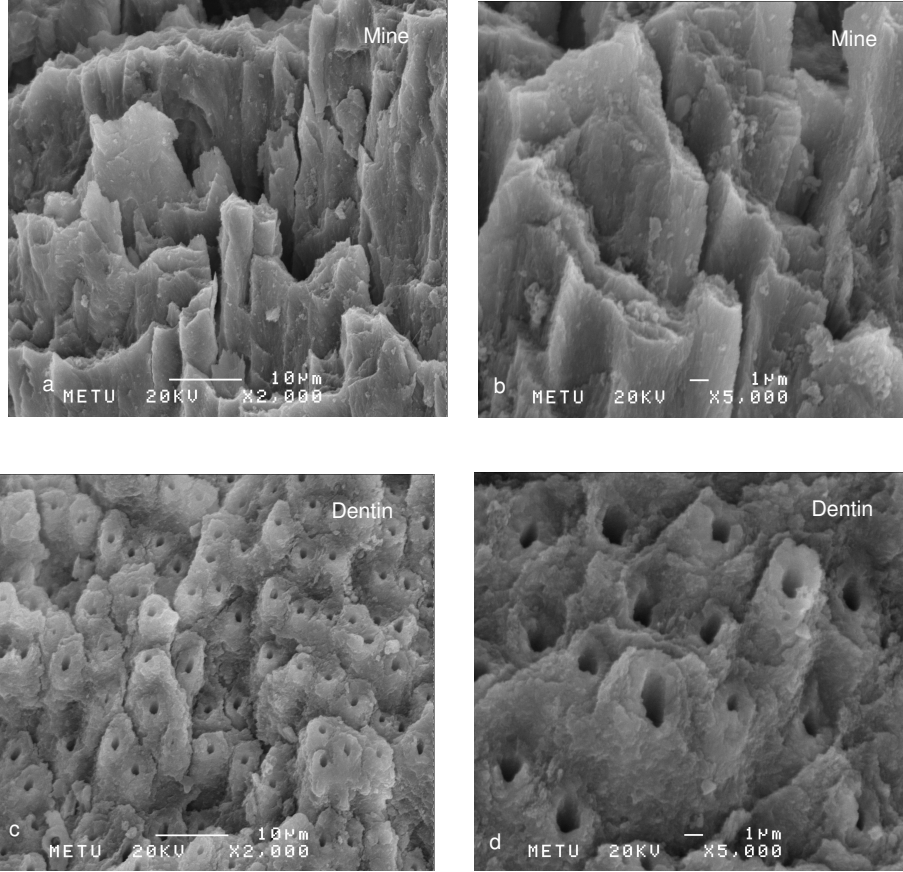
Şekil 4.3. Frezle Hazırlanıp Lazerle Pürüzlendirilen Kavitenin SEM Fotoğrafları: Mine; X2000 (a), X5000 (b), Dentin; X2000 (c), X5000 (d),

Grup III: Lazerle hazırlanıp, lazer ile pürüzlendirilen kavitelerin mine ve dentin yüzeylerinden elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.4.a, b, c, d de verilmiştir.

Mine yüzeyinden elde edilen SEM görüntüsünde mine prizmalarının belirgin olduğu, Grup II de olduğu gibi prizmaların farklı yerlerden kırıldığı, girintili çıkıntılı krater tarzı bir yüzey oluştuğu gözlenmektedir. (Şekil 4.4.a). Mikrokraterler arasında mine prizmaları belirgindir. Smear tabakası görülmemektedir (Şekil 4.4.b).

Dentin yüzeyinde düzensiz, parmaklı girinti çıkıntılar görülmektedir (Şekil 4.4.c). Grup I kavitelerinin dentin yüzeyine göre daha dar tübül ağızları dikkati çekmektedir. Tübül ağızlarının genişliği az ancak sayıları Grup II

kavitelelerinin dentin yüzeyine oranla daha fazladır. Peritübüler dentin intertübüler dentinden daha belirgindir. Smear tabakası tamamen ortadan kalkmıştır. Küçük yanma odaklarına veya erimeye rastlanmamıştır (Şekil 4.4.d).



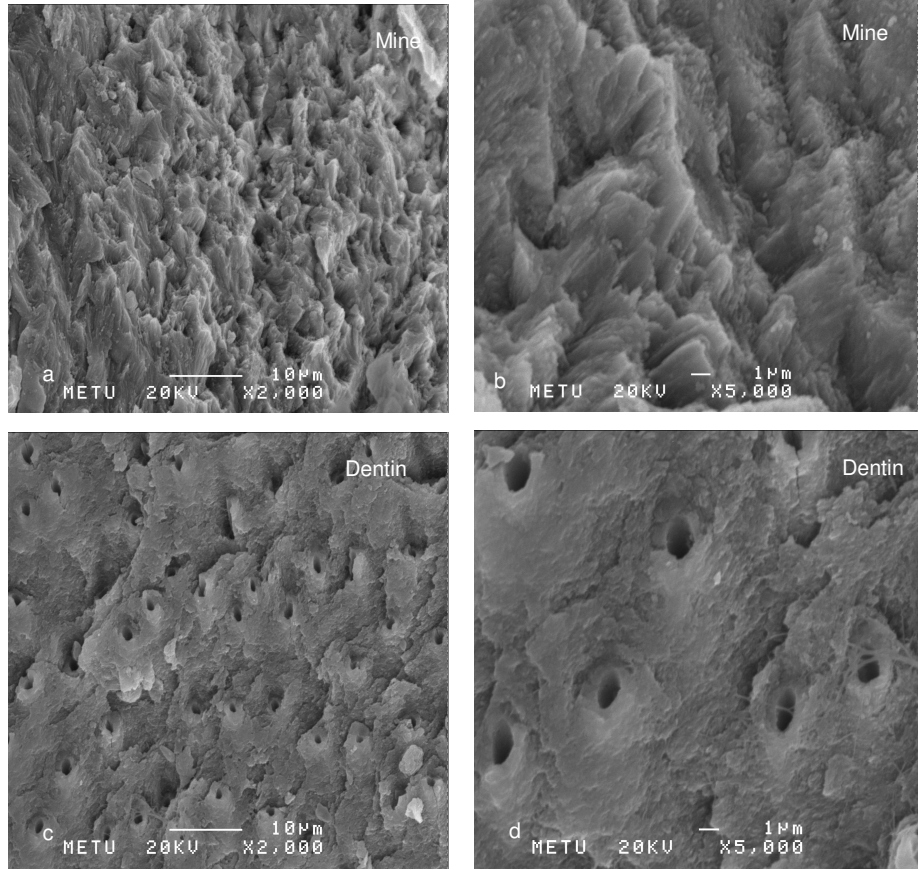
Şekil 4.4. Lazerle Hazırlanıp Lazerle Pürüzlendirilen Kavitenin SEM Fotoğrafları: Mine; X2000 (a), X5000 (b), Dentin; X2000 (c), X5000 (d)

Grup IV: Lazerle hazırlanıp, pürüzlendirme işlemi uygulanmayan kavitelelerin mine ve dentin yüzeylerinden elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.5.a, b, c, d de verilmiştir.

Mine yüzeyinden elde edilen SEM görüntüsünde belirgin girinti çıkıntılar, mikrokaterler dikkati çekmektedir (Şekil 4.5.a). Daha büyük SEM görüntülerinde mine prizmalarının belirgin yapısı ve Grup III e oranla daha kısa girinti çıkıntılar dikkati çekmektedir (Şekil 4.5.b).

Dentin yüzeyinde açık tübül ağızları ve balıksırtı sivrilikler görülmektedir. Katlı, basamak tarzı görünüm Grup III teki görüntüye nazaran

daha az belirgindir. Dentinde çatlak oluşmaması dikkati çekmektedir. Bazı alanlarda peritübüler dentinin korunduğu gözlenmektedir ve peritübüler dentin intertübüler dentinden daha belirgindir. Smear tabakası tamamen ortadan kalkmıştır. Küçük yanma odaklarına veya erimeye rastlanmamıştır (Şekil 4.5.c ve d).

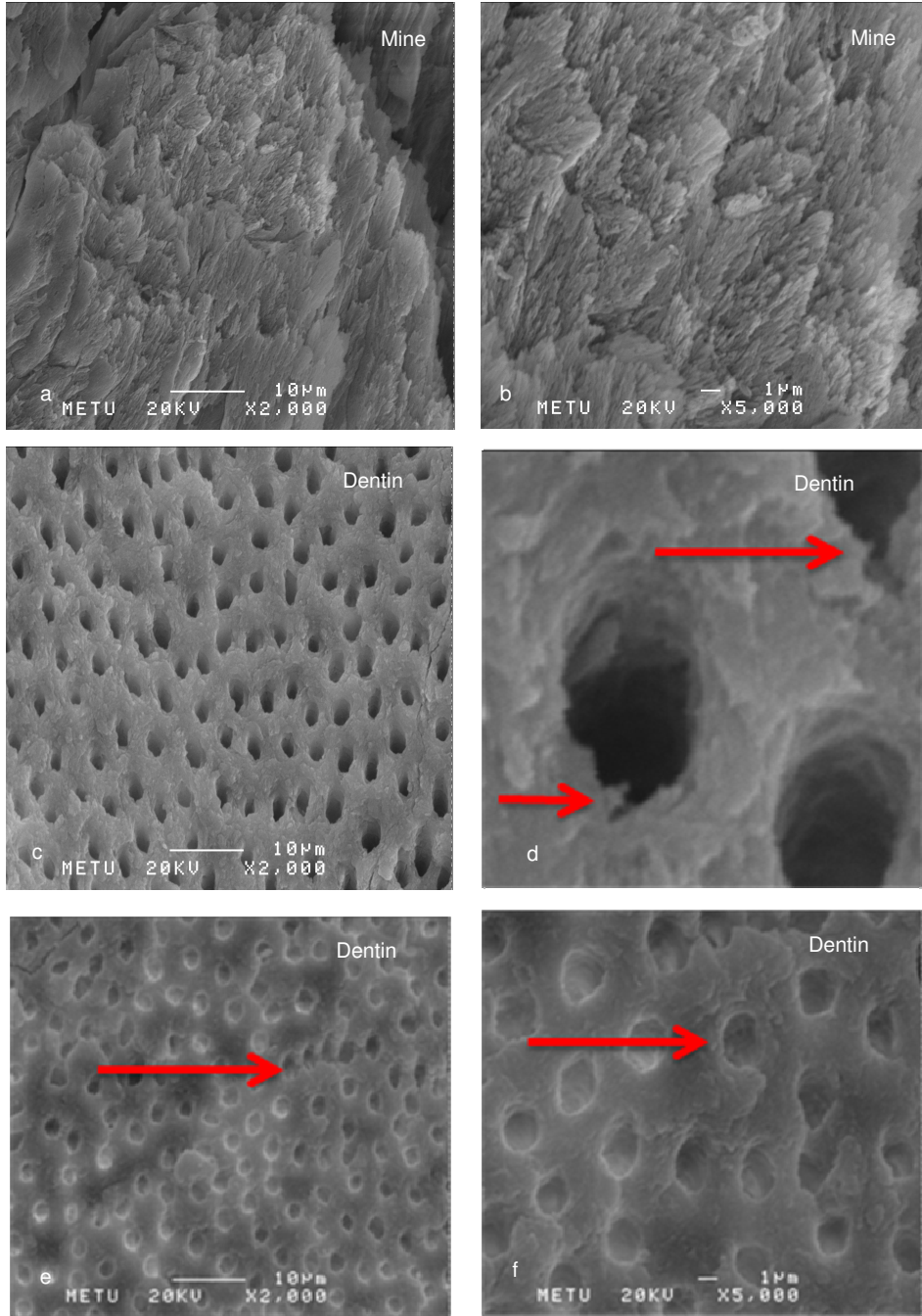


Şekil 4.5. Lazerle Hazırlanan Kavitenin SEM Fotoğrafları: Mine; X2000 (a), X5000 (b), Dentin; X2000 (c), X5000 (d),

Grup V: Lazerle hazırlanıp, asit ile pürüzlendirilen kavitelerin mine ve dentin yüzeylerinden elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.6.a, b, c, d, e ve f de verilmiştir.

Mine yüzeyinden elde edilen SEM görüntüsünde kaba girinti çıkıntılarının daha az belirgin hale geldiği, ancak asit uygulandığı için mikro girinti çıkıntılarının arttığı dikkati çekmektedir (Şekil 4.6.a). Frezle prepare edilip asitle pürüzlendirilen yüzeye benzer formda retantif mikro girinti çıkıntılar gözlenmektedir (Şekil 4.6.b).

Dentinde girinti çıkıntılarının yuvarlaklaştığı, silikleştiği frezle prepare edilip asitle pürüzlendirilen yüzeye göre daha az retantif yüzey olduğu gözlenmektedir. Grup II, III ve IV de gözlenen peritübüler dentindeki belirginlik bu grupta gözlenmemektedir. Smear tabakası tamamen ortadan kalkmıştır (Şekil 4.6.c). Küçük yanma odaklarına veya erimeye rastlanmamıştır. Bu grup kavitelerin dentin tübül ağzında belirgin çatlaklar gözlenmektedir. Şekil 4.6.d de çatlakların daha yakın görüntüsü yer almaktadır. Bu çatlakların bazen 3-4 dentin tübül ağzını birden etkileyerek dizi şeklinde deformiteye neden olduğu görülmektedir (Şekil 4.6.e). Bazı alanlarda dentin tübül ağzları açıkken bazı alanlarda kapalı olduğu gözlenmektedir (Şekil 4.6.f).



Şekil 4.6. Lazerle Hazırlanıp Asitle Pürüzlendirilen Kavitenin SEM Fotoğrafları:
Mine; X2000 (a), X5000 (b), Dentin; X2000 (c), X5000 (d), X2000 (e), X5000 (f)

4.2. Sızıntının Değerlendirilmesi

Restorasyonların okluzal ve gingival bölgelerinde belirlenen boya sızıntı derecelerinin sayı, yüzde ve Pearson Chi-Square değerleri Tablo 4.2 de gösterilmiştir.

Tablo 4.2 Grupların Sızıntı Derecelerinin Sayı, Yüzde ve Pearson Chi-Square değerleri, a: okluzal, b: gingival

Gruplar	Boya Sızıntı Derecesi Sayı (%)				Pearson Chi-Square
	0	1	2	3	
<i>GrupI</i> a	35 (%87,5)	5 (%12,5)	-	-	3.660
b	28 (%70,0)	12 (%30,0)	-	-	
<i>GrupII</i> a	24 (%60)	16 (%40)	-	-	3.810
b	32 (%80)	8 (%20)	-	-	
<i>GrupIII</i> a	31 (%77.5)	9 (%22.5)	-	-	1.119
b	29 (%72.5)	10 (%25)	-	1 (%2.5)	
<i>GrupIV</i> a	36 (%90)	4 (%10)	-	-	0.125
b	35 (%87.5)	5 (%12.5)	-	-	
<i>Grup V</i> a	35 (%87.5)	5 (%12.5)	-	-	56.43
b	2 (%5)	20 (%50)	8 (%20)	10 (%25)	

Grupların sızıntı dereceleri Pearson Chi-Square testi ile karşılaştırılmış, elde edilen değer, 5 den küçük frekansın bulunduğu nXn çapraz tablolarda hücre sayısı, toplam hücre sayısının % 20 sinden fazla olduğu için, Chi-Square sonucu kullanılamamış ve Fisher Exact test ile karşılaştırılmıştır. Grupların kenar sızıntısı açısından ikişerli olarak birbirleri ile ve okluzal bölgeleriyle gingival bölgelerinin karşılaştırılması sonucu elde edilen p değerleri Tablo 4.3 de görülmektedir.

Tablo 4.3 Tüm Grupların Belirlenen Sızıntı Derecelerinin Farklılığının İstatistiksel Olarak Karşılaştırılması, a: okluzal, b: gingival

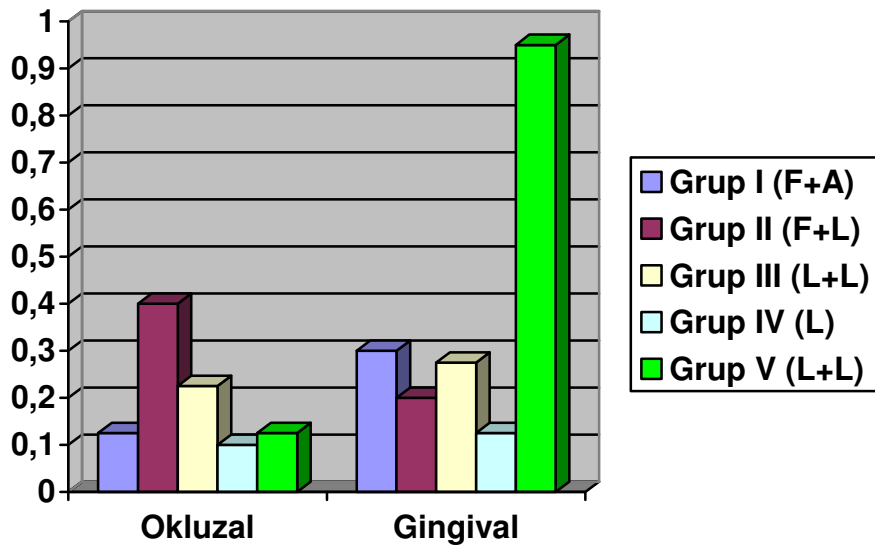
	Grup I		Grup II		Grup III		Grup IV		Grup V	
	a	b	a	b	a	b	a	b	a	b
Grup I	a	Ø	p>0.05	p<0.05 *	Ø	p>0.05*	Ø	p>0.05*	Ø	p>0.05*
	b	p>0.05	Ø	p>0.05*	Ø	p>0.05*	Ø	p>0.05*	Ø	p<0.05*
Grup II	a	p<0.05	Ø	p>0.05*	p>0.05*	Ø	P<0.05*	Ø	p<0.05*	Ø
	b	Ø	p>0.05	Ø	Ø	p>0.05*	Ø	p>0.05*	Ø	p<0.05*
Grup III	a	p>0.05	Ø	p>0.05	Ø	p>0.05*	p>0.05*	Ø	p>0.05*	Ø
	b	Ø	p>0.05	p>0.05	p>0.05	Ø	Ø	p>0.05*	Ø	p<0.05
Grup IV	a	p>0.05	Ø	P<0.05	>0.05	Ø	Ø	p>0.05*	p>0.05*	Ø
	b	Ø	P>0.05	Ø	Ø	p>0.05	p>0.05	Ø	Ø	p<0.05*
Grup V	a	p>0.05	Ø	p<0.05	>0.05	Ø	p>0.05	Ø	Ø	p<0.05*
	b	Ø	p<0.05	p<0.05	Ø	p<0.05	Ø	p<0.05	p<0.05	Ø

*Pearson Chi Square, ° Fisher's Exact

Gruplar ikiyeşerli olarak karşılaştırıldığında okluzal bölgelerde meydana gelen sızıntılar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.003$). Okluzal bölgelerde sadece 0 (% 80.5) ve 1. (% 19.5) dereceden sızıntıya rastlanmıştır. 0 sızıntı derecesine en fazla Grup IV de rastlanmıştır ve bu gruptaki örneklerin % 90 nını oluşturmaktadır. 1. dereceden sızıntıya en fazla Grup II de rastlanmıştır ve bu gruptaki örneklerin % 40 ını oluşturmaktadır. Okluzal bölgedeki farklılığın hangi gruptan kaynaklandığı araştırıldığında; Grup II ile Grup I, IV ve V arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu ($p<0.05$), diğer gruplar arasında farklılığın anlamlı olmadığı belirlenmiştir ($p>0.05$). Grupların gingival bölgelerinde meydana gelen sızıntılar arasındaki fark ta istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0.000$). Gingivallerde 0 (% 63), 1.(% 27.5), 2.(% 4), ve 3.(% 5.5) dereceden sızıntı kaydedilmiştir. En fazla 0 sızıntı derecesine % 87.5 Grup IV de, 1. dereceden sızıntıya % 50 Grup V de, 2. dereceden sızıntıya % 20 Grup V de ve 3. dereceden sızıntıya % 10 Grup V de rastlanmıştır. Gingival bölgedeki farklılığın hangi gruptan kaynaklandığı araştırıldığında; Grup V ile tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın olduğu ($p<0.05$) diğer gruplar arasında farklılığın anlamlı olmadığı ($p>0.05$) belirlenmiştir.

Restorasyonların okluzal ve gingival bölgelerdeki sızıntı dereceleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p=0.000$). Her bir grubun kendi içinde okluzal ve gingival bölgedeki sızıntı dereceleri karşılaştırıldığında; Grup V te gingival bölgede gözlenen sızıntı okluzal bölgeye göre daha fazladır ve bu fazlalık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). İlk dört grup için okluzal ve gingival bölgeler arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.2).

Grupların okluzal ve gingival bölgelerde belirlenen boya sızıntı derecelerinin ortalamalarına ait grafik Şekil 4.7 da gösterilmektedir.



Şekil 4.7 Okluzal ve Gingival Bölgelerde Belirlenen Boya Sızıntı Derecelerinin Ortalamaları

5. TARTIŞMA

Çürük, kırık veya aşınma gibi nedenlerle diş sert dokularında meydana gelen madde kaybını yerine koymak için ideal materyal ve yöntemi belirleme konularında yapılan çalışmalar sürmektedir. Yaklaşık 150 yıldır restorasyon materyali olarak kullanılan amalgam alaşımlarının diş dokularına kimyasal olarak bağlanamaması ve uygulanabilmeleri için belli kavite prensipleri gerektirmeleri nedeniyle diş dokularında aşırı madde kaybına sebep olmaları, diş dokularından farklı genleşme ve büzülme katsayıları, kenar kırıklarının sıklıkla görülmesi ve restorasyon bütünlüğünün bozulması, dişlerin zayıflamış kasplarını destekleyememeleri, diş dokuları ile estetik uyumsuzlukları, dişte kalıcı renk değişikliğine neden olmaları, ağızda galvanik akıma yol açabilmeleri, içeriğindeki civa nedeniyle hasta, hekim ve çevre açısından potansiyel toksisite riski yaratmaları gibi dezavantajları nedeniyle dişhekimliğinde alternatif restoratif materyal arayışları başlamıştır. Adeziv dişhekimliğinin en önemli gelişmeleri Buonocore (28)'un asit ile pürüzlendirme tekniğini bulması, Bowen (26) tarafından kompozit rezinlerin geliştirilmesi, Fusayama ve diğ. (62)'nin vital dentin dokusuna yüzey düzenleyicisi olarak asit kullanılmasını önermeleri ve Nakabayashi ve diğ. (124)'nin hibrit tabaka kavramını açıklamalarıdır.

Bu kavramların açıklanması ile birlikte kompozit rezin restorasyonlar dişhekimliği pratiğinde sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Ancak bu tip restorasyonlarda zamanla diş dokuları ile restorasyon arası boşluktan ağız sıvısı, iyon, mikroorganizma geçişine bağlı renklenmeler, sekonder çürükler, postoperatif ağrılar, diş kaybına varabilecek pulpal enfeksiyonlar olabildiği gözlenmiştir (2,18,69). Bu olumsuzluklar karşısında estetik restorasyonlarda mükemmelliği sağlamaya yönelik arayışlar başlamıştır. Uzun ömürlülüğü sağlamak amacıyla yapılan çalışmalardan sızıntı araştırmaları, bunun için önem taşımaktadır. Araştırmacılar, farklı kavite preparasyon teknikleri, kavite preparasyonu için kullanılan aletler, restoratif materyaller, adeziv ve pürüzlendirme ajanları, asit uygulama süreleri, polimerizasyon kaynakları ve süreleri, yerleştirme şekilleri ve metodları, ortam değişiklikleri (ısı-nem) gibi

faktörlerin kenar sızıntısı üzerine etkilerini incelemişlerdir (39,94,195,196,199).

Bir materyalin veya yöntemin uzun dönem başarısını kanıtlayabilmek için en etkili yöntem klinik çalışmalardır. Ancak *in vitro* çalışmalar, klinik çalışmalara öncülük ettikleri için önem taşımaktadırlar. Pek çok araştırmacı yaptıkları *in vitro* çalışmalarla kompozitlerin performanslarını arttırmaya yönelik faktörleri araştırmışlardır (2,7,84,89,94).

Preparasyon sırasında frezin dişe sürtünmesi ve vibrasyon nedeniyle dişte ısı artışı ve basınç meydana gelir. Bunlar pulpada ısınma ve hücresel değişikliklere yol açabildiği gibi ağrı oluşturur (95,120,155). Yapılan pek çok çalışmada frezle preparasyon sırasında hastada, dişte oluşan baskı ve sestten dolayı rahatsızlık hissi meydana gelebileceği bildirilmiştir (168). Bunlara ek olarak; yapılan SEM çalışmaları frezle preparasyon sırasında, dişte mikro çatlaklar ve smear tabakasının oluştuğunu göstermiştir (30, 114,120). Ayrıca, frezle preparasyon sırasında gereğinden fazla sağlam doku kaldırılması söz konusu olabilir. Ağız ortamında pek çok mikroorganizma bulunur. Kavite preparasyonu sırasında çürüğün uzaklaştırmasından sonra bile kavite içerisinde mikroorganizma varlığı çeşitli araştırmalarda gösterilmiştir. Yüzeyden daha derinde bulunan mikroorganizmaların yüzeyel dezenfektanlarca uzaklaştırılması mümkün değildir (100,115,153).

Son yıllarda araştırmalar bu olumsuzlukları taşımayan yeni kavite preparasyon yöntemleri üzerinde yoğunlaşmıştır. Frezle preparasyona alternatif olarak sono-abraziv, air-abrazyon ve lazerle preparasyon yöntemleri geliştirilmiştir (120,142,144,200).

Frezle preparasyon sonrası dentin yüzeyinde oluşan smear tabakasının adeziv restorasyonların dişe bağlanmasında ve sızıntıda önemli bir rol oynadığı bilinmektedir. Bu nedenle smear tabakasının oluşumuna sebep olan çeşitli preparasyon ve pürüzlendirme yöntemlerine yönelik çalışmalar sürmektedir. Yapılan pek çok çalışmada preparasyon sırasında, frezlerle kalın ve kompakt sono-abrazivlerle ince fakat düzensiz kalınlıkta smear tabakası oluştuğu, lazerle smear tabakasının oluşmadığı

gösterilmiştir. Erbiyum lazerlerle hazırlanan preparasyon veya pürüzlendirme yüzeylerinin morfolojik yapıları pek çok araştırmacının ilgisini çekmiş, mikroskopik ve makroskopik yöntemlerle incelenmiştir (5,22,30,43,44,193)

Lin ve diğ. (110) Er,Cr:YSGG (*Biolase, USA*) lazer kullanarak yaptıkları SEM çalışmasında lazerin (6 W, 20 Hz, hava su eşliğinde) ve frezin minede preparasyon etkisini incelemiş ve asit uygulanmadan önce frezle preparasyon yapılan yüzeyde smear tabakası bulunduğunu, minenin prizmatik yapısının açık ve net olarak görülemediğini, lazerle prepare edilmiş yüzeyin ise temiz görüldüğünü, smear tabakası bulunmadığını ve preparasyon yapılan yüzeyde prizmatik bir yapı oluştuğunu belirtmişlerdir.

Freitas ve diğ. (61) frezle veya Er:YAG (*KaVo Key III, Germany*) lazerle değişik parametrelerle (160 mJ, 15 Hz, 180 mJ, 15 Hz) prepare edilen kaviterlerin mine yüzey özelliklerini SEM de incelemişlerdir. Her iki enerji seviyesiyle yapılan uygulamada da transvers mine prizmalarının ortaya çıktığı, yanma erime gibi ısıya bağlı bir değişiklik görülmediğini, interprizmatik yapıda cam tarzı bir görünüm oluştuğunu bildirmişlerdir.

Delme ve diğ. (43) Er:YAG (*Fidelis Plus, Slovenia*) lazerle (400 mJ, 12 Hz, hava su eşliğinde) ve frezle hazırladıkları kavitelere lazerle (100 mJ, 10 Hz) ve asitle pürüzlendirme yapmış; mine ve dentin yüzeylerinde oluşan morfolojik değişiklikleri SEM de incelemişlerdir. Lazer preparasyonu yapılan mine yüzeyinde anahtar tarzı görünüm, lazer preparasyonu sonrası lazer pürüzlendirmesi uygulanan yüzeyde, sivri kenarları yuvarlaklaşmış anahtar tarzı görünüm, lazer preparasyonu sonrası asit pürüzlendirmesi uygulanan grupta, sadece lazer preparasyonu uygulanan gruptan daha fazla retantif girinti çıkıntıların bulunduğunu bildirmişlerdir. Lazer (300 mJ dentinde, 12 Hz, hava su eşliğinde) uygulanmış dentin yüzeyine asitle pürüzlendirme yapıldığında; yüzeyin yuvarlaklaşması ve girinti çıkıntıların azalması nedeniyle sızıntının artmış olabileceğini belirtmişlerdir.

Olivi ve Genovese (128) farklı Er:YAG lazerler (*KaVo Key III, Germany* ve *Hoya, USA*) in minedeki preparasyon ve pürüzlendirme etkilerini araştırmak için yaptıkları SEM çalışmalarında, her iki lazerin katlı, mikro girinti-çıkıntılı yapı oluşturduğunu, bazı bölgelerde ısının etkisi ile prizma

görünümünün bozulduğunu, bazı bölgelerde ise lazer preparasyonunun bir göstergesi olarak sivri prizmatik yapının ortaya çıktığını, pürüzlendirme etkisinin ise; asitle yapılan pürüzlendirmeye benzediğini, yüzeyde smear tabakası, erime veya yanmaya rastlanmadığını bildirmişlerdir.

Hossain ve diğ. (83) Er:YAG (*KaVo Key, Germany*) lazer kullanarak yaptıkları *in vitro* çalışmalarında farklı parametreler (100, 200, 300, 400 mJ, 2 Hz) ile su eşliğinde veya su kullanılmadan çalışılmanın mine yüzeyinde oluşturduğu morfoljik değişiklikleri SEM ile incelemişlerdir. Çalışmalarının sonunda su eşliğinde çalışıldığında yalnızca 400 mJ enerji seviyesinde hafif bir erime etkisi görüldüğü ve mine prizmalarının belirgin izlendiğini, su kullanmadan yapılan uygulamalarda ise özellikle yüksek enerji seviyesinde mine prizmalarının orjinal yapısının bozulduğu ve net olarak mine prizmalarının görülemediğini bildirmişlerdir.

Stock ve diğ (162). yaptıkları *in vitro* çalışmada ise Er:YAG (*Key II, Germany*) ve Er,Cr:YSGG (*Biolase, USA*) lazerin minede ablasyon (300 mJ, 5 Hz, hava su eşliğinde) etkisini SEM ile incelemiş ve her iki lazer içinde minede krater oluşumu ve ısıya bağlı erime odakları oluştuğunu, dentinde ise krater tarzı, katlı yüzey görünümü belirlendiğini ve ısıya bağlı herhangi bir etki gözlenmediğini belirtmişlerdir.

Üşümez ve Aykent (179) Er,Cr:YSGG (*Biolase, USA*) lazerle (2 W, 20 Hz, hava su eşliğinde) ve iki farklı asitle (ortofosforik, maleik) laminate veenerlerin yapıştırılacağı mine yüzeylerini pürüzlendirmişler ve yüzeylerin morfolojik görüntüsünü SEM ile incelemişlerdir. Ortofosforik asit uygulanan mine yüzeyinde kaldırım taşı tarzı, maleik asit uygulanan mine yüzeyinde balpeteği tarzı pürüzlendirme görünümü, lazer uygulanan yüzeyde ise her ikisinin karışımı yüzey özelliği olduğunu ve herhangi bir erime ya da tekrar katılma odağına rastlanmadığını bildirmişlerdir.

De Munck ve diğ. (44) frezle düzleştirdikleri mine (120 mJ, 10 Hz, hava su eşliğinde) ve dentin (80 mJ, 10 Hz, hava su eşliğinde) yüzeylerine Er:YAG (*Fidelis Fotona, Slovenia*) lazer kullanarak pürüzlendirme işlemi yapmışlar ve SEM de incelemişlerdir. Minede yüzeyin pürüzlü olduğunu, mine prizmalarının net olarak görülebildiğini ve mikro çatlaklar bulunduğunu

belirtmişlerdir. Dentin yüzeyinde ise; smear tabakasının bulunmadığını, peritübüler dentinin intertübüler dentinden daha belirgin görüldüğünü ve mikro çatlaklar bulunduğunu bildirmişlerdir.

Lee ve diğ. (106) ortodontik braketlerin bağlanma kuvvetlerini incelemek amacı ile yaptıkları çalışmanın bir bölümünde, Er:YAG (*Opus Lumenis, Israel*) lazer (300 mJ, 10 Hz, 10 sn) ve asit kullanarak mineyi pürüzlendirmişler ve yüzey özelliklerini SEM ile incelemişlerdir. Asitle pürüzlendirme yapılan yüzeyde; mikro girinti çıkıntılar, lazerle pürüzlendirilen yüzeyde; düzensiz mikro girinti çıkıntılar ve çatlaklar görüldüğünü bildirmişlerdir.

Dunn ve diğ. (49) yaptıkları *in vitro* çalışmada; frezle ve Er:YAG (*Delight USA*) lazerle prepare ettikleri mine yüzeylerini SEM ile incelemişlerdir. Frezle prepare edip asitle pürüzlendirdikleri mine yüzeyinde karışık tip pürüzlendirme özelliği, lazerle (140 mJ, 30 Hz, hava su eşliğinde) prepare ettikleri minede yüzey ablasyonu ile karakterize girinti çıkıntılar ve lazerle prepare edip asitle pürüzlendirdikleri mine yüzeyinde ise tek tip mikro girinti çıkıntılar olduğunu görüntülemişlerdir.

Levy ve diğ. (109) Er,Cr:YSGG (*Laser Medical Technology, USA*) lazerin ablasyon etkisini araştırmak için yaptıkları *in vitro* çalışmada, değişik parametrelerle (2,4,6,8 W hava su eşliğinde) ablasyon ve pürüzlendirme etkisini SEM ile incelemişlerdir. Mine prizmalarının yapısında herhangi bir değişikliğe ve termal etkiye rastlanmadığını, smear tabakasının bulunmadığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da örneklerle hava ve su eşliğinde pürüzlendirme amacı ile 1 W, preparasyon amacı ile 5 W güç uygulanmış ve herhangi bir termal etkiye rastlanmamıştır.

Monghini ve diğ. (119) frezle prepare edilmiş dentin yüzeylerinde asit kullanarak ve Er:YAG (*KaVo Key II, Germany*) lazeri değişik güç seviyelerinde (60, 80, 100 mJ, 2 Hz, hava ve su eşliğinde) uygulayarak pürüzlendirme yapmışlar, oluşan değişiklikleri SEM de incelemişlerdir. Asit uygulanmış yüzeyde smear tabakasının bulunmaması ve genişlemiş dentin tübül ağızları, 60 ve 80 mJ enerji seviyesi ile pürüzlendirilen dentin yüzeyinde smear tabakasının bulunduğu, 100 mJ seviyesinde smear

tabakasının uzaklaştırıldığı, ancak mikro çatlaklar gözlemlendiği bildirilmiştir. Lazerle pürüzlendirilen yüzeylere asit uygulanmasının ise peritübüler dentinin uzaklaştırılmasına ve tübül ağzlarının genişlemesine neden olduğunu bildirmişlerdir.

Schein ve diğ. (152) frezle ve Er:YAG (*KaVo Key, Germany*) lazer (250 mJ, 4 Hz, hava ve su eşliğinde) kullanarak prepare ettikleri dentin yüzeylerini; asitle pürüzlendirmiş ve oluşan morfolojik değişiklikleri SEM de incelemişlerdir. Frezle prepare edilip asitle pürüzlendirilen yüzeyde smear tabakasının olmadığını, kollajen fibrilleri ve açık dentin tübül ağzları bulunduğunu, lazerle prepare edilip asitle pürüzlendirilen yüzeyde ise dentin tübül ağzlarının açıldığını, peritübüler dentinin izlendiğini, bazı alanlarda peritübüler dentinin çevresinde bütünlüğün bozulduğunu bildirmişlerdir.

Bertrand ve diğ. (22) yaptıkları çalışmada insan molar dişlerinde preparasyonlarda Er:YAG (*Opus 20, UK*) lazer (500 mJ, 10 Hz, hava su eşliğinde) kullanmışlar, dentin yüzeyinden aldıkları SEM görüntülerinde; lazer uygulanmış ve asitle pürüzlendirilmiş dentin yüzeyinde, dentin tübül ağzlarının sadece lazerle prepare edilmiş kavitedeki dentin tübül ağzlarından daha geniş olduğu, ancak kalsifiye matriksin çözüldüğü, bazı alanlarda dentin tübül ağzlarının açılmadığı ve basamak tarzı katlı yüzey yapısı oluştuğunu belirlemişlerdir.

Silberman ve diğ. (159) lazerle prepare edilen dentine asit uygulanması sonucu; smear tabakasının uzaklaştığını, dentin tübül ağzlarının açıldığını ve tübül ağzlarında mikroçatlaklar oluştuğunu göstermiştir. Bu çalışmada da Grup V (Lazer + Asit) deki kavitelerin dentin tübül ağzlarında Silberman ve diğ. (159)'in bulgularıyla uyumlu olarak çatlaklar gözlenmiştir. Çalışmamızda, bazen bu mikro çatlak içeren tübül ağzlarının yan yana gelerek 3-4 tübül boyunca deformiteye neden olabildiği görülmüştür.

Hossain ve diğ. (82) frez ve Er,Cr:YSGG (*Biolase, USA*) lazer (6 W, 20 Hz, hava su eşliğinde) kullanarak preparasyon yapmışlar ve kavitelerin dentin yüzeylerinde oluşan morfolojik değişiklikleri SEM ile incelemişlerdir.

Lazerle prepare ettikleri yüzeyde, smear tabakasının olmadığını, dentin tübül ağızlarının açıldığını ve peritübüler dentinin belirgin görüldüğünü, yanma ve erime odağına rastlanmadığını, frezle prepare edip asit uygulamadan bıraktıkları dentinde yoğun bir smear tabakası olduğunu ve asit uygulamasından sonra düz ve açık bir yüzey oluştuğunu, smear tabakasının tamamen ortadan kalktığını ve dentin tübül ağızlarının açıldığını bildirmişlerdir.

Ekworapoj ve diğ.' (57) Er,Cr:YSGG (*Biolase, USA*) lazer kullanarak yapmış oldukları *in vitro* çalışmalarında değişik güç seviyeleri (3, 3.5, 4, 4.5 W, 20 Hz, hava su eşliğinde) ile dentinde ablasyon yapmışlar ve oluşan morfolojik değişiklikleri SEM ile görüntülemişlerdir. Bütün güç seviyelerinde smear tabakasının ortadan kalktığını, peritübüler dentinin belirgin görüldüğünü, dentin tübül ağızlarının açıldığını, 3.5 W ve üzerindeki güçlerle uygulamada dentinde erime odakları olduğunu ve dentin yapısında malformasyon geliştiğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda frezle prepare edilip asitle pürüzlendirilen kaviterlerin (Grup I) mine yüzeylerinden alınan SEM görüntüleri; smear tabakasının olmayışı, pürüzlü görünüm açısından Üşümez ve Aykent (179)' in ve Lee ve diğ.(106)' nin bulguları ile uyumludur. Dentin yüzeyinde ise pek çok çalışmada ve yukarıda söz konusu olan Hossain ve diğ. (82)' nin, Schein ve diğ. (152)'nin çalışmalarında da olduğu gibi; smear tabakası tamamı ile ortadan kalktığı, peritübüler dentinin yok olduğu, dentin tübül ağızlarının açıldığı ve kalsifiye matriksin demineralize olduğu gözlenmiştir.

Frezle prepare edilip lazerle pürüzlendirilen kaviterlerin (Grup II) mine yüzeylerinden alınan SEM görüntüleri; yanma odakları ve smear tabakasının olmayışı, girintili çıkıntılı yüzey özellikleri yönünden Lee ve diğ. (106) ' nin, Levy ve diğ. (109)' nin ve Dunn ve diğ. (49)'nin bulgularıyla uyumlu, ancak mikro çatlak oluşumunun görüldüğü belirtilen De Munck ve diğ. (44)' nin ve ısısal değişimlere bağlı mine prizmalarının açık olarak görülemediğinin bildirildiği Hossain ve diğ. (83)' nin bulguları ile uyumlu değildir. Dentinde ise yüzeyel düzensizlikler ve basamak tarzı katlı yüzey smear tabakasının ve ısıya bağlı değişikliklerin olmaması açısından ve peritübüler dentinin daha

belirgin olarak görülmesi gibi yüzey özellikleri yönünden De Munck ve diğ. (44)'nin, Monghini ve diğ. (119)'nin çalışmaları ile uyumlu, ancak aynı araştırmacıların mikro çatlak oluşumunun görüldüğü belirtilen bulguları ile uyumlu değildir.

Preparasyonu ve pürüzlendirmesi lazer ile yapılan kavitelerin (Grup III) mine yüzeylerinden alınan SEM görüntüleri; yanma odakları ve smear tabakasının olmayışı, Delme ve diğ. (43)'nin çalışmaları ile uyumlu, ancak termal etkilerin görüldüğü erime ve yanmanın olduğu belirtilen Stock ve diğ. (162)'nin çalışmaları ile uyumlu değildir. Dentin yüzeyi ise düzensiz girinti çıkıntılar, peritübüler dentinin intertübüler dentinden daha belirgin olması, smear tabakasının tamamen ortadan kalkması gibi yüzey özellikleri ile Bertrand ve diğ. (22)'nin ve Delme ve diğ. (43)'nin çalışmaları ile, katlı yüzey oluşumu ile Stock ve diğ. (162)'nin çalışmaları ile uyumludur.

Lazerle prepare edilen kavitelerin (Grup IV) mine yüzeylerinden alınan SEM görüntüleri; smear tabakasının oluşmaması, mine prizmalarının görülmesi, ısıya bağlı herhangi bir değişikliğin oluşmaması açısından Lin ve diğ. (110)'nin ve Freitas ve diğ. (61)'nin bulguları ile uyumludur. Yanma ve erime odağının bulunması gibi termal etkiler açısından Stock ve diğ. (162)'nin çalışmaları ile uyumlu değildir. Dentin yüzeyleri ise; açık tübül ağızları, balık sırtı sivrilikler, katlı ve basamak tarzı görünüm, peritübüler dentinin intertübüler dentinden daha belirgin olması ve smear tabakasının tamamen ortadan kalkması, herhangi bir çatlak veya yanma odağı olmayışı gibi yüzey özellikleri açısından Hossain ve diğ. (82)'nin ve Delme ve diğ. (43)'nin çalışmaları ile uyumluluk gösterirken, termal etkilerin görüldüğü ve erime odaklarının bildirildiği Ekworapoj ve diğ. (57)'nin bulgularından farklı bulunmuştur.

Lazerle prepare edilip asitle pürüzlendirilen kavitelerin (Grup V) mine yüzeylerinden alınan SEM görüntüleri; açık ve net girintili çıkıntılı yüzey özellikleri, smear tabakasının bulunmayışı, asidin etkisiyle oluşan mikro retantif görünüm açısından Dunn ve diğ. (49)'nin ve Delme ve diğ. (43)'nin çalışmaları ile uyumluluk göstermektedir. Dentin yüzeyi ise; kalsifiye matriksin demineralize olması, girinti çıkıntıların silikleşmesi, peritübüler

dentinin belirgin olmayışı, smear tabakasının tamamen ortadan kalkması, yanma, erime odaklarına rastlanmaması ve yer yer açılmayan tübül ağızlarının bulunması açısından Bertrand ve diğ. (22)'nin ve dentin tübüllerinin kalsifiye desteklerini yitirerek deforme olması açısından Schein ve diğ. (152)'nin birkaç tübülün ağızlarının birleştiği, retantif olmayan zincirleme tübül ağızları gözlenmesi açısından ise, Silberman ve diğ. (159)'nin bulgularıyla uyuşmakta, Bertrand ve diğ. (22)'nin basamak tarzı katlı görünüm gözlemlendiğini bildiren bulguları ile uyuşmamaktadır.

Çalışmamızın sonucunda Grup V teki örneklerin gingivalinde diğer gruplara nazaran anlamlı derecede fazla sızıntı bulunmuştur. Tübül ağzının çatlakları ve deformasyonları, dentin yüzeyinin retantif özelliklerinin silikleşmesi, kalsifiye matriks kaybı, bazı alanlarda dentin tübül ağızlarının tıkanması gibi nedenlerin Grup V te gingivalde sızıntının diğer gruplardan istatistiksel olarak daha fazla bulunmasında rol oynayan faktörler olabileceğini düşünmekteyiz.

Dentin yüzeylerine asitle pürüzlendirme işlemi uygulanmasının, lazerle prepare edilerek elde edilen retantif mikro düzensizlikleri azalttığı görülmüştür. Pek çok araştırmacı oluşan yeni yüzeye adezivin akışının güçleşmesi ile hibrit tabakanın ya hiç oluşmadığını ya da yeteri kadar iyi oluşmadığını çalışmalarında göstermiştir (14,22,151).

Bu çalışmada gerek preparasyon gerekse pürüzlendirme amacıyla lazer uygulanan grupların hiçbirinde erime ve yanma odağına rastlanmamıştır. Yapılan çalışmalarda; kullanılan enerji seviyesi, hava su oranları, uygulama süresi, lazerin dalga boyu gibi pek çok etkenin, lazerin hedef dokuda göstermiş olduğu etkiyi değiştirdiği belirlenmiştir (57,83,162). Çalışmamızda termal etkilere rastlanmamış olması kullanılan lazer sistemindeki hava su desteğinin yeterli olmasına ve uygun enerji seviyelerinin kullanılmasına bağlanabilir.

Restorasyonla diş yapıları arasındaki bağlanmanın iyi olması sızıntının miktarını azaltmaktadır. Yapılan pek çok çalışmada restorasyon ve diş yapıları arasındaki bağlanmanın iyi olduğu durumlarda sızıntının az olduğu

gösterilmiştir (8,23,58). Araştırmacılar lazerle hazırlanan kavite yüzeylerinin mikro gerilim bağlanma kuvvetlerini veya kesme tipi kuvvetlere karşı bağlanma dayanıklılıklarını inceleyen çalışmalar yapmışlardır.

Gürkan ve diğ. (71) insan molar dişi kullanarak yaptıkları *in vitro* çalışmada Er:YAG (*Fidelis Fotona, Slovenia*) lazerle ve frezle prepare ettikleri dentin disklerinde farklı pürüzlendirme yöntemleri ve değişik adeziv sistemlerle bağlanma kuvvetlerini incelemişlerdir. Lazerle (200 mJ, 20 Hz, hava su eşliğinde) prepare edilen gruplara; asitle pürüzlendirme + *Excite*, *Excite*, *AdheSE*, lazerle pürüzlendirme (120 mJ,10 Hz) + *Excite* ve lazerle pürüzlendirme + *AdheSE* uygulamışlardır. Frezle prepare edilen gruplara ise asitle pürüzlendirme + *Excite* ve *AdheSE* uygulamışlardır. Kompozit rezin uygulayıp, restorasyonların kesme tip kuvvetlere karşı bağlanma dayanıklılıklarını ölçmüşlerdir. Geleneksel frezle prepare edilip asitle pürüzlendirilen ve *Excite* uygulanan grubun bağlanma dayanıklılığını en fazla bulmuşlardır. Bunu sırasıyla lazer + *AdheSE* ve geleneksel frez + *AdheSE* uygulanan gruplar izlemiş ancak gruplar arasında istatistiksel bir farklılık gözlenmemiştir. Lazerle prepare edilmiş gruplar arasında Asit + *Excite* ve lazer pürüzlendirmesi + *AdheSE* uygulanmış grupların bağlanma değerleri istatistiksel olarak anlamlı şekilde en düşük bulunmuştur.

Yapılan başka çalışmalarda da bağlanmanın zayıf olduğu restorasyonlarda sızıntının arttığı gösterilmiştir (8,23). Bizim çalışmamızda da en fazla sızıntının lazerle prepare edilip asitle pürüzlendirme işlemi uygulanan grubun gingival bölgesinde görülmüş olması, bu durumun bağlanmanın zayıf olmasından kaynaklanabileceğini düşündürmektedir.

Erbium lazerler ve geleneksel frezlerin kavite preparasyonunda kullanılmasının kenar sızıntısı üzerine etkilerini inceleyen çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Bazı çalışmalarda da geleneksel yöntemlerle veya lazerle hazırlanan kavitelere, asit veya lazerle pürüzlendirme yöntemlerinin kenar sızıntısı üzerine olan etkileri araştırılmıştır (7,8,37,43,55,72,73,192).

Bu çalışmaların bazılarında lazerlerin, frezle eşit veya daha iyi sonuçlar verdiği gösterilirken (72,84,97,98), bazılarında geleneksel yöntemle göre daha fazla sızıntıya neden olduğu gösterilmiştir (7,32,37).

Corona ve diğ. (37) lazer kullanarak hazırlanan kavitelere ortaya çıkan mikrosızıntının frez kullanarak hazırlanan gruplardan daha fazla olduğunu göstermiştir. Bu sonucu da Er:YAG lazerle hazırlanan kavite yüzey kenarlarının frezle hazırlananlara göre daha girintili çıkıntılı olmasına bağlamıştır. Benzer sonuçlar Roebuck ve diğ. (148), Setien ve diğ. (157) tarafından da bildirilmiştir.

Youssef ve diğ. (201) Er:YAG (*KaVo Key III, Germany*) lazerle preparasyon ve pürüzlendirmenin kenar sızıntısına etkisini çekilmiş insan premolarında yaptıkları *in vitro* çalışmada frezle karşılaştırmışlardır. Frezle ve lazerle (400 mJ, 4Hz, hava su eşliğinde) prepare ettikleri I. sınıf kavitelerin yarısını asitle, yarısını lazerle (80 mJ, 4 Hz, 30 sn) pürüzlendirmiş ve akışkan kompozitle restore etmişlerdir. Lazerle prepare edilip lazerle pürüzlendirilen grupta diğerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı daha fazla sızıntı saptamışlardır. Youssef ve diğ. (201)'nin çalışmalarında olduğu gibi, bizim çalışmamızda da restorasyonların, minede yer alan okluzal bölgelerindeki sızıntı, frezle prepare edilip asitle pürüzlendirilen (Grup I) ve lazerle prepare edilip asitle pürüzlendirilen (Grup V) gruplarda, lazerle prepare edilip lazerle pürüzlendirilen (Grup III) gruptan daha az bulunmuştur.

Gutknecht ve diğ. (73) yaptıkları *in-vitro* çalışmada Er,Cr:YSGG (*Biolase, USA*) lazerle preparasyon işlemini kenar sızıntısını etkileme açısından frezle preparasyon işlemi ile karşılaştırmışlardır. Frezle ve lazerle (minede 6 W, 5W dentinde, 20 Hz, hava su eşliğinde) gingival kenarı sementte bulunan II. sınıf slot kavite preparasyonu yapmışlardır. Frezle hazırladıkları kavitelere ve lazerle hazırladıkları kavite yarısına asit uygulamışlar, diğer kavitelere ise herhangi bir pürüzlendirme işlemi uygulamamışlardır. Asit uygulanan grupta, yalnız lazer uygulanan gruba oranla daha az kenar sızıntısı saptanmış ve yazarlar tarafından, lazerle hazırlanan kavite için geleneksel yöntemde olduğu gibi asitle pürüzlendirme işlemi uygulanması önerilmiştir. Gutknecht ve diğ. (73)'e göre sadece lazerle prepare edilip hiçbir pürüzlendirme işlemi uygulanmayan grupta bizim çalışmamızın aksine gingival bölgede gözlenen sızıntı istatistiksel olarak anlamlı olacak düzeyde fazla bulunmuştur.

Ergücü ve diğ. (55) Er,Cr:YSGG lazerle (*Biolase, USA*) ve frezle mine sement sınırında hazırladıkları V. sınıf kavitelere *in vitro* olarak kenar sızıntısını incelemişlerdir. Çalışmada lazerle (minede; 5 W, dentinde; 4 W, % hava ve su eşliğinde) prepare edilmiş kavitelere, sırasıyla Clearfil SE bond, asit + Scotch Bond Multi Purpose (SBMP), SBMP uygulamışlardır. Frezle prepare edilmiş kavitelere ise Clearfil SE bond ve asit + SBMP uygulamışlardır. Kompozit rezinle restore edilen kavitelere, lazerle prepare edilip asitle pürüzlendirilen ve SBMP uygulanan restorasyonların gingival bölgelerde gözlenen sızıntısını diğer gruplardan daha az bulduklarını ve farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada Ergücü ve diğ. (55)'nin aksine gingival bölgede gözlenen sızıntı Grup V te (lazer + asit) diğer gruplara oranla istatistiksel olarak daha fazla bulunmuştur.

Çalışmamızın sonucunda Gutknecht ve diğ. (73)' ve Ergücü ve diğ. (55)' den farklı sonuç elde edilmiş olmasının, kullanılan lazerlerin parametrelerindeki ve uygulanan adeziv ve restorasyon materyallerindeki farklılıktan kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz.

Frezle prepare edilen kaviterin lazer ile pürüzlendirilmesi literatürde bir çok çalışmaya konu olmuştur. Bu çalışmaların büyük bir bölümünde bu uygulamanın olumsuz etki oluşturduğu ve sızıntıyı arttırdığı gösterilmiştir (32,197,201). Bizim çalışmamızda da bu uygulamanın yapıldığı Grup II de okluzalde sızıntı diğer gruplara oranla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fazla bulunmuştur.

Lazerle prepare edilip pürüzlendirme uygulanmayan grup ile (Grup IV), lazerle prepare edilip asitle pürüzlendirilen grup (Grup V) karşılaştırıldığında kenar sızıntısı açısından her iki grubun okluzalleri arasında fark bulunmazken gingivalleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Çalışmamızın sonucunda lazer preparasyonu sonrası mineye asit uygulanması, sızıntıyı olumlu yönde etkilerken, dentine uygulanan asit sızıntısının artmasına neden olmuştur. Çalışmamızda Grup V teki kenar sızıntısı, gingivalde diğer gruplardaki kenar sızıntısından istatistiksel olarak anlamlı miktarda daha yüksek bulunmuştur.

Bertrand ve diğ. (23) çekilmiş insan molar dişi kullanarak yaptıkları *in vitro* çalışmalarında, Er:YAG (*Opus 20, UK*) lazer ve frez kullanılarak hazırlanan kavitelerin restorasyonlarındaki sızıntı miktarını incelemişlerdir. Mine sement sınırında V. sınıf kavitelere frezle prepare ettikleri dişlere asitle pürüzlendirme yapmışlar, lazerle (500 mJ, 10 Hz, hava-su eşliğinde) prepare ettikleri dişlerin yarısına herhangi bir pürüzlendirme işlemi uygulamamış, diğer yarısına asitle pürüzlendirme işlemi uygulamışlardır. Üç grup arasında yapılan istatistiksel değerlendirmede, frezle prepare edilip, asit uygulanmış kavitelerin restorasyonlarının mine bölgelerindeki kenar sızıntısı en az ve sadece lazer preparasyonu yapılan kavitelerin restorasyonlarının sızıntısı en fazla bulunmuştur.

Hossain ve diğ. (84) insan dişi kullanarak yaptıkları *in vitro* çalışmada, dişlerin bukkal yüzüne Er:YAG (*KaVo Key, Germany*) lazerle non kontakt modda (minede; 400 mJ, 15 Hz, dentinde; 200 mJ, 2 Hz), lingual yüzüne frezle 3x3x2 mm lik kavite preparasyonları yapmışlardır. Frezle hazırlanan kavitelere asitle pürüzlendirme işlemi uygulayarak, lazerle hazırlanan kavitelere ise herhangi bir pürüzlendirme işlemi uygulamadan kompozitle restore etmişlerdir. İki grup restorasyonlar arasında kenar sızıntısı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı bildirilmiştir. Hossain ve diğ. (84)'nin çalışması bu çalışmadaki benzer grupların istatistiksel sonuçları ile uyushmaktadır. Çalışmamızda da frezle hazırlanıp asitle pürüzlendirilen (Grup I) ve lazerle hazırlanıp pürüzlendirme işlemi uygulanmayan (Grup IV) gruplar bulunmaktadır ve Grup I ile IV de okluzal veya gingival bölgelerde gözlenen sızıntılar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur.

Roebuck ve diğ. (148) geleneksel frez ve Er:YAG (*Fotona, Slovenia*) lazer kullanarak yaptıkları *in vitro* çalışmada, farklı enerji seviyelerinin kenar sızıntısını etkileyip etkilemediğini araştırmışlardır. Lazerle (200 mJ, 240 mJ, 300 mJ, 5 Hz, hava su eşliğinde) premolar dişlerin mine sement sınırında hazırladıkları V. sınıf kavitelere kompomer restorasyonlar uygulamışlardır. 240 mJ luk enerji seviyesi ile minede hazırlanan kavitelerin restorasyonunun, diğer enerji seviyeleri ile hazırlanan kavitelerin restorasyonlarına göre anlamlı olarak daha az sızıntıya neden olduğunu bildirmişlerdir. Ancak dentinde,

frezle ve değişik enerji seviyeleri ile yapılan kavite preparasyonlarına bağlı istatistiksel olarak anlamlı bir sızıntı farklılığı gösterememişlerdir.

Niu ve diğ. (127) insan dişlerinde yaptıkları *in vitro* alışmalarında frezle ve Er:YAG (*Pharos Optics, CA*) lazer kullanarak, kavite preparasyonu yapılmasının kenar sızıntısı üzerine etkilerini araştırmışlardır. Lazerle (2W, 10 Hz, hava su eşliğinde) ve frezle minede V. sınıf kavite preparasyonu yapmışlardır. Frezle hazırladıkları kavite grubuna ve lazerle preparasyon yaptıkları grubun yarısına asit uygulamışlar, lazerle prepare edilen diğer grubu herhangi bir pürüzlendirme uygulamadan bırakmışlardır. Yapılan istatistiksel analizde gruplar arasında sızıntı açısından farklılık olmadığı gösterilmiştir. Araştırmadaki gruplar bu çalışmadaki I, IV. ve V. gruplar ile aynı işlemler sonucu hazırlanmışlardır ve istatistiksel bulgularımız bu gruplarda Niu ve diğ. (127)' nin bulguları ile paralellik göstermektedir.

Delme ve diğ. (43) Er:YAG (*Fotona, Slovenia*) lazerle ve frezle kavite preparasyonu yapılmasının kenar sızıntısına olan etkilerini insan molar dişlerinde *in vitro* olarak incelemişlerdir. Lazerle (minede; 400 mJ, dentinde; 300 mJ, 12 Hz, hava su eşliğinde) ve frezle labial ve lingual yüzde, kavitelerin gingival duvarı mine sement sınırının 1.5 mm altında olacak şekilde V. sınıf kavite preparasyonu yapmışlardır. Frezle prepare edilen kaviteleri asitle pürüzlendirmişler, lazerle prepare edilen kaviteleri 3 gruba ayırarak; asitle pürüzlendirme, lazer ve asitle pürüzlendirme ve lazerle pürüzlendirme işlemleri uygulamışlardır. Çalışma sonucunda gruplar arasında kenar sızıntısı açısından istatistiksel olarak farklılık saptanmadığını bildirmişlerdir. Bu alışmada Delme ve diğ. (43)'nin çalışma grupları ile aynı işlemlerin uygulandığı Grup I, II ve V bulunmakta ve sonuçlarımız okluzal bölgede belirlenen sızıntıların karşılaştırılması açısından Delme ve diğ. ' nin bulguları ile uyuşmakta ancak gingival bölgedeki kenar sızıntısı açısından uyuşmamaktadır.

Çalışmamızda; Grup V (Lazer + Asit) kavitelerin restorasyonlarında gingival bölgede kenar sızıntısının Grup I ve II den istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha fazla olduğu saptanmış ancak okluzal bölgelerde anlamlı düzeyde farklılığa rastlanmamıştır. Grup I ile II arasında gingival ve okluzal

bölgede istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılığa rastlanmamıştır. Çalışmamızda kullandığımız lazerin Delme ve diğ. (43)' nin kullanmış oldukları lazerden farklı olması ve değişik parametrelerin kullanılmış olması bu farklılıkların sebebi olabilir. Çalışmamızda benzer işlemlerle hazırlanan Grup I, II ve V de okluzal bölgedeki sızıntılar arasında ve gingival bölgelerde Grup I ile II arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık belirlenmemişken, Grup V ile Grup I, II arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık belirlenmiştir.

Armengol ve diğ. (9) asit ve iki farklı lazerle pürüzlendirmenin kenar sızıntısına olan etkilerini belirlemek için yaptıkları in vitro çalışmada çekilmiş insan diğinde mine sement sınırında geleneksel frezle V. sınıf kaviteler hazırlamışlardır. Asitle, Er:YAG (KaVo Key, Germany) lazerle (200 mJ, 4 Hz minede, 140 mJ, 4 Hz dentinde) ve Nd:YAP (Lokki, France) lazerle (minede; 310 mJ, 10 Hz, dentinde; 240 mJ, 10 Hz) pürüzlendirme işlemi yapmışlar ve bir gruba da sadece SBMP (3M, USA) uygulamışlardır. Er:YAG lazerle pürüzlendirilmiş kavitelere yerleştirilen restorasyonlarda görülen sızıntı, asitle pürüzlendirilen kavitelerin restorasyonlarının sızıntısından istatistiksel olarak fazla bulunmuş, ancak diğer gruplarla farklılık gösterilememiştir. Bu çalışmada, çalışmamızdaki Grup I ve II ile benzer gruplar bulunmaktadır. Çalışmanın sonuçları Frez + Asit grubuyla Frez + Lazer grubu arasında okluzal bölgede istatistiksel farklılık bulunması açısından bulgularımızla uyumluluk göstermektedir.

Günümüze kadar yapılan çok sayıda sızıntı çalışmasında kavite gingival duvarlarının dentin veya sementte olduğu durumlarda, gingival duvarlarda görülen sızıntının okluzal duvarlara oranla daha fazla olduğu belirlenmiştir (32,37,197). Daha az sayıda çalışmada ise gingival bölgedeki sızıntılarla okluzal bölgedeki sızıntılar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı gösterilmiştir (43,63). Delme ve diğ. (43) çalışmasında lazerle prepare edilip, lazerle pürüzlendirilen örneklerdeki okluzal bölge sızıntısı gingival bölge sızıntısından fazla bulunmuş ve lazerle prepare edilip asitle pürüzlendirilen örneklerle göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu gösterilmiştir. Bizim çalışmamızda yalnızca Grup V te gingival bölgelerde okluzal bölgelere oranla istatistiksel açıdan anlamlı olacak düzeyde daha

fazla sızıntı saptanmıştır. Grup I, III ve IV de de gingival bölgedeki sızıntılar okluzal bölgedeki sızıntılara oranla daha fazla olmasına rağmen aralarındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildir. Yalnızca Grup II de sızıntının okluzalde gingivale göre daha fazla olduğu ancak farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirlenmiştir. Bu durum minede frez preparasyonu sonrası lazerle pürüzlendirme işlemi yapılmasının sızıntıyı olumsuz şekilde etkilediğini düşündürmektedir.

Khan ve diğ. (97) premolar ve molar dişlerde yaptıkları *in vitro* çalışmada Er:YAG (*KaVo-Key, Germany*) lazer ve geleneksel yöntem ile prepare edilerek hazırlanan kavitelerde üç ayrı tip restoratif materyal (amalgam, kompozit ve cam iyonmer siman) ile restore edilen restorasyonların kenar sızıntısını araştırmışlardır. Lazerle (400 mJ, 6 Hz) ve frezle I. sınıf kavite preparasyonları yapmışlar ve her grubu üç farklı restoratif materyalle restore etmişlerdir. Çalışmanın sonucunda kenar sızıntısı açısından uygulanan preparasyon türüne bağlı istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığını ancak amalgam ile restore edilen grubun sızıntı değerlerinin kompozit ve cam iyonmer siman uygulanan gruptan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha fazla olduğunu vurgulamışlardır.

Pek çok çalışmada lazerle hazırlanan kavitelerin duvarlarının geleneksel frezlerle hazırlanan kavite duvarları gibi düz olmadığı gösterilmiştir (61,82,83). Lazerle hazırlanan kavitelerde kavite restorasyon sınırı incelendiğinde preparasyon sırasında oluşan mikro patlamalarla ilişkili girintili çıkıntılı ve düzgün olmayan duvarların olduğu dikkati çekmektedir. Lazerle kavite preparasyonu sırasında duvarların paralellliğini sağlayabilmek, düzgün kavite duvarları oluşturabilmek oldukça zordur ve amalgam restorasyonlar için gerekli kavite prensipleri sağlanamamaktadır (82,83,120). Bu nedenle çalışmamızda kompozit rezin restorasyonlar kullanmayı tercih ettik. Sızıntıyı inceleyebilmek amacı ile restorasyon sonrası elde edilen mezio-distal ve bukkal-lingual kesitlerden alınan fotoğraflar incelendiğinde preparasyon yöntemine bağlı olarak kavite duvar özelliklerinin farklılık gösterdiği belirlenmiştir. Frez (Grup I ve II) ile hazırlanan kavitelerde duvarların düzgün olduğu gözlenirken lazerle (Grup III, IV ve V) hazırlanan

kavitelerde, preparasyon sırasında oluşan mikro patlamalarla ilişkili girintili çıkıntılı ve düzgün olmayan duvarların oluştuğu dikkati çekmektedir.

Kompozit rezinlerin diş dokularına bağlanabilmesi için uygulanan dentin bonding sistemlerinde, ilk aşama yüzey koşullarının değiştirilmesi işlemidir (89). Bu amaçla sıklıkla mine ve dentinin birlikte pürüzlendirildiği total etch pürüzlendirme yöntemi kullanılmaktadır.

Kıvanç ve Karadağ (98) sızıntıyı değerlendirmek için yaptıkları in vitro çalışmada mine dentin sınırında frezle ve Er:YAG (KaVo Key, Germany) lazerle kırk adet V. sınıf kavite hazırlamışlardır. Her iki grupta hem etch & rinse hemde *self etch* adezivler uygulamışlardır. Kompozit rezin uygulamasından sonra yapılan sızıntı değerlendirmesinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadığını bildirmişlerdir. Özellikle frez ile hazırlanan SwissTech SL Bond (etch and rinse) kullanılan grupların Prompt L Pop (self etch) kullanılan gruplardan daha az sızıntı gösterdiğini belirtmişlerdir.

Koliniotou-Koumpia ve diğ. (102) yaptıkları in vivo çalışmada, *etch & rinse* sisteminin *self etch* adeziv sistemden belirgin olarak daha az sızıntı değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca Cardoso ve diğ. (30) çalışmalarında preparasyonda lazer kullanıldığı zaman *etch & rinse* adeziv kullanılmasının *self etch* sistemlere göre daha iyi bağlanma değerleri sağladığını bildirmişlerdir. Bu nedenlerle çalışmamızda *etch & rinse*, *iki aşamalı adeziv* sistem kullanılmıştır.

Yapılan çalışmalar posterior kompozit rezinlerin tabakalama tekniği ile yerleştirilmelerinin sızıntıyı azaltmak açısından kütleli yerleştirme tekniğine göre daha etkili olduğunu göstermiştir (132,194). Çalışmamızda tabakalama tekniği tercih edilmiş, restorasyonlar ilk tabaka gingivale, ikinci tabaka oblik olarak lingual duvara yaslanacak ve üçüncü tabaka okluzal yüz formunu tamamlayıp kapatacak şekilde üç tabaka halinde tamamlanmıştır.

Kompozit rezinlerin ısısal genleşme katsayıları diş dokuları ile farklılık göstermektedir. *In vitro* deneylerde amaç; ağız içi ortamı taklit ederek araştırılan materyallerin değişen bu koşullardaki olası davranışlarını

saptayabilmektedir. Termalsiklus, restorasyon ve dişlerin ağız içinde maruz kaldığı sıcaklık değişimlerinin *in vitro* koşullarda yaratılması işlemidir. Pek çok araştırmacı çalışmalarında termal siklus sayısını 200-1000 arasında kullanmıştır (7,23,32,43,55,73). Çalışmamızda ağız ortamını taklit etmek amacı ile örnekler 5 - 55° C arasında 500 kez termal siklus işlemi uygulanmıştır.

Kenar sızıntısının belirlenmesinde kullanılan yöntemler arasında boya sızıntı yöntemi; kolay bulunabilmesi, ucuz olması ve toksik olmaması gibi avantajlara sahip olduğundan sıklıkla tercih edilen sızıntı saptama yöntemidir. Gonzales (68)' de yaptığı çalışmasında % 0.5 lik bazik fuksinin, sızıntı miktarını en fazla gösteren boya olduğunu belirtmiştir. Çalışmamızda da % 0.5 lik bazik fuksin boya penetrasyon yöntemi kullanılmış ve örnekler, diş yapısı ve restorasyon arasında oluşan sızıntının belirlenmesi amacı ile boyada 24 saat süreyle tutulmuş, sızıntı derecesi iki araştırmacı tarafından değerlendirilmiştir.

Çalışmamız son dönemlerde pek çok araştırmacının sorguladığı lazerle preparasyon yapılan yüzeylerde “pürüzlendirmek yada pürüzlendirmemek” ikilemine de yanıt getirmektedir. Grup III (Lazer + Lazer) ve IV (Lazer) ile Grup I (Frez + Asit) sonuçları arasında okluzalde ve gingivalde istatistiksel açıdan herhangi bir farklılığa rastlanmamıştır. Çalışmamızda Grup III ve IV den elde ettiğimiz bulgular; lazerle prepare edilirken aynı zamanda bir pürüzlendirme etkisi oluştuğunu ortaya koymaktadır, bu olgu SEM ile aldığımız görüntülerle de desteklenmektedir. Bu gruplardaki kavitelerin dentin yüzeyinde smear tabakasının bulunmayışı, dentin tübül ağzlarının açık oluşu ve kalsifiye matriksinin korunmuş olması dikkati çekmektedir (Şekil 4.5 c-d).

Bu çalışmanın sonucunda; kompozit restorasyonların uygulanması sırasında, kavite preparasyonu ve pürüzlendirme işlemlerinde Er,Cr:YSGG lazerlerin kullanılmasının genellikle kenar sızıntısını olumsuz yönde etkilemediği ancak kavite sınırlarının dentinde yer aldığı gingival bölgede lazerle prepare edilen dişlerde asit uygulaması yapıldığında sızıntının ileri

boyutlara ulaştığı ayrıca frezle prepare edilmiş dişlerde lazerle pürüzlendirme yapılmasının ise okluzal bölgede sızıntıyı arttırdığı belirlenmiştir.

Bu çalışma *in vitro* koşullarda sağlam diş dokularında, Er,Cr:YSGG lazerin belirli parametreleri kullanılarak, tek tip adeziv sistem ve restoratif materyal üzerinde gerçekleştirilmiştir. Hiçbir *in vitro* çalışma ağız ortamını tam olarak temsil edemez. Ayrıca her lazerin tipine göre değişen dalga boyu, kullanılan parametrelerdeki farklılık ve restoratif materyallerin özellikleri gibi bir çok değişken bu tarz gözlemler yaparken önemlidir. Bu gibi değişkenler, göz önüne bulundurularak konuyla ilgili daha fazla *in vivo* ve *in vitro* çalışmalar yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

Toplumun dişhekimlerinden tedavi hizmetlerini en modern ve gelişmiş şartlarda istedikleri göz önünde bulundurulacak olursa; gelecekte lazer teknolojisi dişhekimliğinin vazgeçilmez unsurlarından biri olacaktır. Günümüzde sert doku işlemlerinde frezlere alternatif olarak kullanılan lazerlerin hızla gelişme kaydetme potansiyeline paralel olarak çok yakın bir zamanda daha yaygın olarak kullanılacakları söylenebilir.

6. SONUÇ

Diş dokularında farklı yöntemlerle kavite preparasyon ve pürüzlendirme işlemleri yapılmasının, kompozit rezin restorasyonların kenar sızıntısı üzerine olan etkilerinin *in vitro* olarak incelenmesi ve kavite içerisinde yer alan mine ve dentin yüzeylerinin SEM ile değerlendirilmesi amaçlanan bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

- Minenin SEM değerlendirmesinde, lazer uygulanmış örneklerde (Grup II, III, IV ve V) smear tabakasının bulunmadığı, prizmatik yapının korunduğu, temiz açık ve girintili çıkıntılı yapı gözlenmiştir. Asitle (Grup I ve V) veya lazerle (Grup II ve III) pürüzlendirme yapılan yüzeyler karşılaştırıldığında kullanılan preparasyon yönteminden bağımsız olarak asitle pürüzlendirme yapılan mine yüzeylerinde mikro retantif girinti çıkıntıların daha fazla olduğu görülmüştür. Pürüzlendirme işlemi uygulanmamış yüzeyler karşılaştırıldığında ise frezle prepare edilen kavitede yoğun smear tabakası bulunurken, lazerle prepare edilen kavitede smear tabakasının olmadığı ve farklı uzunluklarda mine prizmalarının bulunduğu gözlenmiştir.
- Dentinin SEM değerlendirmesinde, lazer uygulanmış örneklerde (Grup II, III, IV, V) smear tabakasının olmayışı, dentin tübül ağzlarında açılma, basamak tarzı katlı girintili çıkıntılı yüzey oluşumu gözlenmiş, ancak lazer preparasyonundan sonra asit uygulaması yapılan Grup V te girintili çıkıntılı yapının daha az belirgin hale geldiği görülmüştür. Aynı zamanda bu grupta, frez uygulamasının ardından asit uygulanan (Grup I) grupta olduğu gibi dentin tübül ağzlarının bazı alanlarda genişlediği, ancak bazı alanlarda tamamen tıkanıp görülmüştür. Peritübüler dentinin asit uygulanan Grup I ve V de belirgin olmadığı gözlenirken, asit uygulanmayan Grup II, III ve IV te daha belirgin olduğu ve kalsifiye matriksin bozulmadığı gözlenmiştir. Pürüzlendirme işlemi uygulanmamış yüzeyler değerlendirildiğinde ise frezle prepare edilen kavitede yoğun smear tabakası bulunurken, lazerle prepare edilen kavitede smear tabakasının olmadığı ve tübül ağzlarının açıldığı gözlenmiştir.

- Araştırma kapsamında bulunan tüm grupların okluzal ve gingival bölgedeki sızıntıları arasında fark olup olmadığını araştırmak için yapılan test sonucunda grupların okluzal ($p=0.003$), ve gingival ($p=0.000$) bölgeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.
- Gruplar ikiye ayrılarak karşılaştırıldığında okluzal bölgede gözlenen sızıntılar arasındaki farklılık Grup II (Frez + Lazer) ile, Grup I (Frez + Asit), IV (Lazer) ve V (Lazer + Asit) arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Gingival bölgede ise Grup V ile diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$).
- Restorasyonların okluzal ve gingival bölgelerinde gözlenen sızıntılar arasındaki farklılık karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.000$). Her bir grubun kendi içinde okluzal ve gingival bölgelerdeki sızıntı değerleri karşılaştırıldığında, Grup V te gingival bölgede gözlenen sızıntı okluzal bölgeye oranla daha fazladır ve bu fazlalık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). İlk dört grup için okluzal ve gingival bölgeler arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bir farklılık gözlenmemiştir ($p>0.05$).
- Bu çalışmanın sonucunda; kavite preparasyonu ve pürüzlendirme işlemlerinde Er,Cr:YSGG lazerlerin kullanılmasının sızıntıyı etkileme açısından geleneksel yöntemle benzer sonuç verdiği, ancak kavite sınırlarının dentinde yer aldığı gingival bölgede lazerle prepare edilen dişlerde asit uygulaması yapıldığında sızıntının ileri boyutlara ulaştığı, minede ise frezle prepare edilen yüzeyin lazerle pürüzlendirilmesinin sızıntıyı olumsuz yönde etkilediği belirlenmiştir. kavite sınırlarının dentinde yer aldığı gingival bölgede lazerle prepare edilen dişlerde asit uygulaması yapıldığında sızıntının ileri boyutlara ulaştığı, minede ise frezle prepare edilen yüzeyin lazerle pürüzlendirilmesinin sızıntıyı olumsuz yönde etkilediği ve lazer preparasyonu sonrası herhangi bir pürüzlendirme işlemine gereksinim olmadığı belirlenmiştir. Ancak hiçbir *in vitro* çalışma ağız ortamını tam olarak temsil edemez. Bu amaçla yapılacak çok sayıda *in vitro* ve klinik çalışmaya gereksinim vardır.

KAYNAKLAR

1. Adams, T.C., Pang, P.K. (2004). Lasers in aesthetic dentistry. Dent Clin North Am, 48(4), 833-860, vi. Review.
2. Alani, A.H., Toh, G.C. (1997). Detection of microleakage around dental restorations. Oper Dent, 22, 173-185. A Review.
3. Alexander, R., Xie, J., Fried, D. (2002). Selective removal of residual composite from dental enamel surfaces using the third harmonic of a Q-Switched Nd:YAG Laser . Lasers Surg Med, 30, 240-245
4. Alkurt, T. M., Bala, O. (2007). Çürük Teşhisinde Lazer Enerjisi Kullanılması. Gazi Üniv. Diş Hek Fak Derg, 24 (2), 125-130,
5. Altshuler, G.B., Belikov, A.V., Sinelnik, Y.A. A. (2001). Laser-abrasive method for the cutting of enamel and dentin. Lasers Surg, Med . 28, 435-44.
6. American Dental Association. (1995). Bleaching patients pleased with long-term results. J Am Dent Assoc, 126:714.
7. Aranha, A.C., Turbino, M.L., Powell, G.L. (2005). Eduardo, C.P. Assessing microleakage of class V resin composite restorations after Er:YAG laser and bur preparation. Lasers Surg Med, 37(2), 172-177.
8. Araujo RM, Eduardo CP, Duarte Junior SL, Araujo MA, Loffredo LC. (2001) Microleakage and nanoleakage: influence of laser in cavity preparation and dentin pretreatment. J Clin Laser Med Surg, 19(6), 325-332.
9. Armengol, V., Jean, A., Enkel, B., Assoumou, M., Hamel, H. (2002). Microleakage of class V composite restorations following Er:YAG and Nd:YAP laser irradiation compared to acid-etch: an in vitro study. Lasers Med Sci, 17(2), 93-100.
10. Armengol, V., Jean, A., Marion, D. (2000) Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin. J Endod, 26(3), 138-141.

11. Attar, N., Korkmaz, Y. (2006). Dentin aşırı hassasiyeti. Hacettepe Üniv. Dişhek Fak. Derg, 30 (4), 83-91.
12. Bahn, S.L. (1994). Dental lasers safe or sorry? Compend Contin. Educ Dent, Vol XV, N.6. 812-825
13. Barat, K. (2003). Laser accidents: Occurence and response. Radiation Safety Journal, 84, 93-95.
14. Barceleiro, Mde. O., de Mello, J.B., de Mello, G.S., Dias, K.R., de Miranda, M.S., Sampaio Filho, H.R. (2005). Hybrid layer thickness and morphology: the influence of cavity preparation with Er:YAG laser. Oper Dent, 30(3), 304-310.
15. Barkana, Y., Belkin, M. (2000). Laser eye injuries. Surv Ophthalmol, 44, (6). 459-478.
16. Barrett, W.L. (2003). Surgical smoke a:review of the literature. Surg Endosc, 17, 979-987.
17. Baseren, N.M., Gokalp. S. (2003). Validity of a laser fluorescence system (diagnodent) for detection of occlusal caries in third molars: an in vitro study. J Oral Rehabil, 30(12),1190-1194.
18. Bauer, J.G., Henson, J.L. (1984). Microleakage:A measure of performance of direct filling materials,Oper Dent. 9, 2-9.
19. Beer, F., Strassl, M., Wensch, J. (2005). Laser Safety. J Oral Laser Applic, 5, 71-77.
20. Beer, F., Strassl, M. ve Wernisch, J. (2006). Laser Safety. A. Moritz, Oral Laser Application, s. 57-73. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin.
21. Bertolotti, R.L. (1992). Conditioning of the dentin substrate. Oper Dent, Suppl 5,131-136.

22. Bertrand, M.F., Hessleyer, D., Muller-Bolla, M., Nammour ,S., Rocca, J.P. (2004). Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin interface after Er:YAG laser preparation. *Lasers Surg Med*, 35(1), 51-57.
23. Bertrand, M.F., Semez, G., Leforestier, E., Muller-Bolla, M., Nammour, S., Rocca, J.P. (2006). Er:YAG laser cavity preparation and composite resin bonding with a single-component adhesive system: relationship between shear bond strength and microleakage. *Lasers Surg Med*. 38(6):615-623.
24. Blahnik, J.A. ve Ringde, D.W. (2003). *Laser Therapy. A Clinical Manual*. Healing Light Seminars, Inc. Melbourne, FL .
25. Borsatto, M.C., Corona, S.A., Dibb, R.G., Ramos, R.P., Pécora, J.D. (2001). Microleakage of a resin sealant after acid-etching, Er:YAG laser irradiation and air-abrasion of pits and fissures. *J Clin Laser Med Surg*. 19(2), 83-87.
26. Bowen. R.L., Marjenhoff. W.A. (1992). Dental composites/glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res*, 6, 44-49. Review.
27. Brenneise, C.V., Blankenau, R.J. (1997). Response of associated oral soft tissues when exposed to Argon laser during polymerization of dental resins. *Lasers Surg Med*, 20(4), 467-472
28. Buonocuore, M.G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. *J Dent Res*, 34, 849-853.
29. Burkes, E.J., Hoke, J., Gomes, E., Wolbarsht, M. (1992). Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *J Prosthet Dent* , 67, 847–851.
30. Cardoso, M.V., Coutinho, E., Ermis, R.B., Poitevin, A., Van, Landuyt, K., De Munck, J., Carvalho, R.C., Van Meerbeek, B. (2007). Influence of dentin cavity surface finishing on micro-tensile bond strength of adhesives. *Dent Mater* (Baskıda).

31. Cavalcanti, B.N., Lage-Marques, J.L., Rode, S.M. (2003). Pulpal temperature increases with Er:YAG laser and high-speed handpieces. *J Prosthet Dent*, 90(5), 447-451.
32. Ceballos, L., Osorio, R., Toledano, M., Marshall, G.W. (2001). Microleakage of composite restorations after acid or Er-YAG laser cavity treatments. *Dent Mater*, 17(4), 340-346.
33. Ciaramicoli, M.T., Carvalho, R.C., Eduardo, C.P. (2003). Treatment of cervical dentin hypersensitivity using Neodymium: Yttrium-Aluminum-Garnet laser. Clinical evaluation. *Lasers Surg Med*, 33(5), 358-362 .
34. Cobb, D.S., Dederich, D.N., Gardner, T.V. (2000). In vitro temperature change at the dentin/pulpal interface by using conventional visible light versus argon laser. *Lasers Surg Med*, 26(4), 386-397.
35. Coluzzi, D.J. (2004). Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am*. 48(4),751-770, v. Review.
36. Convissar, R.A. (2004). The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. *Dent Clin North Am*, 48(4), 771-794, v. Review.
37. 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.
38. Cozean, C., Arcoria, C.J., Pelagalli, J., Powell, G.L. (1997). Dentistry for the 21st century? Er:YAG laser for teeth. *J Am Dent Assoc*, 128, 1080-1087.
39. Dayangaç, G.B. (2000) Kompozit Rezinler, Kompozit Rezin Restorasyonlar.s 4-38. Ankara:Güneş Kitabevi Ltd Şti.
40. Dederich, D.N. (1993). Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *J Am Dent Assoc*, 124(2), 57-61.

41. Delbem, A.C., Cury, J.A., Nakassima, C.K., Gouveia, V.G., Theodoro, L.H. (2003). Effect of Er:YAG laser on CaF₂ formation and its anti-cariogenic action on human enamel: An in vitro study, *J Clin Laser Med Surg*, 21(4),197-201.
42. Delfino, C.S., Duarte, S. Jr. (2007) Effect of the composite surface sealant application moment on marginal sealing of compactable composite resin restoration. *J Mater Sci Mater Med*, 18(12), 2257-2261.
43. Delme, K.I., Deman, P.J., Nammour, S., De Moor, R.J. (2006) Microleakage of class V glass ionomer restorations after conventional and Er:YAG laser preparation. *Photomed Laser Surg*, 24(6), 715-722.
44. 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.
45. De Souza, F.D., Pecora, J.D., Silva, R.G. (2005). The effect on coronal leakage of liquid adhesive application over root fillings after smear layer removal with EDTA or Er:YAG Laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 99(1),125-128.
46. Dietschi, D. and Spreafico, R. (1997). Historical Perspective. Adhesive Metal-Free Restorations. Current Concepts for the Esthetic Treatment of Posterior Teeth. (Ed.D Dietschi, R Spreafico)' da, Quintessence Publishing Co., Inc., Landshut, s.27-33.
47. Dostalova, T., Jelinkova, H., Kucerova, H., Krejsa, O., Hamal, K., Kubelka, J., Prochazka, S. (1998). Noncontact Er:YAG laser ablation: clinical evaluation. *J Clin Laser Med Surg*, 16(5), 273-282.
48. Dumore, T., Fried, D. (2000). Selective ablation of orthodontic compositeby using sub-microsecond IR laser pulses with optical feedback. *Lasers Surg Med*, 27,103-110.

49. 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.
50. Edwards, B., Stenner, M., Park, T. (2003). Development of a laser entrway safety control system in the research university setting. *Health Phys*, 84, 74-79.
51. Edwards, B.E. (2002). A comprehensive laser safety program for the research university setting. *Health Phys*, 83, 32-35.
52. Edwards, B.E., Barnes, L.K., Gibbs, J.B., Nguyen, G.B. (2002). Medical laser safety hazard evaluation. *Health Phys*, 36-44.
53. Efes, B.G (2005). Konservatif Diş Tedavisinde Diagnostik Yöntemler. *İstanbul Üniv. Dişhek Fak Derg*, 39,44-49.
54. Einstain, A. (1917) Zur quantentheorie der strahlung(on the quantum theory of radiation). *Physika Zeitschrift*, 18,121-128.
55. Ergucu, Z., Celik, E.U., Turkun, M. (2007). Microleakage study of different adhesive systems in Class V cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser and bur preparation. *Gen Dent*, 55(1), 27-32.
56. Ergücü, Z., Türkün, Ş. (2006). Modern Çürük Teşhis Yöntemleri. *Dişhekimi Bilimsel. Kasım-Aralık*.15-20.
57. Ekworapoj, P., Sidhu, S.K., Mc Cabe, J.F. (2007). Effect of different power parameters of Er,Cr:YSGG laser on human dentine. *Lasers Med Sci*, 22(3),175-182.
58. Escribano, N., Del-Nero O., de la Macorra, J.C. (2001). Sealing and dentin bond strength of adhesive systems in selected areas of perfused teeth. *Dent Mater*, 17(2), 149-55.
59. Featherstone, J.D., Nelson, D.G. (1987). Laser effects on dental hard tissues. *Adv Dent Res*, 1(1), 21-26.

60. Franzen, R., Esteves-Oliveira, M., Meister, J., Wallerang, A., Vanweersch, L., Lampert, F., Gutknecht, N. (2007). Decontamination of deep dentin by means of erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser irradiation. *Lasers Med Sci*, 20;(Baskıda)
61. Freitas, P.M., Navarro, R.S., Barros, J.A., De Paula, Eduardo, C. (2007). The use of Er:YAG laser for cavity preparation: an SEM evaluation. *Microsc Res Tech*, 70(9), 803-808.
62. Fusayama, T., Nakamura, M., Kurosaki, N., Iwaku, M. (1979). Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res*, 58(4),1364-1370.
63. Geraldo-Martins, V.R., Robles, F.R., Matos, A.B. (2007). Chlorhexidine's effect on sealing ability of composite restorations following Er:YAG laser cavity preparation. *J Contemp Dent Pract*. 1,8(5),26-33.
64. Goharkhay, K. ve Moritz, A. (2006). Caries Prevention. A. Moritz, (Ed.) Oral Laser Application, s. 193 - 239. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin.
65. Goharkhay, K. Wernisch, J. ve Moritz, A. (2006). Dentin Hypersensitivity. A. Moritz, (Ed.) Oral Laser Application, s. 377 - 405. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin.
66. Gokalp, S., Baseren, M. (2005). Use of laser fluorescence in monitoring the durability and cariostatic effects of fluoride and chlorhexidine varnishes on occlusal caries: a clinical study. *Quintessence Int*, 36(3), 183-189.
67. Goldman, L., Gray, J.A., Goldman, J., Goldman, B., Meyer, R. (1965). Effect of laser beam impacts on teeth. *J Am Dent Assoc*, 70, 601-606.
68. Gonzales, M.A. (1992). Comparison of four microleakage tests. MSD thesis university of Indiana, Indianapolis. In :Alani, AH., Toh, C.G., Detection of microleakage around dental restorations:a review, *Oper. Dent*, 22(4), 173-185.

69. Görücü, J., Tiritöğlu, M. (1995). Posterior Estetik Restorasyonlar. Dicle Üniv. Dişhek. Fak Derg. 6(1-2-3), 45-50.
70. Guillermand, L. (2002). Application Clinique Du Laser Nd:Yap Au Tritement De L'hypersensibilite. These de Docteur. Dentaire Universite Claude Bernard- Lyon 1 U.F.R D'odontologie, Lyon.
71. Gurgan, S., Kiremitci, A., Cakir, F.Y., Yazici, E. Gorucu, J., Gutknecht, N. (2007). Shear bond strength of composite bonded to erbium:yttrium-aluminum-garnet laser-prepared dentin. Lasers Med Sci, 12;(Baskıda)
72. Gursoy, T., Kazak, M., Gokce, K., Benderli, Y. (2003). Microleakage of class I and V resin composite restorations after bur or Er,Cr:YSGG laser preparation. J Oral Laser Appl, 3, 229-223.
73. Gutknecht, N., Apel, C., Schäfer, C., Lampert, F. (2001). Microleakage of composite fillings in Er,Cr:YSGG laser-prepared class II cavities. Lasers Surg Med, 28(4), 371-374.
74. Gwinnett, A.J., Matsui, A. (1967). A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. Arch Oral Biol, 12, 1615-1620.
75. Gwinnett, A.J. (1971). Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. Archs Oral Biol, 16, 731-738.
76. Hadley, J., Douglas, A., Eversole, L.R., Gornbein, J. (2000). A laser powered hydrokinetic sistem for caries removal and cavity preparation. J Am Dent Assoc, 131, 777-785
77. Hans, J.K. ve Frentzen M. (1995) Laser Effects on Dental Hard Tissues L.J. Miserandino R.M. Pick, (Ed.) Lasers in Dentistry, s. 57-70. Quintessence Publishing Co, Inc.
78. Harashima, T., Kinoshita, J., Kimura, Y., Brugnera, A., Zanin, F., Pecora, J.D., Matsumoto, K. (2005). Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers. Photomed Laser Surg, 23(1),52-55.

79. Harris, D.M. ve Pick, R.M. (1995) Laser Physics. L.J. Misserandino, R.M. Pick, (Ed.) Lasers in Dentistry, s. 27 – 38. Quintessence Publishing Co, Inc.
80. Haris, D.M., White, J.M., Goodis, H., Arcoria, C.J., Simon. J., Carpenter, W.M., Fried, D., Burkart, J., Yessik, M., Myers, T. (2002). Selective ablation of surface enamel caries with a pulsed Nd:YAG dental laser. Lasers Surg Med, 30(5), 342-350. Comment in: J Esthet Restor Dent. 2005,17(1), 60-5.
81. Hibst R. (2002). Lasers for caries removal and cavity preparation: States of the art and future Direction. J Oral Laser Appl, 2, 203-212.
82. Hossain, M., Nakamura, Y., Tamaki, Y., Yamada, Y., Murakami, Y., Matsumoto, K. (2003). Atomic analysis and knoop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation in vitro. J Oral Rehabil, 30(5), 515-521.
83. Hossain, M., Nakamura, Y., Yamada, Y., Kimura, Y., Nakamura, G., Matsumoto, K. (1999). Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. J Clin Laser Med Surg, 17(3), 105-109.
84. 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
85. Hoyer, R.C., Ketcham, AS., Riggle, G.C. (1967). The air-borne dissemination of viable tumor by high energy neodymium laser, Life Sci, 6, 119-125.
86. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. (2000). ICNIRP Statement on light-emitting diodes (Leds) and laser diodes: Implications for hazard assesment. Health Phys., 78, 744-752.

87. International Commission On Non-Ionizing Radiation Protection. (2000). Revision of guidelines on limits of exposure to laser radiation of wavelengths between 400 nm and 1.4 μ m. Health Phys, 79, 431-440.
88. Istanbul. edu. tr/eng/metalurji/ sem.htm
89. Kanca, J. (1989). The effect of microleakage of four dentin-enamel bonding systems. Quin Int, 20, 359-361
90. Kansu, Ö., Gürkan, S. (1989). Kavite Preparasyonunun Diş Yapısında Neden Olduğu Çatlakların Transilluminasyon Yöntemiyle İncelenmesi. Hacettepe Üniv. Dişhek Fak Derg, 13(4), 203-206
91. Kantola, S. (1973). Laser-induced effects on tooth structure. X-ray diffraction study of dentine exposed to a CO₂ laser. Acta Odontol Scand, 31(6), 381-386.
92. Karaçaylı, Ü. (2003). Laser Dopler Flowmetry ve Dişhekimliğindeki Uygulamaları. Gülhane Askeri Tıp Akademisi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Dişhekimliği Bilimleri Merkezi. Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi AD. Ankara, Seminer.
93. Karu, T. (1998) The science of low power laser therapy. Overseas Publishers Association, Amsterdam. The Netherlands
94. Kasar, B. (1991). Argon Lazer ile Polimerize Edilen Kompozitlerin Makaslama Kuvvetlerine Karşı Direnci. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Konservatif Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi. Ankara
95. Kawahara, H., Yamagami, A. (1970) In vitro studies of cellular responses to heat and vibration in cavity preparation. J Dent Res, 49(4), 829-835.
96. Keller, U. ve Hibst R. (1995) Er:YAG Laser Effects on Oral Hard and Soft Tissues. L.J. Miserandino R.M. Pick, (Ed.) Lasers in Dentistry, s. 161-172. Quintessence Publishing Co, Inc.

97. Khan, M.F., Yonaga, K., Kimura, Y., Funato, A., Matsumoto, K. (1988). Study of microleakage at Class I cavities prepared by Er:YAG laser using three types of restorative materials. Clin Laser Med Surg, 16(6), 305-308.
98. Kivanç, B.H., Karadağ, L. S. (2006). Er:YAG Lazer ve Frez İle Hazırlanan Sınıf V Restorasyonların Mikrosızıntısının Değerlendirilmesi. Gazi Üniv. Diş Hek Fak Derg, 23 (3), 165-168.
99. Kinoshita, J., Kimura, Y. Matsumoto, K. (2003). Comparative study of carious dentin removal by Er,Cr:YSGG laser and Carisolv. J Clin Laser Med Surg, 21(5), 307-315.
100. Klink, T., Klimm, W., Gutknecht, N. (1997). Antibacterial effects of Nd:YAG laser irradiation within root canal dentin. J Clin Laser Med Surg, 15(1), 29-31.
101. Kocabalkan, E., (1993) Dişhekimliğinde Mikrosızıntı ve Tespit Yöntemleri. Atatürk Üniv. Dişhek. Fak. Derg. 3(2), 52-56.
102. Koliniotou-Koumpia, E., Dionysopoulos, P., Koumpia, E. (2004). In vivo evaluation of microleakage from composites with new dentine adhesives. J Oral Rehabil, 31(10):1014-1022.
103. Kotlow, L.A. (2004) Lasers in pediatric dentistry. Dent Clin North Am. 48(4):889-922, Review.
104. Köprülü H. (1988). Kenar Sızıntısının Azaltılmasında Kullanılan Materyal ve Tekniklerin Önemi. Hacettepe Üniv. Dişhek Fak Derg, 12(4), 253-257.
105. Kreisler, M., Kohnen, W., Beck, M., Al Haj, H., Christoffers, A.B., Gotz, H., Duschner, H., Jansen, B., D'Hoedt, B. (2003). Efficacy of NaOCl/H₂O₂ irrigation and GaAlAs laser in decontamination of root canals in vitro. Lasers Surg Med, 32(3), 189-196.
106. 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.

107. Lee, B.S., Lin, C.P., Lin, F.H., Lan, W.H. (2002). Ultrastructural changes of human dentin after irradiation by Nd:YAG laser. *Lasers Surg Med*, 30(3), 246-252.
108. Leinfelder, K.F., O'Neal, S.J., Mueninghoff, L.A. (1986) Use of Ca(OH)₂ for measuring microleakage. *Dent Mater*, 2(3),121-124.
109. Levy, G., Koubi, G.F., Miserendino, L.J. (1998). Cutting efficiency of a mid-infrared laser on human enamel. *J Endod*, 24(2), 97-101.
110. Lin, S., Caputo, A.A., Eversole, L.R., Rizioiu, 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.
111. Lizarelli, R. De F., Moriyama, L.T., Bagnato, V.S. (2003). Ablation of composite resins using Er:YAG laser--comparison with enamel and dentin. *Lasers Surg Med*, 33(2),132-139.
112. Maiman, T.H. (1960). Stimulated optical radiation by ruby. *Nature*, 187, 493-494.
113. Martinez-Insua, A., Dominquez, S., Rivera, G.F., Santana, Penin, A.U. (2000). Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent*, 84, 240-248.
114. Matson, J.R., Matson, E., Navarro, R.S., Bocangel, J.S., Jaeger, R.G., Eduardo, C.P. (2002). Er:YAG laser effects on enamel occlusal fissures: an in vitro study. *J Clin Laser Med Surg*, 20(1), 27-35.
115. Meral, G. (1999). Nd-YAG Lazerin Oral Florada Bulunan Mikroorganizmalar Üzerindeki Bakterisidal Etkilerinin Deneysel Laboratuvar ve Klinik Olarak İncelenmesi. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi Ankara
116. Miller, K.E. (2005). Operational health physics. *Health Phys*, 88, 638-652.

117. Miserandino, L.J., Levy G. ve Miserandino C.A. (1995) Laser Interaction with Biologic Tissues. L.J. Miserandino R.M. Pick, (Ed.) Lasers in Dentistry, s. 39– 55. Quintessence Publishing Co, Inc.
118. Miserandino, L.J., Pick, R.M. ve Blankenau R.J. (1995) Laser Safety in Dental Practice. L.J. Miserandino R.M. Pick, (Ed.) Lasers in Dentistry, s. 85– 101. Quintessence Publishing Co, Inc.
119. Monghini, E.M., Wanderley, R.L., Pécora, J.D., Palma, Dibb, R.G., Corona, S.A., Borsatto, M.C. (2004). Bond strength to dentin of primary teeth irradiated with varying Er:YAG laser energies and SEM examination of the surface morphology. Lasers Surg Med, 34(3), 254-259.
120. Moritz, A., Schoop, U., Strassl. M. ve Wintner. E. (2006). Cavity Preparation. A.Moritz, (Ed.) Oral Laser Application, s. 75-138. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin.
121. Moshonov, J., Stabholz, A., Zyskind, D., Sharlin, E., Peretz, B. (2005). Acid-etched and Erbium:Yttrium Aluminium Garnet laser-treated enamel for fissure sealants: A comparison of microleakage. Int J Paediatr Dent, 15(3), 205-209.
122. Myers, M.L. (1991). The effect of laser irradiation on oral tissues. J Prosthet Dent, 66(3), 395-397.
123. Myers, T. D. & Mc Daniel, J. D. (1991). The pulsed Nd:YAG dental laser: review of clinical applications. J Calif Dent Assoc., 19, 25 -30.
124. Nakabayashi, N., Nakamura, M., Yasuda, N. (1991). Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. J Esthet Dent, 3(4), 133-138.
125. Nammour, S., Demortier, G., Florio, P., Delhaye, Y., Preaux, J.J., Morciaux, Y., Povell, L. (2003). Increase of enamel fluoride retention by low fluence argon laser in vivo. Lasers Surg Med, 33(4), 260-263.
126. Niemz, M.H. (1995). Cavity preparation with the Nd:YLF picosecond laser. J Dent Res, 74(5), 1194-1199.

127. Niu, W., Eto, J.N., Kimura, Y., Takeda, F.H., Matsumoto, K. (1998). A study on microleakage after resin filling of Class V cavities prepared by Er:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg*, 16(4), 227-231.
128. Olivi, G., Genovese, M.D. (2007). Effect of Er:YAG parameters on enamel: SEM observations. *J Oral Laser Applic*, 7, 27-35.
129. Opdam, N.J., Roeters, J.J., Van Berghem, E., Eijsvogels, E., Bronkhorst, E. (2002). Microleakage and damage to adjacent teeth when finishing Class II adhesive preparations using either a sonic device or bur. *Am J Dent*, 15(5), 317-320.
130. Orchardson, R., Peacock, J.M., Whitters, C.L. (1998). Effects of pulsed Nd:YAG laser radiation on action potential conduction in nerve fibres inside teeth in vitro. *J Dent*, 26(5-6), 421-426.
131. Orchardson, R., Whitters, C.L. (2000). Effect of He-Ne and pulsed Nd:YAG laser irradiation on intradental nerve responses to mechanical stimulation of dentine. *Lasers Surg Med*, 26(3), 241-249.
132. Owens, B.M., Johnson, W.W. (2005). Effect of insertion technique and adhesive system on microleakage of class V resin composite restorations. *J Adhes Dent*, 7(4), 303-308.
133. Palma, Dibb, R.G., Milori, Corona, S.A., Borsatto, M.C., Ferreira KC, Pereira, Ramos, R, Djalma, Pecora, J. (2002). Assessing microleakage on class V composite resin restorations after Er:YAG laser preparation varying the adhesive systems. *J Clin Laser Med Surg*, 20,129-133.
134. Parker, P. (2006). Laser Safety. Changes to Regulations as to use. *J Academy Laser Dent*, 14, 32-34.
135. Parker S. (2007). Laser regulation and safety in general dental practice. *Br Dent J*, 202, 523-532.
136. Pelagalli, J., Gimbel, C.B., Hansen, R.T., Swett, A., Winn, D.W. (1997). Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation- phase 1. *J Clin Laser Med Surg*, 15, 109-115,

137. Perdigao, J. ve Swift, E.J. Jr. (2002). Fundamentals Concepts of Enamel and Dentin Adhesion. T.H. Roberson (Ed.) Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry (forth ed.) s.235 – 268. Mosby Inc. St. Louise USA
138. Piccione, P.J. (2004). Dental laser safety. Dent Clin North Am, 48(4), 795-807.
139. Pioch, T., Garcia-Godoy, F., Duschner, H., Koch, M.J., Staehle, H.J., Dorfer, C.E. (2003). Effect of cavity preparation instruments (oscillating or rotating) on the composite-dentin interface in primary teeth. Dent Mater, 19(4), 259-263.
140. Pioch, T., Matthias, J. (1998). Mercury vapor release from dental amalgam after laser treatment. Eur J Oral Sci, 106(1), 600-602.
141. Pöntinen, P.J. (1992). Low Level Laser Therapy as a Medical Treatment Modality. Art Urpo Ltd. Tampere, Finland
142. Qualtrough, A.J.E., Satterthwaite, J.D., Morrow, L.A., Brunton A.P. (2005). Principles of Operative Dentistry. Blackwell Publishing, Incorporated, 1 edition. 27-36.
143. Rechmann, P., Goldin. D.S., Hennig, T. (1998). Er:YAG lasers in dentistry : an overview. SPIE. Vol. 3248. 0277-786x/98.1-12
144. Reyto, R. (2001). Lasers and air abrasion. New modalities for tooth preparation. Dent Clin North Am, 45(1), 189-206.
145. Rice, J. (2004). Analyzing Hazards. Wavelengths, 12, 22-23.
146. Riziou, I., Kohanghadosh, F., Kimmel, A.L., Eversole, L.R. (1998). Pulpal thermal responses to an Erbium, Chromium:YSGG pulsed laser hydrokinetic system. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 86(2), 220-223.
147. Rochd, T., Calas, P., Roques, C. (1998). Evaluation of the bactericidal activity on oral organisms of the Nd:YAP laser in vitro. Med Sci, 13, 288-292.

148. Roebuck, E.M., Whitters, C.J., Saunders, W.P. (2001). The influence of three Erbium:YAG laser energies on the in vitro microleakage of Class V compomer resin restorations. *Int J Pediatr Dent*, 11, 49-56.
149. Sakurai, Y., Yamaguchi, M., Abiko, Y. (2000). Inhibitory effect of low-level laser irradiation on LPS- stimulated prostoglandin E2 production and cyclooxygenase-2 in human gingival fibroblasts. *Eur J Oral Sci*, 108, 29-34
150. Sasaki, K.M., Aoki, A., Masuno, H., Ichinose, S., Yamada, S., Ishikawa, I. (2002). Compositional analysis of root cementum and dentin after Er:YAG laser irradiation compared with CO2 lased and intact roots using fourier transformed infrared spectroscopy. *J Periodontal Res*, 37(1), 50-59.
151. Sassi, J.F., Chimello, D.T., Borsatto, M.C., Corona, S.A., Pecora, J.D., Palma-Dibb, R.G. (2004). Comparative study of the dentin/adhesive systems interface after treatment with Er:YAG laser and acid etching using scanning electron microscope. *Lasers Surg Med*, 34(5), 385-390.
152. Schein, M.T., Bocangel, J.S., Nogueira, G.E., Schein, P.A. (2003). SEM evaluation of the interaction pattern between dentin and resin after cavity preparation using Er:YAG laser. *J Dent*, 31(2), 127-135.
153. Schoop, U., Kluger, W., Moritz, A., Nedjelic, N., Georgopoulos, A., Sperr, W. (2004). Bactericidal effect of different laser systems in the deep layers of dentin. *Lasers Surg Med*, 35(2), 111-116.
154. Schwarz, F., Aoki, A., Sculean, A., Georg, T., Scherbaum, W., Becker, J. (2003). In vivo effects of an Er:YAG laser, an ultrasonic system and scaling and root planing on the biocompatibility of periodontally diseased root surfaces in cultures of human PDL fibroblasts. *Lasers Surg Med*, 33(2), 140-147.
155. Searls, J.C. (1967). Light and electron microscope evaluation of changes induced in odontoblasts of the rat incisor by the high-speed drill. *J Dent Res*. 46(6), 1344-1355.

156. Sert, S., Şahinkesen, G., Tunca M., Aslanalp V. (2005). Diş Renklenmeleri ve Ağartma Yöntemleri. Gülhane Askeri Tıp Akademisi. Ayın Kitabı, 65, 24-26.
157. Setien, V.J., Cobb, D.S., Denehy, G.E., Vargas, M.A. (2001). Cavity preparation devices: effect on microleakage of Class V resin-based composite restorations. *Am J Dent*, 14(3), 157-162.
158. Silberfab, A. (2006). Atoms, Photons, and Information. Thesis. The University of New Mexico. Albuquerque, New Mexico
159. Silberman, J.J., Dederich, D.N., Vargas, M., Denehy, G.E. (1994). SEM comparison of acid-etched, CO₂ laser-irradiated, and combined treatment on dentin surfaces. *Lasers Surg Med*, 15(3), 269-276.
160. Stern, R.H., Sognnaes, R.F. (1964). Laser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res*, 43, 873.
161. Stevanovic, M., Petrovska, M., Mircev, M., (2004). Bactericidal effects of Er:YAG laser irradiation in root canals. *J Oral Laser Applic*, 4, 43-6.
162. Stock, K., Hibst, R., Keller, U., (1997). Comparison of Er:YAG and Er:YSGG laser ablation of dental hard tissues, SPIE. Vol,3192,0277-786x97 Pp 88-94.
163. Strauss, R.A., Fallon, S.D. (2004). Lasers in contemporary oral and maxillofacial surgery. *Dent Clin North Am*, 48(4), 861-88, vi. Review.
164. Sun, G. (2000). The role of lasers in cosmetic dentistry. *Dent Clin North Am*, 44, 831-850.
165. Swift, E.j. Jr, Edwards, G.S., Perdigao, J., Thompson, J.Y., Nunes, M.F., Ruddell, D.E., Negishi, A. (2002). Free-electron laser etching of dental enamel. *J Dent*, 29(5), 347-353.
166. Swift, E.J., Perdigao, J., Heymann, H.O. (1995). Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence Int*, 26, 95-110.
167. Szymanska, J. (2000). Work-related vision hazards in the dental office. *Ann Agric Environ Med*, 7, 1-4.

168. Takamori, K., Frukawa, H., Morikawa, Y., Katayama, T., Watanabe, S. (2003). basic study on vibrations during tooth preparations caused by high-speed drilling and Er:YAG laser irradiation. *Lasers Surg Med*, 32, 25-31.
169. Tanabe, K., Yoshiba, K., Yoshiba, N., Iwaku, M., Ozawa, H. (2002). Immunohistochemical study on pulpal response in rat molars after cavity preparation by Er:YAG laser. *Eur J Oral Sci*, 110(3), 237-245.
170. Tanghetti, E.A., Yaghmai, D., Zelickson, B.D. (2006). Complications of laser dermatologic surgery. *Lasers Surg Med*, 38(1), 1-15.
171. Tanzi, E.L., Lupton, J.R., Alster, T.S. (2003). Lasers in dermatology: Four decades of progress. *J Am. Acad.Dermatol*, 49, 1-34.
172. Tarle, Z., Meniga, A., Knezevic, A., Sutalo, J., Ristic, M., Pichler, G. (2002). Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc, and an experimental blue LED curing unit. *J Oral Rehabil*, 29(7), 662-667.
173. Taylor, M.J., Lynch. E. (1992). Microleakage. *J Dent*. 20(1), 3-10. Review.
174. Teper, S.A., Zahnder, M., Pajarola, G.F., Schmidlin, P.R. (2004). Increased fluorid uptake and acid resistance by CO₂ laser-irradiation through topically applied fluoride on human enamel in vitro. *J Dent*, 32, 635-641.
175. Timmerman, M.F., Menso, L., Steinfort, J., Van Winkelhoff, A.J., Van Der Weijden, G.A. (2004). Atmospheric contamination during ultrasonic scaling. *J Clin Periodontol*, 31(6), 458-462.
176. Tiritoğlu, M., (1994). Kenar sızıntısı Belirleme Yöntemleri, Ege Üniv. Dişhek. Fak. Derg., 15, 132-138.
177. Trowbridge, H.O. (1987). Model systems for determining biologic effects of microleakage. *Oper Dent*. 12(4), 164-172.

178. Tuner, J. ve Hode, L. (2002). Laser Therapy, Clinical Practice and Scientific Background, Prima Books BA, Grangesberg, Sweden
179. Usumez, A., Aykent, F. (2003). Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. J Prosthet Dent, 90(1), 24-30.
180. Üşümez, S., Orhan, M., Malkoç, S. (2000). Er,Cr:YSGG Hidrokinetik Lazer Sistemiyle Mine Pürüzlendirilmesinin Ortodontik Apareylerin Yapışma Kuvvetine Etkisi. Cumhuriyet Üniv .Dişhek Fak Derg, 3(1), 6-9.
181. Van, As, G. (2004). Erbium lasers in dentistry. Dent Clin North Am, 48(4), 1017-1059, viii. Review.
182. Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., De Munck, J. Inoue, S., Yoshida, Y. Perdigao, J. ve diğ. (2006), Bonding to Enamel and Dentin. J.B. Summitt, J.W. Robins, T.J. Hilton, R.S. Schwartz (Ed.) Fundamentals of Operative Dentistry, a contemporary approach. s. 183 – 260. Quintessence Publishing Co, Illinois USA
183. Verheyen, P., Moritz, A. ve Walsh, L.J. (2006). Photopolymerization. A. Moritz, (Ed.) Oral Laser Application, s. 139 - 191. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin.
184. Verheyen, P., Walsh, L.J., Wernisch, C., Schoop, U. ve Moritz, A. (2006). Laser Asisted Bleaching. A. Moritz, (Ed.) Oral Laser Application, s. 407 - 448. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin.
185. Visuri, S.R., Walsh, J.T. Jr, Wigdor, H.A. (1996). Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. Lasers Surg Med, 18(3), 294-300.
186. Vogel, A., Venugopalan, V. (2003). Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues. Chem Rev, 103(2), 577-644. Review.
187. Von, Fraunhofer, J.A., Alien, D.J., Orbell, G.M. (1993). Laser etching of enamel for direct bonding. Angle Orthod, 1, 73-76.

188. Walton, R.E. (1987). Microleakage of restorative materials. *Oper Dent*, 12(4),138-139.
189. Wigdor, H. ve Miserandino, L.J. (1995). Regulations, Standards, and Education for Lasers in Dentistry. L.J. Miserandino R.M. Pick, (Ed.) *Lasers in Dentistry*, s. 103– 112. Quintessence Publishing Co, Inc.
190. Willey, A., Anderson, R.R., Azpiazu, J.L., Bakus, A.D., Barlow, R.J., Dover, J.S., Garden, J.M., Kimler, S.L., Landa, N., Manstein, D., Ross, E.V. Jr, Sadick, N., McKinley, I.B. Jr., Ludlow, M.O.(1994). Hazards of laser smoke during endodontic therapy. *J Endod*, 20(11), 558-559.
191. Wintner, E. ve Strassl, M. Basic Information on Lasers. (2006). A. Moritz(Ed.), *Oral Laser Application*, s. 1-55. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin.
192. Wright, G.Z., Mc. Connell, R.J., Keller, U. (1993). Microleakage of class V composite restorations prepared conventionally with those prepared with an Er:YAG laser: A pilot study. *Pediatr Dent* ,15, 425-426.
193. Yamada, M.K., Uo, M., Ohkawa, S., Akasaka, T., Watari, F. (2004). Three-dimensional topographic scanning electron microscope and Raman spectroscopic analyses of the irradiation effect on teeth by Nd:YAG, Er: YAG, and CO₂ lasers. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 15,71(1):7-15.
194. Yamazaki, P.C., Bedran-Russo, A.K., Pereira, P.N., Wsift, E.J. Jr. (2006). Microleakage evaluation of a new low-shrinkage composite restorative material. *Oper Dent*, 31(6), 670-676.
195. Yanıkoğlu, F. (1990). Kompozit Dolgu Maddelerinde Mikrosızıntı Fenomeninin Kombine Metod ve Materyallerle Araştırılması. Doktora Tezi. Marmara Üniversitesi. İstanbul
196. Yazıcı, A.R., Özgünaltay, G., Dayangaç, B. (2003). Air Abrazyonla Pürüzlendirilmiş Dentine İki Farklı Adeziv Sistemin Bağlanma Dayanıklılıklarının İncelenmesi. *Hacettepe Üniv Dişhek Fak. Derg*, 27(1), 40-45.

197. Yazıcı, R. (1999). Kompozit Rezın Restorasyonlarda İki Farklı Yüzey Pürüzlendirme Yöntemi Olan Asit ve Lazerin Kenar Sızıntısına Etkisinin İn Vitro Olarak İncelenmesi. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi. Ankara
198. Yenen Z., Görücü J., Gürsoy T. (2002). Hidrokinetik Lazer ve Geleneksel Yöntemlerin Kavite Preparasyonu ve Pürüzlendirme Sırasında Harcanan Süreye Etkisi. Hacettepe Üniv. Dişhek Fak Derg. 26(3-4),74-78
199. Yılmaz, E.Ö. (2005). Farklı Yöntemlerle Hazırlanan Sınıf II Kavitelerde Estetik Retorasyonların Mikrosızıntısının Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi. Ankara
200. Yip, H.K., Samaranayake, L.P. (1998). Caries removal techniques and instrumentation:a review. Clin Oral Investig, 2(4),148-154. Review.
201. Youssef, M.N., Youssef, F.A., Souza-Zaroni, W.C., Turbino, M.L., Vieira, M.M. (2006). Effect of enamel preparation method on in vitro marginal microleakage of a flowable composite used as pit and fissure sealant. Int J Paediatr Dent, 16(5), 342-347.
202. Zach, L., Cohen, G. (1965). Pulp response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 19, 515-530.
203. Zuclich, J.A., Stolarski, D.J. (2001). Retinal damage induced by red diode laser. Health Phys, 81, 8-14.

ÖZGEÇMİŞ

25.03.1964 tarihinde Ankara’da doğdu. 1987 yılında H.Ü Dişhekimliği Fakültesinden mezun oldu. 13 yıl Sorgun/Yozgat, Polatlı/Ankara ve Ankara’ da serbest dişhekimisi olarak çalıştıktan sonra 2000 yılında Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı’nda doktora öğrenimine başladı. 2001 yılında “Université Claude Bernard Lyon-I, Faculté D’Odontologie Conservatrice Odontologie Service-Lyon/France” (10 Haziran - 28 Eylül) ve “Université Lille, Faculté D’Odontologie Conservatrice Odontologie Service-Lille / France” (1 Ekim - 1 Aralık) de klinik stajları yaptı. Aralık 2001 de Hacettepe’ deki görevine döndü. Evli ve iki çocuk annesidir. Katılmış olduğu bilimsel etkinlikler ve yayınlanan makaleleri aşağıda gösterilmiştir.

Bildiği Yabancı Diller:

Üniversitelerarası Dil Sınavı (ÜDS)

1. İngilizce : 77.5

2. Fransızca : 65

Davetli Olarak Katıldığı Uluslar arası Bilimsel Aktiviteler:

1. Université Claude Bernard-Lyon I, U.F.R D’Odontologie “Etude Comparative de L’exercice de l’Odontologie en Turquie et en France” (Fransa ve Türkiye’de Dişhekimliği Pratiğinin Karşılaştırması) isimli doktora tezinde Jüri Üyesi. 16 Aralık 2004 Lyon / Fransa

2. Yenen Z “Conservative Approach by Er,Cr:YSGG Laser on Two Hundred Dental Patients” konulu konferans. “Third Bulgarian Symposium Laser in Dentistry” 4-7 Ekim 2007 Varna, Bulgaristan (Konuşmacı)

Davetli Olarak Katıldığı Ulusal Bilimsel Aktivite:

Yenen Z “Hastaların Lazer uygulamalarına bakış açısı” III. Biolase Kullanıcı Sempozyumu, (Konuşmacı) 24/25 Kasım 2006 İstanbul

Üyesi Olduğu Lazer Dernekleri :

1. Academy of Laser Dentistry (**ALD**).
2. World Federation for Laser Dentistry (**WFLD**) (Former International Society for Lasers in Dentistry).
3. Oral Lazer Uygulamaları Derneği (**OLUD**).

YAYINLAR:

1. Yenen (Oto), Z., Görücü, J. (2002) Engelliler ve Ağız Diş Sağlığı. *Ufkun Ötesi Bilim Dergisi*, 2,(2), 25-32.
2. Yenen, Z., Görücü, J., Gürsoy. T. (2002). Hidrokinetik Lazer ve Geleneksel Yöntemlerin Kavite Preparasyonu ve Pürüzlendirme Sırasında Harcanan Süreye Etkisi. *Hacettepe Dişhek Fak Derg*, 26, (3-4), 74-78.
3. Gökalp, S., Özgünaltay, G., Yenen, Z. (2003). Diş Çürüklerinin Sınıflandırılmasında Yeni Bir Kavram. *Ankara Dişhekimleri Odası Dergisi*. Haziran, 53-56.
4. Yenen, Z., Görücü, J. (2003). Dişhekimliğinde Lazer Uygulamaları. *Ankara Dişhekimleri Odası dergisi*, Aralık, 34-37.
5. Yenen, Z., Görücü, J., Gürsoy, T. (2003). II. Sınıf Slot Kavite Preparasyonu ve Pürüzlendirme Sırasında Hidrokinetik Lazer ve Geleneksel yöntemlerin Kullanılmasının Harcanan Süreye Etkisi. *Dişhekimliği Dergisi*, 53,311-314.
6. Yenen, Z., Görücü, J., Gürsoy, T. (2004). Er,Cr:YSGG Lazerin Dental Materyaller Üzerine Etkisi. *Türk Dişhekimliği Dergisi*, 56,104-109.
7. Yenen, Z., Görücü, J. (2004). Lazerler Pahalı Oyuncaklar mı Yoksa Gerekli Aletler mi? *Dişhekimliği Dergisi*, 1,24-27.

8. Yenen Z., Lazerler Sihirli Aletler mi? (2004). *Dişhekimliği Dergisi*, 1,14. (röportaj)
9. Yenen, Z., Görücü, J. (2004). Muayenehane Pratiğinde Engelli Hastalara Yaklaşım. *Dişhekimliği Dergisi*, 57, 40-43.
10. Yenen, Z., Görücü, J. (2005). Dental Lazer Seçiminde Önemli Kriterler. *Dişhekimliği Dergisi*, 63,49-52.
11. Yenen, Z. Görücü, J. (2005). Dental Kliniklerde Lazer Kullanımı Sırasında Karşılaşılabilecek Risk Faktörleri. *Türk Dişhekimliği Dergisi*, Ekim 62,240-242.
12. Yenen, Z., Görücü, J., Farge, P., Bonin, P., Baykara, M., Kökden, M., Ertekin, T. (2005). Lazerlerin Diş Sert Dokuları Üzerindeki Görünür Etkileri *Akademik Dental*, 27,14-19.
13. Yenen Z., Görücü J. (2006). Lazerler ne kadar güvenli? *Türk Dişhek Birliği Derg.* 95, 96-100
14. Yenen, Z., Görücü, J., Gürkan, S., Attar, N. (2006). Dentin aşırı duyarlılık tedavisinde kullanılan Er,Cr;YSGG Lazerin farklı parametrelerle uygulanmasının mine ve sementte oluşturduğu makroskobik etkiler. *Dişhekimliği Dergisi* 72, 64-68
15. Yenen, Z., Görücü, J., Gürkan, S. (2007). Erbiyum Lazerlerin restoratif Dişhekimliğinde Kullanımı. *Dişhekimliği Dergisi*, 76, 52-56. Etching Procedure (Laser and Acid Etching) on Microleakage of Class V

Uluslar Arası Kongre ve Sempozyumlarda Sunulan Bildiriler:

1. Yenen Z., Görücü J., Gürsoy T. Comparing the Process of Cavity Preparation and Preparing for Restoration by Traditional Burs Versus by Hidrokinetik Lazer in Terms of the Length of Time Spent by. Bass 2002. 7. Congres of the Balkan Stomatological Society. Kuşadası. 28-30 Mart 2002. Poster Sunumu

2. Yenen, Z., Görücü, J., Gürsoy, T. The Effect of Two Different Composit Restorations.TDB Uluslar arası Dişhekimliği Kongresi.18-22 Haziran 2002 İzmir. Sözel Sunum.
3. Yenen Z., Görücü J., Gürsoy T. II. Sınıf Slot Kavite Preparasyonu ve Pürüzlendirme Sırasında Hidrokinetik Lazer ve Geleneksel yöntemlerin Kullanılmasının Harcanan Süreye Etkisi. T.D.B. 10. Uluslar arası Dişhekimliği Kongresi. 17-21 Haziran 2003. Antalya. Sözel Sunum
4. Yenen Z., Görücü J. Er,Cr:YSGG Lazerin Dental Materyaller Üzerine Uygulanması. Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi 2. Uluslar arası Kongresi. 25-28 Eylül 2003. Sözel Sunum
5. Yenen Z., Farge P., Bonin P., Görücü J. Effect Of Three Different Lasers on Various Target Materials. Biomed. 2004. XI. International Biomedical Science and technology Days. H.Ü. Ankara. Sept 6-10, 2004 Poster sunumu.
6. Yenen Z, Görücü J, Baykara M, Oto E. A comparative process evaluation: 'Cavity Preparation and Preparing for Restoration' by Er.YAG LASER vs.by HIDROKINETIC LASER. 3rd Congress of the European Society for Oral Laser Applications. ESOLA. 19-21 May 2005. Barcelona, Spain. Poster sunumu.
7. Yenen Z., Görücü J. Caries Removal by Er:YAG (KAVO-KEY) Laser: Two Cases Report".International Conference on Lasers in Medicine 1st Edition „Actualities and Perspectives in Laser Therapy in Dentistry". Timisoara – Romania, 29 eylül 1 Ekim 2005. Poster sunumu.
8. Görücü J Yenen Z.,. The Morphological Changes in Dentin Irradiated with Er,Cr:YSGG Laser". International Conference on Lasers in Medicine 1st Edition „Actualities and Perspectives in Laser Therapy in Dentistry". Timisoara – Romania, 29 Eylül 1 Ekim 2005. Poster sunumu.
9. Yenen Z., Görücü J. " Assessing Microleakage of Different Class V Restorations After Er,Cr:YSGG laser and Bur Preparation". International Conference on Lasers in Medicine 1st Edition „Actualities and

Perspectives in Laser Therapy in Dentistry". Timisoara – Romania, 29 Eylül 1 Ekim 2005. Poster sunumu.

10. Kiremitçi A, Yenen Z "Microleakage of a resin sealant after Er, Cr: YSGG laser irradiation and air-abrasion of pits and fissures" 10. International Congress of The International Society for Lasers in Dentistry Berlin Almanya 18-20 Mayıs 2006. Sözel sunum
11. Yenen Z, Görücü J, Gürkan S "SEM Evaluation of class II Cavities Prepared and Etched With Er,Cr:YSGG Laser" 10. International Congress of The International Society for Lasers in Dentistry Berlin Almanya 18-20 Mayıs 2006. Sözel sunum
12. Gürkan S; Görücü J, Yenen Z, Fırat E "Effect of Er, Cr: YSGG Laser on Bleached Human Enamel" 10. International Congress of The International Society for Lasers in Dentistry Berlin Almanya 18-20 Mayıs 2006. Sözel sunum.
13. Görücü J, Gürkan S, Attar N, Yenen Z "The Occluding Effect of Er, Cr: YSGG Laser and Diode Laser Irradiation on Human Dental Tubules" 10. International Congress of The International Society for Lasers in Dentistry Berlin Almanya 18-20 Mayıs 2006. Poster Sunumu
14. Yenen, Z., Görücü, J., Gürkan, S. "Comparison of conventional and Er,Cr:YSGG laser preparation of CI I, CI II, and CI V cavities" ESOLA / HELSOLA - 1st Mediterranean Laser Congress 21-23 Ekim 2006 Rodos, Yunanistan. Sözel sunum.
15. Yenen, Z., Görücü, J., Gürkan, S. Effect of Er,Cr:YSGG Laser on Hypersensitive Dentin (A Preliminary Report) 1st Meeting of the European Division of the WFLD/ISLD. 27-28 Nisan 2007. Nice, Fransa. Poster sunumu.
16. Tasar, F., Gurgan, S., Görücü, J., Yenen, Z., Bayramov, I., Alpaslan, T., Cetin. H. Turkish Dentists Trends on Lasers in Dentistry. 1st Meeting of the European Division of the WFLD/ISLD. 27-28 Nisan 2007. Nice, Fransa. Poster sunumu.

17. Görücü, J., Gurgan, S., Attar, N., Yenen, Z., Yazıcı, E. Clinical Evaluation Of Different Etching Systems For The Restoration of Non - Carious Cervical Lesions. 1st Meeting of the European Division of the WFLD/ISLD. 27-28 Nisan 2007. Nice, Fransa. Sözel sunum.
18. Yenen, Z., Yazıcı, E., Yalçın Çakır, F., Görücü, J., Gurgan, S. Patients' perception and acceptance of laser applications in conservative dentistry. 4th Congress of the European Society for Oral Laser Applications - ESOLA Bruges, Belgium, May 16 – 19, 2007. Sözel sunum.
19. Yenen, Z., Yalçın Çakır, F., Görücü, J., Gurgan, S. Microleakage Of Class I Resin Composite Restorations After Various Erbium Laser Preparations. Bruge. 4th Congress of the European Society for Oral Laser Applications - ESOLA" (Bruges, Belgium, May 16 – 19, 2007).Poster sunumu.

Ulusal Kongre ve Sempozyumlarda Sunulan Bildiriler:

1. Yenen, Z., Yazıcı, E., Yalçın Çakır, F., Görücü, J., Gurgan, S. Hastaların Konservatif Dişhekimliğinde Lazer Uygulamalarına Yaklaşımı. 1. Türk Dişhekimliğinde Lazer Derneği Kongresi. 15-19 Ekim 2007 .Antalya. Sözel sunum.
2. Görücü, J., Gurgan, S., Attar, N., Yenen, Z., Yazıcı, E. Çürüksüz Servikal Lezyonların Restorasyonunda Farklı Pürüzlendirme Sistemlerinin Klinik Değerlendirilmesi. 1. Türk Dişhekimliğinde Lazer Derneği Kongresi.15-19 Ekim 2007 Antalya.
3. Yenen, Z., Yalçın Çakır, F., Görücü, J., Gurgan, S. "Farklı Erbiyum Lazerlerle Hazırlanan Modifiye I. Sınıf Kompozit Restorasyonların Mikrosızıntısı" 1. Türk Dişhekimliğinde Lazer Derneği Kongresi. 15-19 Ekim 2007 Antalya. Poster sunumu.

Lazerle İlgili Olarak Aldığı Eğitim ve Sertifikalar:

2001 Nisan-Mayıs: Dr. Duong M.D. ve Prof Dr. Bonin P.' nin kliniklerinde uygulamalı lazer eğitimi (Lyon / Fransa)

2001 Haziran-Eylül: Université Claude Bernard Lyon-I, Faculté D'Odontologie Conservatrice Odontologie Service Lyon / Fransa, Lazerin Klinik uygulamaları.

2001 Mayıs Nd YAP Lazer teknik eğitim ve klinik kullanım kursu ve sertifikası Lokki Laser Training Center. Vienne Lyon / Fransa

2001 Kasım: Hidro Kinetik System Lazer (Er,Cr:YSGG-Waterlase laser) eğitim - kullanım kursu ve sertifikası Paris / Fransa

2002 Mayıs: Waterlase Hard and Soft Tissue Laser and Laser Smile Soft Tissue and Whitening Laser. İstanbul.

2003 Ekim: Sardinia, İtalya, Lazer güvenliği ve kullanıcı eğitimi ve sertifikası

2004 Şubat: Waterlase Hidrokinetik Lazer Sistemi Sert ve Yumuşak Doku Lazeri” Semineri. Yeditepe Üniversitesi İstanbul.

2005 Mayıs: DELight Er:YAG & DioDent Laser DENT-LEM training course İstanbul.

2006 Ocak. Oralia Dental Laser Kullanım ve Eğitim Toplantısı, Ankara

2006 Haziran: II. Biolase Kullanıcı Sempozyumu. İstanbul

2007 Ekim: Barcelona Üniversitesi Lazer Klinik Kullanım Eğitimi” Prof Arnabat J. ve Prof Espana A. Barcelona / İspanya.

Katılmış Olduğu Uluslararası Kongreler

1. III. Uluslar arası Dişhekimliği Kongresi. III. International Dental Congress. 18-22 June. 1996. TDB (Turkish Dental Association)
2. Bass. 4. Congress of the Balkan Stamotological of Society. 22-24 March 1999 İstanbul
3. ECCO-ON. The European Cancer Conference Vienna 12-16 September 1999. Avusturya.
4. TDB Uluslararası Dişhekimliği Kongresi. 2000. Mersin
5. International Congress of Esthetic Dentistry. 22-24 September 2000 İstanbul
6. 43. Journées Scientifiques Société Francophone Médecine Buccale Chirurgie Buccale. Lille / France 18-20 October.2001
7. Congres ADF 2001. Paris / France. 28 November – 1 December 2001 (Lille Üniversitesi Davetlisi olarak katılım).
8. VII. International Congress of Esthetic Dentistry. September 12-14 2003. İstanbul.

Katılmış Olduğu Ulusal Kongreler

1. EXPODENTAL 90 22-25 Kasım 1990 Ankara
2. EXPODENTAL 91. 19-24 Kasım 1991 Ankara
3. EXPODENTAL 92 19-22 Kasım 1992 Ankara
4. Clinical Basic Course Oral Implantology. Bonelit. 20-24 Mayıs 1992. Ankara.
5. EXPODENTAL 93. 19-22 Kasım 1993 Ankara.
6. Çocuk Dişhekimliğinde Klinik Uygulamalar Kurs ve Semineri. 11-12 Haziran 1997
7. II. Bahar Sempozyumu. 18-23 Ocak 1999 Ankara
8. EDAD İmplantoloji Bleaching ve İleri Estetik Yaklaşımlar Semineri. 27 Şubat 1999

9. H.Ü Dişhekimliği Fakültesi Konservatif Diş Tedavisi Geliştirme Derneği. Erken Çürük teşhisinde Lazer Floresans ve Konservatif Restorasyonlarda Sonics Sistemin Yeri. Bilimsel Toplantı ve Kurs. 23 Ekim 1999.
10. XI. EXPODENTAL. 18-21 Kasım 1999. Ankara
11. III.Bahar Sempozyumu. 16-19 mart 2000 Antalya
12. EDAD Klinik Pratiğinde Diş Estetiği Semineri 25 Mart 2000
13. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 11. Bilimsel Kongresi. 26-29 Ekim 2000. Ankara.
14. XII. EXPODENTAL 22-25 Kasım 2000. Ankara.
15. EDAD 5. Ankara Bilimsel Konferansı. 24 Mart 2002. Ankara
16. Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Konservatif Diş tedavisi Bilim Dalı. 7. Konservatif Diş Tedavisi Bilim Dalları Toplantısı. 20-22 Nisan 2002. Ankara
17. Acil Tıp Günleri- Uygulamalı Temel yaşam Desteği Kursu. 12 Nisan 2003. H.Ü. Sürekli Tıp Eğitimi Etkinlikleri. Ankara
18. EDAD 6. Ankara Bilimsel Konferansı. 16 Mart 2003. Ankara
19. Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 1. Tıbbi Hipnoz Kursu (Temel Bilgiler ve Pratik Uygulamalar) 8-9 Mart 2003. İstanbul.