

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

**KAVİTE PREPARASYONUNDA LAZER
UYGULAMASININ SÜT DİŞİ DENTİNİNDEN GEÇEN
HEMA MİKTARINA ETKİSİNİN BELİRLENMESİ**

Dt. Ayten AKIN SÖNMEZ

**Pedodonti Programı
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA
2012**

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

**KAVİTE PREPARASYONUNDA LAZER
UYGULAMASININ SÜT DİŞİ DENTİNİNDEN GEÇEN
HEMA MİKTARINA ETKİSİNİN BELİRLENMESİ**

Dt. Ayten AKIN SÖNMEZ

**Pedodonti Programı
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. M. Seval ÖLMEZ**

**ANKARA
2012**

Anabilim Dalı: Pedodonti A. D.

Program: Pedodonti Doktora Programı

Tez Başlığı: Kavite Preparasyonunda Lazer Uygulamasının Süt Dişi

Dentininden Geçen HEMA Miktarına Etkisinin Belirlenmesi

Öğrenci Adı-Soyadı: Ayten AKIN SÖNMEZ

Savunma Sınavı Tarihi: 06.01.2012

Bu çalışma jürimiz tarafından doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:

Prof. Dr. M. Seval ÖLMEZ

(Hacettepe Üniversitesi)

Tez danışmanı:

Prof. Dr. M. Seval ÖLMEZ

(Hacettepe Üniversitesi)

Üye:

Prof. Dr. Jale GÖRÜCÜ

(Hacettepe Üniversitesi)

Üye:

Doç. Dr. Melek D. TURGUT

(Hacettepe Üniversitesi)

Üye:

Doç. Dr. H. Cem GÜNGÖR

(Hacettepe Üniversitesi)

Üye:

Prof. Dr. Zeynep ÖKTE

(Ankara Üniversitesi)

ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Hakan S. ORER

Müdür

TEŞEKKÜR

Tezimin oluşturulmasında ve doktora eğitimimde büyük emekleri olan, desteğini her zaman hissettiğim değerli hocam ve danışmanım Prof. Dr. M. Seval Ölmez'e,

Doktora eğitimim boyunca ve tezimin her aşamasında yardımını esirgemeyen, her türlü sıkıntıda bana destek olan değerli hocam Doç. Dr. Melek D. Turgut'a,

Değerli bilgilerini ve deneyimlerini biz öğrencileriyle paylaşmaktan çekinmeyen, tezimin birçok aşamasında desteğini hissettiren değerli hocam Prof. Dr. Zafer Çehreli'ye,

Bana pedodontiyi öğreten, sevdiren, her zaman destek olan değerli hocalarım Prof. Dr. Nil Altay, Prof. Dr. Meryem Tekçiçek, Prof. Dr. Atilla Ataç ve Doç. Dr. Cem Güngör'e,

Çalışmamızın lazere ait olan kısmını özveri ile gerçekleştiren değerli hocam Prof. Dr. Jale Görücü'ye,

Tezimin HEMA analizlerinin gerçekleştirilmesinde bana sabırla yardımcı olan sevgili Nilüfer Vural'a,

Doktoraya başladığımız günden bu yana tüm zorlukları birlikte aştığımız, tüm sevinçleri birlikte yaşadığımız, "efsane dörtlü"nün değerli üyeleri, sevgili arkadaşlarım Dt. İrem Demir, Dt. Burak Aksoy ve Dt. Bahar Tezel'e,

Bana belki de başka hiçbir yerde, hiçbir zamanda yaşayamacağım anları yaşatan, hepsi benim için ayrı ayrı birer dost olan sevgili pedocanlar; Dr. Esin Püşman, Dr. Ebru Canoğlu, Dr. Berna Çelik, Dr. Tülin İleri Keçeli, Dt. Seçil Bektaş, Dt. Sezgi Sara, Dt. Beste Özgür, Dt. Gizem Erbaş ve Dt. Pınar Eymirli'ye,

Başta, sevgisini ve manevi desteğini hep hissettiğim sevgili ablam Aysun Usta olmak üzere; Pedodonti ailesinin değerli üyeleri Özlem Kale, Güzide Semerci, Gülseren Erdoğan, Aysel Delikaya, Feiza Çeper, Mehtap Bilgin, Canan Serçe, Necat Kaya ve Güler Bağcı'ya,

Sonsuz emeği ve sevgisi ile beni bugünlere getiren, her zaman yanımda olan sevgili annem Güldal Akın'a, bana bu mesleği ilk sevdiren sevgili babam Dt. Emin Akın'a ve geleceğin diş hekimi sevgili kardeşim Elif Akın'a,

Kendisini tanıdığım günden beri sevgisi ile bana güç veren, hayattaki en büyük şansım sevgili eşim Şifo'ya,

Sonsuz teşekkürlerimle.....

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi tarafından desteklenmiştir (H.Ü.B.A.B. 010D03201002).

ÖZET

SÖNMEZ, A.A. Kavite Preparasyonunda Lazer Uygulamasının Süt Dişi Dentininden Geçen HEMA Miktarına Etkisinin Belirlenmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Pedodonti Programı Doktora Tezi, Ankara, 2012. Bu çalışmanın amacı, süt dişlerinde lazer veya frez kullanılarak açılan kavitelere dentin bağlayıcı ajan uygulaması sonrasında geçen HEMA miktarının belirlenmesi ve kavite yüzey morfolojisinin incelenmesidir. Otuz altı adet çürüksüz çekilmiş insan süt azı dişi, kavite preparasyon tekniğine göre, Er,Cr:YSGG lazer ve yüksek hızlı tura takılan frez olmak üzere, randomize olarak 2 ana gruba (n=18/grup) ayrılmıştır. Kalan dentin kalınlığı 1 mm olacak şekilde okluzal kavite hazırlanmıştır. Her gruptan on beş kavite HPLC analizi için ayrılmış ve 1 ml distile su içeren polipropilen tüpler her dişin mine-sement sınırına sabitlenmiştir. L ve F grupları, pürüzlendirme yöntemine göre randomize olarak üçer alt gruba (n=5/grup) ayrılmıştır: asit ile pürüzlendirme + dentin bağlayıcı ajan uygulanması (AP + BA), lazer ile pürüzlendirme + dentin bağlayıcı ajan uygulanması (LP + BA) ve pürüzlendirme yapılmadan sadece dentin bağlayıcı ajan uygulanması (BA). Elde edilen su numuneleri 4.32 dk, 24 sa ve 72 sa'te HPLC analizinde incelenmek üzere değiştirilmiştir. Kavite yüzey morfolojisini incelemek amacıyla, Lazer ve Frez gruplarında geriye kalan üçer örnek kullanılmıştır. Bu örneklerden birine pürüzlendirme işlemi yapılmazken, bir tanesine asitle, diğerine ise lazerle pürüzlendirme yapılmış ve kavite yüzeyleri tarama elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi için Greenhouse-Geisser testi, Student's t testi ve Bonferroni Düzeltmeli çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. En yüksek HEMA geçişi tüm gruplarda ilk 4.32 dk'da gerçekleşmiştir. 72 sa sonundaki HEMA salım miktarı; en fazla F + AP + BA grubunda, en az ise F + BA grubunda elde edilmiştir. Lazer ve Frez gruplarının her ikisinde de; en fazla geçiş asitle pürüzlendirme uygulanan gruplarda tespit edilirken, en düşük geçiş pürüzlendirme işlemi uygulanmayan gruplarda tespit edilmiştir. Genel olarak, lazer kullanımı frez kullanımına kıyasla dentin geçirgenliğinde daha fazla artışa neden olmuştur ancak asitle pürüzlendirme işleminin devreye girmesi bu sonucu tersine çevirmiştir. Asitle pürüzlendirme pulpaya doğru HEMA difüzyonunu belirgin olarak artırmıştır. Buna rağmen, süt dişi dentininden pulpaya geçen HEMA miktarları sitotoksik değerlerin altında bulunmuştur. Lazer uygulaması sonrasında smear tabakasından yoksun, açık dentin tübüllerinin görüldüğü, düzensiz yüzeyler elde edilirken; frez ile preparasyon yapılan grupta ise tamamen smear tabakası ile kaplı ve dentin tübüllerinin tıkalı olduğu yüzeyler elde edilmiştir. Elde edilen bulgular, lazerin kullanım amacına göre restoratif materyallerden pulpaya doğru HEMA geçişini farklı etkilediğini ortaya çıkarmıştır. Lazerle preparasyonun HEMA geçişini artırmasına rağmen lazerle pürüzlendirmenin geçişi azaltması, lazerin fosforik asitle pürüzlendirmeye bir alternatif oluşturabileceği sonucunu çıkarmıştır.

Anahtar Kelimeler: HEMA, difüzyon, lazer, SEM, süt dişleri.

Destekleyen Kurumlar: H.Ü.B.A.B. (010D03201002)

ABSTRACT

SÖNMEZ, A.A. The effect of laser application in cavity preparation on the amount of HEMA diffused into primary tooth dentin. Hacettepe University Health Sciences Institute PhD Thesis in Pediatric Dentistry, Ankara, 2012. The purposes of this study were to determine amount of HEMA diffusion after the application of a dentin bonding agent to the cavities which were prepared either with laser or bur in primary teeth, and to investigate cavity surfaces morphologically. A total of thirty-six non-carious, extracted human primary molar teeth were randomly divided into two main groups of Er,Cr:YSGG laser (L) and high-speed diamond bur (B) according to the cavity preparation technique (n=18/group). Occlusal cavities were prepared with the remaining dentin thickness (RDT) of 1 mm. Polypropylene chambers that contain 1ml of distilled water were attached to the cemento-enamel junction of each tooth and fifteen cavities from each group were subjected to HPLC analysis. Both groups were randomly assigned to three subgroups (n=5/group) according to the etching method: acid etching + dentin bonding agent (AE + BA), laser etching + dentin bonding agent (LE + BA), dentin bonding agent without etching (BA). Water eluates were removed after 4.32 min, 24 h and 72 h for HPLC analysis. For the investigation of the cavity surfaces by scanning electron microscope (SEM), among the three remaining samples in the laser and bur groups, one was not subjected to etching procedure, one of them was acid etched and the other one was laser etched. The data was analyzed statistically by Greenhouse-Geisser, Student's t test and Bonferroni multiple comparison tests. The highest amount of HEMA release was observed at 4.32 min in all groups. The amount of HEMA diffusion at the end of 72 hours was the highest in B + AE+ BA and was the lowest in B + BA. In both Laser and Bur groups, the highest release was in acid etched groups, whereas the lowest was in non-etched groups. Generally, laser application caused more increase in dentinal permeability than bur, however acid etching reversed the result. Hence, acid etching significantly increased pulpward diffusion of HEMA. Nevertheless, HEMA amounts diffused into pulp through primary tooth dentin were below the accepted cytotoxic level. SEM observation showed that dentin surfaces prepared by bur were covered with smear layer and dentinal tubule orifices were plugged. On the other hand, there was no smear layer and the dentinal tubules were clear on the lased dentin surfaces. The obtained results revealed that laser effects HEMA diffusion from restorative materials depending the way of usage. It was concluded that although cavity preparation with laser increased the diffusion, laser etching was regarded as an alternative to phosphoric acid etching as it decreased the diffusion.

Keywords: HEMA, diffusion, laser, SEM primary teeth.

Supported by H.Ü.B.A.B., (010D03201002)

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiii
TABLolar DİZİNİ	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dentin.....	3
2.1.1. Dentin Yapısı.....	3
2.1.2. Dentin Tipleri.....	5
2.1.3. Dentin Geçirgenliği.....	7
2.1.4. Dentin Geçirgenliğini Etkileyen Faktörler.....	7
2.2. Kavite Preparasyon Yöntemleri.....	14
2.2.1. Geleneksel Yöntem.....	14
2.2.2. Lazerler.....	15
2.3. Mine ve Dentinin Pürüzlendirilmesi.....	16
2.3.1. Asit ile Pürüzlendirme.....	17
2.3.2. Lazer ile Pürüzlendirme.....	18
2.4. Lazerler ve Temel Lazer Fiziği.....	19
2.4.1. Işık, Elektromanyetik Dalgalar ve Elektromanyetik Spektrum.....	19
2.4.2. Atom, Soğurulma, Salınım ve Uyarılmış Salınım.....	22
2.4.3. Lazerin Tanımı ve Tarihçesi.....	23
2.4.4. Lazerin Çalışma Prensibi ve Lazer Işığının Oluşumu.....	24
2.4.5. Lazer Sistemlerinin Bileşenleri.....	25
2.4.6. Lazer Işığının Özellikleri.....	26
2.4.7. Lazer Işığının Dokuya Etkileri.....	27
2.4.8. Lazerlerin Fotobiyolojik Etkileri.....	28

2.4.9. Lazer Doku Etkileşiminde Rol Oynayan Faktörler.....	30
2.4.10. Lazer Kullanım Parametreleri.....	31
2.4.11. Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması.....	38
2.4.12. Diş Hekimliği Uygulamalarında Lazer Çalışma Güvenliği.....	39
2.4.13. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler.....	47
2.5. Dental Adeziv Sistemler.....	49
2.5.1. Dental Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması.....	50
2.5.2. Süt Dişlerinde Dentine Bağlanma.....	55
2.5.3. Dental Adeziv Sistemlerde Kullanılan Monomerler.....	56
2.6. HEMA (2-Hidroksietil metakrilat)	57
2.7. Artık Monomer Salımının Belirlenmesinde Kullanılan Cihazlar.....	59
2.7.1. HPLC (Yüksek Performanslı Sıvı Kromatografisi).....	61
2.7.2. Gaz Kromatografisi.....	63
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	64
3.1. Kavitelelerin Hazırlanması.....	64
3.2. Kullanılan Pürüzlendirme Yöntemleri ve Restorasyonların Yapımı.....	66
3.3. HPLC ile HEMA Tayini.....	69
3.4. Örneklerin SEM ile İncelenmesi.....	73
3.5. İstatistiksel Değerlendirmeler.....	75
4. BULGULAR.....	77
4.1. Tüm Gruplardaki Kümülatif HEMA Miktarı (nmol) ve Salım Oranının (nmol/dk) Farklı Ölçüm Zamanlarına Göre Karşılaştırılması.....	77
4.2. Farklı Ölçüm Zamanlarında Salınan Kümülatif HEMA Miktarı (nmol) ve Salım Oranının (nmol/dk) Pürüzlendirme Yöntemlerine Göre Karşılaştırılması.....	80
4.3. Farklı Ölçüm Zamanlarında Salınan Kümülatif HEMA Miktarı (nmol) ve Salım Oranının (nmol/dk) Preparasyon Tekniklerine Göre Karşılaştırılması.....	83
4.4. SEM Bulguları.....	86
5. TARTIŞMA.....	92
6. SONUÇLAR.....	108
KAYNAKLAR.....	109

SİMGELER VE KISALTMALAR

A°	Angstron
AEL	Accessible emission limits (Erişilebilir Salınım Sınırı)
ANSI	American National Standards Institute (Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü)
AP	Asit ile pürüzlendirme
atm	Atmosfer
BA	Bağlayıcı ajan
Bis-GMA	Bisfenol A glisidilmetakrilat
c	Işık hızı
°C	Santigrat derece
Ca(OH) ₂	Kalsiyum hidroksit
Ca[PO ₄] ₆ [OH] ₂	Kalsiyum hidroksiapatit
CE	Conformité Européenne (Avrupa Uygunluğu)
cm	Santimetre
cm ²	Santimetrekare
CO ₂	Karbon dioksit
diğ.	Diğerleri
dk	Dakika
DNA	Deoksi Ribo-Nükleik Asit
DTA	Differential thermal analysis (Ayrıcı Termal Analiz)
E	Enerji
EN	European Norms (Avrupa Standartları)
Er,Cr:YSGG	Erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet
Er:YAG	Erbium: Yttrium Aluminium Garnet
f	Frekans
F	Frez
FDA	Food and Drug Administration (Gıda ve İlaç Dairesi)
g	Gram
GaAlAs	Gallium-aluminium-arsenide
GaAs	Gallium-arsenide
GPa	Gigapaskal

h	Planck sabiti
HA	Hidroksiapatit
H ₂ O	Su
HEMA	2-hidroksietil metakrilat
He-Ne	Helium-Neon
Hg	Civa
Ho:YAG	Holmium: yttrium-aluminium-garnet
HPLC	High Performance Liquid Chromatography (Yüksek Performanslı Sıvı Kromatografisi)
Hz	Hertz
IEC	International Electrotechnical Commission (Uluslararası Elektroteknik Komisyonu)
Ig	İmmünglobülin
IR	İnfrared
J	Joule
KHN	Knoop Hardness Number (Knoop Sertlik Değeri)
km	Kilometre
L	Litre
L	Lazer
LASER	Light Amplification by Stimulated Emmission of Radiation
LGG	Lazer güvenlik görevlisi
LP	Lazer ile pürüzlendirme
LSO	Laser safety officer (Lazer güvenlik görevlisi)
ma	Moleküler ağırlık
MASER	Microwave Amplification of Stimulated Emission of Radiation
MIR	Multipl Internal Reflection Spectroscopy (MIR Spektroskopi Yöntemi)
mJ	Milijoule
ml	Mililitre
mm	Milimetre

mm ²	Milimetrekaare
MMA	Metil metakrilat
MPa	Megapaskal
MPE	Maximum Permissible Exposures (Müsaade Edilen Maksimum Doz)
mW	Miliwatt
Nd:YAG	Neodymium: Yttrium Aluminium Garnet
nm	Nanometre
nmol	Nanomol
P	Güç
PDA	Photo Diode Array (PDA Dedektörü)
pH	Power of Hydrogen (Hidrojenin Gücü)
Pps	Pulse per second (Saniyedeki atım sayısı)
RNA	Ribo Nükleik Asit
sa	Saat
SDH	Süksinik dehidrogenaz
SEM	Scanning Electron Microscope (Tarama Elektron Mikroskobu)
SI	Système International d'unités (Uluslararası Birimler Sistemi)
sn	Saniye
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences (Sosyal Bilimler İçin İstatistik Paketi)
t	Zaman
TC50	Mitokondriyal aktiviteyi %50 oranında baskılayan toksik ajan konsantrasyon değeri
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TEM	Transvers Elektromanyetik Mod
TPH-1	Triptofan hidroksilaz geni
t _R	Retention time (Alıkonma zamanı)
UDMA	Üretan dimetakrilat

USA	United States of America (Amerika Birleşik Devletleri)
UV	Ultraviolet
vb.	Ve benzeri
vs.	Vesaire
V	Hız
VIS	Visual (Görünür)
W	Watt
W_0	Demet aksındaki en düşük değer, demet beli
$W_{(z)}$	Enerji yoğunluğunun $1/e^2=0,135$ 'e düştüğü demet çapı
Z_R	Rayleigh oranı
γ	Gama
λ	Dalga boyu
$1/e^2$	Gauss parametresi
%	Yüzde
μg	Mikrogram
μl	Mikrolitre
μm	Mikrometre
μmol	Mikromol
μs	Mikrosaniye
μW	Mikrowatt

ŞEKİLLER

	Sayfa
2.1. Elektromanyetik spektrum.....	22
2.2. Lazer sistemlerinin bileşenleri.....	25
2.3. Lazer ışığının dokuya etkileri.....	28
2.4. Lazer ışığının dokuya etkilerinin güç yoğunluğu ve süre ile ilişkisi.....	30
2.5. Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin dalga boyları ve elektromanyetik spektrumdaki yerleri.....	32
2.6. Biyolojik doku bileşenlerinin çeşitli dalga boylarını soğurma katsayıları.....	33
2.7. Aynı miktardaki enerjinin farklı atım sürelerinde iletilmesinin maksimum güce etkisi.....	34
2.8. Gauss demet profili ve TEM ₀₀ modu.....	36
2.9. Demet çapı ve spot alanı.....	37
3.1. HEMA miktarının belirlenmesinde kullanılan dişler.....	64
3.2. Çalışmada kullanılan Er,Cr:YSGG lazer.....	65
3.3. Hazırlanan örnek.....	66
3.4. Çalışmada kullanılan materyaller.....	68
3.5. Çalışmada kullanılan HPLC sistemi.....	71
3.6. Çalışmada HPLC standardı olarak kullanılan HEMA monomeri.....	72
3.7. Çalışmada kullanılan JSM-6400 SEM.....	74
4.1. Kümülatif HEMA salım miktarlarının (nmol) gruplara göre dağılımları...	79
4.2. HEMA salım oranlarının (nmol/dk) gruplara göre dağılımları.....	80
4.3. Frezle hazırlanan kavitedeki tamamen smear tabakası ile kaplı dentin yüzeyi ve tıkalı tübül ağızları a) X500, b) X2000.....	86
4.4. Frezle hazırlanıp asitle pürüzlendirilen kavitedeki genişleyerek açılan dentin tübüleri, intertübüler dentinde demineralizasyon a) X2000, b) X5000.....	87
4.5. Frezle hazırlanıp lazerle pürüzlendirilen kavitedeki basamak tarzı katlı dentin yüzeyi, açık dentin tübül ağızları, kelepçe benzeri (cuff-like) çıkıntılı peritübüler dentin (oklar) a) X2000, b) X5000	88

4.6. Lazerle hazırlanan kavitedeki dentin yüzeyinde balıksırtı sivrilikler, açık tübül ağızları ve kelepçe benzeri çıkıntılı peritübüler dentin (oklar) a) X2000, b) X5000.....	89
4.7. Lazerle hazırlanıp asitle pürüzlendirilen kavitedeki silikleşmiş dentin yüzeyi, açık tübül ağızları ve bozulmuş kelepçe benzeri peritübüler dentin (oklar) a) X2000, b) X5000.....	90
4.8. Lazerle hazırlanıp lazerle pürüzlendirilen kavitedeki balıksırtı sivrilikler, açık tübül ağızları ve kelepçe benzeri çıkıntılı peritübüler dentin (oklar) a) X2000, b) X5000.....	91

TABLOLAR

	Sayfa
2.1. Hedef dokuda ısıнын etkileri.....	29
2.2. Lazer risk sınıflaması.....	42
2.3. Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin dalga boyları ve klinik uygulama alanları.....	47
3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin kimyasal içerikleri ve uygulama şekilleri.....	69
3.2. HPLC koşulları.....	71
3.3. Çalışmada HPLC standardı olarak kullanılan HEMA monomerine ait bilgiler.....	72
3.4. HEMA için doğrusal kalibrasyon denklemi.....	72
4.1. Tüm gruptaki kümülatif HEMA miktarlarının (nmol) farklı ölçüm zamanlarına göre karşılaştırılması.....	78
4.2. Tüm gruptaki HEMA salım oranlarının (nmol/dk) farklı ölçüm zamanlarına göre karşılaştırılması.....	79
4.3. Farklı ölçüm zamanlarında salınan kümülatif HEMA miktarlarının (nmol) pürüzlendirme yöntemlerine göre karşılaştırılması.....	82
4.4. Farklı ölçüm zamanlarındaki HEMA salım oranlarının (nmol/dk) pürüzlendirme yöntemlerine göre karşılaştırılması.....	82
4.5. Farklı ölçüm zamanlarında salınan kümülatif HEMA miktarlarının (nmol) preparasyon tekniklerine göre karşılaştırılması.....	84
4.6. Farklı ölçüm zamanlarındaki HEMA salım oranlarının (nmol/dk) preparasyon tekniklerine göre karşılaştırılması.....	85

GİRİŞ

Rezin bazlı restoratif materyaller, diş dokusuna bağlanmalarını sağlayan dentin bağlayıcı ajanlarla birlikte süt ön ve arka dişlerin restorasyonunda sıklıkla kullanılmaktadır. Bu restoratif materyallerin tercih edilmelerindeki sebepler; daha konservatif kavite preperasyonuna izin vererek sağlam diş dokusunu korumaları (1), mine ve dentine bağlanmaları, süt dişi ile uyumlu estetik, fiziksel ve mekanik özellikleri, diş dokusunu desteklemeleri, florür salabilmeleri ve kolay uygulama yöntemleridir (2). Rezin bazlı bağlayıcı ajanlar ise dentine bağlanma kuvvetini artırmak ve mikrosızıntıyı azaltmak amacıyla kullanılmaktadır (3).

Pek çok rezin bazlı restoratif materyal sertleştikten sonra bile patolojik reaksiyonlara sebep olabilen bileşikler içerir. Bu materyallerin en sık görülen yan etkileri; toksik, iritan ya da alerjik bileşiklerine bağlı olarak gelişen lokal inflamatuvar reaksiyonlardır (4). Dentin bağlayıcı ajanların ortak bileşenlerinden biri olan 2-hidroksietil metakrilat (HEMA), viskoziteyi azaltmak (5) ve bağlantı kuvvetlerini artırmak amacıyla (5-7) %30-55 oranında kullanılan bir monomerdur (5,7,8). HEMA; dentinden konsantrasyon, basınç ve dentin kalınlığına bağlı olarak geçebilmektedir (9). Dentinden geçen HEMA odontoblast hücrelerini (10), hücre bölünmesini ve aktivitesini etkileyebilmekte (11), yabancı cisim reaksiyonları ve inflamasyona sebep olabilmektedir (12).

Dentin, pulpaya doğru yabancı maddelerin konsantrasyonunu azaltan bir difüzyon bariyeri şeklinde davranır (10,13). Dentin geçirgenliği; çürük, restoratif işlemler ve diğer lokalize lezyonlara karşı pulpanın reaksiyonunu belirleyen en önemli faktör olup (14); kalınlık, smear tabakasının varlığı, çürük ve sklerotik dentin oluşumu, dentinal sıvı ve pulpal sıvı basıncı gibi faktörlere bağlı olarak değişir (15,16).

Çocuk hastalar özel dikkat gerektiren hastalardır (17). Kavite preparasyonunda ve çürük diş sert dokularının uzaklaştırılmasında daha nazik, konforlu ve konservatif bir tedavi arayışı, minimal termal değişikliklerle daha az vibrasyon ve ağrı oluşumunu ve sadece enfekte dokunun uzaklaştırılmasını hedefleyen yöntemlerin gelişmesine neden olmuştur (18).

1960 yılında Maiman tarafından Ruby lazerin geliştirilmesinden bu yana yüksek hızlı turların yerini almak üzere birçok lazer tipi üretilmiştir (19). Ruby, argon, CO₂ ve Nd:YAG lazerlerin; erime, karbonizasyon ve fissür oluşumu gibi dentinde yarattıkları termal etkilere ek olarak pulpada ısı artışına sebep oldukları rapor edilmiştir (20). FDA (Food and Drug Administration - Gıda ve İlaç Dairesi) tarafından onaylanmış Er:YAG (Erbium: Yttrium Aluminium Garnet) ve Er,Cr:YSGG (Erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet) lazerlerin keşfi ile diş sert dokuları zarar verilmeden uzaklaştırılabilir hale gelmiştir (19,21). Kavite preparasyonunda bu cihazların kullanımının daha az travmatik olduğu ve çocuklarda klinik işlemler sırasında davranış yönlendirmesini destekleyebileceği düşünülmektedir (17,18,22,23). Er,Cr:YSGG lazer diş sert dokularına su spreyi eşliğinde uygulandığında oluşan ısının baskılanması ile dokuları kesme etkinliği de artmaktadır (24,25). Histolojik çalışmalarda, Er,Cr:YSGG lazerin su spreyi eşliğinde kullanımında pulpada inflamatuvar cevap gelişmediği gösterilmektedir (26-28). Er,Cr:YSGG lazer uygulanması sonrası mine ve dentin yüzeylerinde meydana gelen değişiklikler incelendiğinde, bu yüzeylerin mikro düzensizliklere sahip olduğu ve smear tabakası içermediği görülmüştür (25).

Süt ve daimi diş dentininden HEMA geçişinin belirlenmesine yönelik olarak yapılmış çalışmalar bulunmaktadır (3,29-33). Ancak, gerek süt gerekse daimi dişe uygulanan lazerin HEMA geçişine etkisini değerlendiren bir çalışma henüz bulunmamaktadır. Bu çalışmanın amacı, süt dişlerinde lazer veya geleneksel yöntem kullanılarak açılan kavitelerden dentin bağlayıcı ajan uygulanması sonrasında pulpaya geçen HEMA miktarının belirlenmesi ve kavite yüzey morfolojisinin incelenmesidir.

GENEL BİLGİLER

2.1. Dentin

2.1.1. Dentin Yapısı

Hacim olarak %45-50'si inorganik, %30'u organik olan ve %20-25 oranında su içeren dentin (34), ağırlık olarak ise %70'i inorganik, %20'si organik ve %10'u sudan oluşan biyolojik bir dokudur (35,36). Diğer mineralize dokularda olduğu gibi, dentinin inorganik yapısını genel olarak kalsiyum hidroksiapatit kristalleri ($\text{Ca}[\text{PO}_4]_6[\text{OH}]_2$) meydana getirir. Dentin dokusunun mineye oranla inorganik içeriği daha az ve hidroksiapatit (HA) kristallerinin boyutları daha küçük olduğundan, mineye göre daha yumuşaktır (37). Mine dokusunun mikrosertliği 343 Knoop Sertlik Değeri (KHN) ve elastisite modülü 84 Gigapaskal (GPa) iken, dentinin mikrosertliği 68 KHN ve elastisite modülü 13-17 GPa'dır (38,39). Dentin içerisindeki HA kristallerinin uzunlukları 200-1000 Angstron ($\text{\AA}$), genişlikleri ise 30 $\text{\AA}$ civarındadır (37).

Kollajen, dentinin organik yapısının temelini teşkil eder ve %93'ünü oluşturmaktadır. Dentin içindeki kollajen yapının büyük kısmı Tip I kollajendir, ancak az miktarda Tip V kollajen de mevcuttur (35,40). Organik yapının kollajen olmayan bileşenleri ise fosfoproteinler (36,41), glikozaminoglikan (42), proteoglikanlar (42,43), proteinler (43), asidik glikoproteinler (36,41), büyüme faktörleri (43) ve yağlardır (36,41,43).

Dentinin oluşumu için pulpa dokusunun en dış tabakasında dizilmiş bulunan odontoblast hücrelerinin kollajen ağ sentezlemesi ve bunun üzerine HA kristallerinin yığılması gerekmektedir (34). Odontoblast hücre çekirdekleri dokuların mineralizasyonu ile kademeli olarak pulpa dokusuna doğru yer değiştirir. Primer dentin yapımı her gün ortalama 4 μm hız ile gerçekleşir (35,36,44). Böylece, dentin her yönde birbirleri ile bağlantılı durumdaki mikroskobik dentin tübüllerinden oluşur (34,36). Dentini yapan odontoblast hücrelerinin gövdeleri pulpa içerisinde yer alır ancak bu hücrelerin sitoplazmik uzantıları dentin tübülleri içine uzanır. Bu odontoblastik hücre uzantıları sebebiyle dentin, fizyolojik ve patolojik uyarılara reaksiyon verebilen canlı bir doku olarak değerlendirilir (45).

Kalsiyum ve fosfat iyonlarıyla satüre formda bulunan dentinal sıvı, pulpa dokusu içerisindeki kapiller damarlardan kaynaklanmakta ve dentin tübüleri içerisinde varlığını sürdürmektedir. Dentinal sıvının, dentin tübüleri boyunca dişin dış yüzeyine doğru yaptığı hareketin ortalama basıncı 14 cm H₂O (10,3 mm Hg)'dur (46,47).

Süt dişlerinde dentin hacminin %20-30'unu dentin tübüleri oluşturur (37,41). Tübul yoğunluğu ve çapı derinliğe göre değişmektedir. Süt dişi yüzeyel dentin tabakasında tübul yoğunluğu 17.335 ± 1.370 tübul/mm² ve tübul çapı $0,96 \pm 0,03$ µm iken, derin dentinde tübul yoğunluğu 26.391 ± 6.605 tübul/mm² ve tübul çapı ise $1,29 \pm 0,10$ µm'dir (48). Dentin tübul açıklıklarının kapladığı alan ise mine-dentin sınırında %1 iken, pulpaya yakın bölgelerde %22'dir (13). Pulpa boynuzları üzerindeki dentin en yüksek tübul çap ve yoğunluğuna sahip bölgedir (46).

Genel olarak dentin "intertübüler dentin" ve "peritübüler dentin" olmak üzere iki farklı yapısal kısımda incelenebilir (34). Tüm dentin dokusunun esas kütleini oluşturan ve kollajen ağ üzerine çökelmiş HA kristallerinin meydana getirdiği dentin "intertübüler dentin" olarak adlandırılır (49). Intertübüler dentinin mine-dentin sınırında kapladığı alan %96 iken pulpaya yakın bölgelerde bu oran %12'dir (13). Tübüllerin içerisinde ise kollajenden fakir, hipermineralize, peritübüler bir halka bulunur (50). "Peritübüler dentin" adı verilen bu kısım (34) yeni sürmüş genç dişlerde görülmeyen, dişlerin dış etkenlere maruz kalması sonucunda oluşan hipermineralize bir dokudur (51). Peritübüler dentin intertübüler dentinden yaklaşık 5 kat daha sert olup tübul çapını yüzeyel dentinde 0,6-0,8 µm'ye kadar daraltabilir. Peritübüler dentin yapımı çok yavaştır ancak süt dişlerinde yapımı daimi dişlere oranla çok daha hızlıdır (49).

Süt dişi dentin dokusu ile daimi diş dentini karşılaştırıldığında, süt dişlerinde peritübüler ve intertübüler dentindeki kalsiyum ile fosfor içerikleri daha düşük ve süt dişi dentini daha az mineralizedir (52,53). Bu sebeple, süt dişi dentininin mikrosertlik değerleri daimi diş dentinine göre belirgin olarak daha düşüktür. Aynı zamanda pulpa dokusuna yaklaşıldıkça yüzeyel dentine oranla mikrosertlik ve elastisite modülü değerleri de düşmektedir (54). Süt

diş dentin tübül yoğunluğu ve çapı daimi dişlere oranla daha azdır. Bu durum, peritübüler dentin kalınlığının daimi dişlere oranla süt dişlerinde 2-5 kat daha fazla olmasından kaynaklanmaktadır (55). Süt azı dişlerinde tübül yoğunluğu, ortalama olarak, 1. süt azı için $17.997 \text{ tübül/mm}^2$ ve 2. süt azı için $25.211 \text{ tübül/mm}^2$ 'dir. Tübül çapları ise, ortalama olarak, 1. süt azı için $0,794 \text{ }\mu\text{m}$ ve 2. süt azı için ise $1,0 \text{ }\mu\text{m}$ 'dir (56). Bu nedenle, süt dişlerinin dentin geçirgenliği daimi dişlere oranla daha düşüktür (55,57).

2.1.2. Dentin Tipleri

Dentinogenez odontoblastların kollajen matriks yığımları ile başlar. Kollajen matriksin salınmasını takiben mineralizasyon meydana gelir ve odontoblastlar hücre uzantılarını geride bırakarak mine-dentin ya da sement-dentin sınırından pulpaya doğru çekilirler (15,45). İlk oluşan dentin tabakası her zaman pulpal yüzeydedir. Dentinin mineralize olmamış bu ilk tabakasına "predentin" adı verilir ve odontoblastların hücre gövdelerine hemen komşu bölgede yer alır (45,58,59). Mine oluşumundan farklı olarak dentin oluşumu diş sürmesinden sonra da devam eder ve pulpanın yaşamı boyunca sürer (45,58).

Primer Dentin:

Ektomezenşimal hücrelerden köken alan odontoblastlar tarafından diş sürmesinden önce oluşturulan ve dişin ilk şeklini belirleyen dentine "primer dentin" adı verilir (45,60). Büyük kısmı diş sürmesinden önce oluşan (15) ve diş sürmesinden sonra da kök oluşumunun tamamlanmasına kadar (14) yaklaşık 3 yıl boyunca yapımı devam eden orijinal tübüler dentindir (45). Primer dentinin günlük ortalama salgılanma miktarı $4 \text{ }\mu\text{m}$ 'dir (14,36,44).

Fizyolojik Sekonder Dentin:

Primer dentinin yapımından sorumlu odontoblastlar tarafından primer dentinin yapımının tamamlanmasından sonra belirgin bir uyarı olmadan sentezlenen dentin tabakasına "fizyolojik sekonder dentin" adı verilir (37,49,61,62). Fizyolojik sekonder dentin, pulpa-dentin sınırı boyunca günde yaklaşık olarak $0,5 \text{ }\mu\text{m}$ kalınlığında salgılanır (63). Primer ve sekonder dentin arasındaki temel fark sekonder dentinin primer dentine göre daha yavaş

salgılanmasıdır (37). Her iki dentin tipi de aynı odontoblastlar tarafından sentezlendiği için dentin tübülleri devamlılık göstermektedir (37).

Tersiyer Dentin:

Pulpo-dentinal kompleksin çürük, atrizyon, abrazyon, erozyon, travma veya kavite preparasyonu gibi orta dereceli uyaranlar karşısında göstermiş olduğu lokalize yanıtı “tersiyer dentin” adı verilmektedir (37,63). Dışın yaralanmaya maruz kalan bölgesinin hemen altındaki pulpa odası duvarında lokalize dentin yığılması olarak görülür (45,63). Tersiyer dentin, “reaksiyoner ve reparatif tip” olmak üzere iki alt gruba ayrılmaktadır. Pulpo-dentinal komplekste irritasyon oluşturan etken hafif ya da orta şiddette ise primer ve fizyolojik sekonder dentini yapan odontoblastlar hayatta kalarak “reaksiyoner tersiyer dentin”i sentezlerler. Reaksiyoner dentin yapım hızı fizyolojik sekonder dentin yapım hızının 3 katıdır (64). İrritasyon çok şiddetli olduğunda bu odontoblastlar ölür ve pulpadaki farklılaşmamış mezenşimal hücreler yeni sekonder odontoblastlara farklılaşarak daha az tübüller ve daha düzensiz yapıdaki “reparatif tersiyer dentini” oluştururlar (61-63).

Reaksiyoner veya reparatif dentin çok önemli bir savunma mekanizmasıdır. Yapımı pulpo-dentinal kompleksin rejeneratif özelliğini açıkça göstermektedir (49). Lokal oluşan tersiyer dentinin yapısı ve bileşenleri, primer ve sekonder dentinden farklıdır (49). Tersiyer dentin düzensiz, daha az mineralize ve primer dentinden daha yüksek organik içeriğe sahiptir. Primer veya sekonder dentin ile tersiyer dentinin birleşim yeri klinik olarak önem taşır. Bu bölgede, iki tip dentinin tübülleri direkt olarak ilişkide değildir ve bu nedenle yabancı maddelerin pulpaya geçişinde bir bariyer görevi görmektedir (49).

Sklerotik Dentin:

Hafif bir irritasyon karşısında intertübüller mineral depozisyonu ya da peritübüller dentinin genişlemesi ile oluşmaktadır (61,62). Daha az geçirgen, daha sert ve daha az hassas olan sklerotik dentin, tübüllerin kısmen ya da tamamen tıkanması ile karakterizedir (37). Dentin sklerozu, mine-dentin sınırından pulpaya doğru ilerler (45).

Süt azı dişlerinde, kök gelişiminin tamamlanmasından dişlerin düşmesine kadar geçen sürede pulpa odasının büyüklüğü sekonder ve tersiyer dentin yapımı nedeniyle yaklaşık olarak %23,3-29,25 oranında azalmaktadır (48).

2.1.3. Dentin Geçirgenliği

Geçirgenlik, bir maddenin bir difüzyon bariyerinden ya da bariyer içine geçme kolaylığıdır (65). Dentin geçirgenliği çürük, restoratif işlemler ve diğer lokalize lezyonlara karşı pulpanın reaksiyonunu belirleyen en önemli faktördür (14). “Transdental” ve “intradental” olmak üzere iki tip dentin geçirgenliği vardır (15,65-67):

Transdental Geçirgenlik:

Dentin tübülleri içerisindeki çözelti ya da sıvı hareketidir (15,46,65-67). Açık dentindeki ve restore edilmiş bazı dişlerdeki dentin hassasiyetinden (46,66,67) ve pulpadan dışarı doğru sıvı akışı sebebiyle dentinin nemli kalmasından sorumludur (66). Transdental geçirgenliğin alt grubu olan “intratübüler dentin geçirgenliği”, adeziv rezin monomerlerin dentin yüzeyinden tübül lümenine penetrasyonu şeklinde görülür (65,66).

Intradental Geçirgenlik:

Eksojen maddelerin intertübüler dentin içine hareketidir (15,46). Monomerlerin tübüller arasındaki demineralize dentin içine infiltrasyonu (15,65) ya da intertübüler dentinin asitlerle demineralizasyonu şeklinde görülür (15). “İntertübüler dentin geçirgenliği” olarak da adlandırılır (46,65,66).

2.1.4. Dentin Geçirgenliğini Etkileyen Faktörler

Dentin basit bir filtre gibi fonksiyon görmez. Difüzyon yapan moleküllerle etkileşime giren, reaktif ve canlı bir dokudur (68). Dentin; özgün savunma mekanizmaları (primer, sekonder, tersiyer ve sklerotik dentin), kalınlığı, tübül yüzey alanı, tübül çapı, bölgesel farklılıkları, dentinal sıvı ve pulpal sıvı basıncı ve diğer değişkenlere bağlı olarak hem geçirgen bir yapı hem de bir bariyer olarak değerlendirilmelidir (49).

Tersiyer ve Sklerotik Dentin Oluşumu:

Dental yaralanma sebebiyle ölen odontoblastların yerini alan yeni odontoblast benzeri hücrelerde genellikle sitoplazmik uzantılar bulunmaz ve bu hücrelerin salgıladıkları matriks atübüler yapıda olur (46,69). Bu yeni matriksin mineralizasyonu sonucunda meydana gelen atübüler dentin, primer dentini örter (46,69). Tersiyer dentin yapımındaki diğer bir olasılık ise, yeni odontoblastların primer dentinin orijinal tübüleriyle düzgün sıralanma göstermemesidir. Bu durumda, tersiyer dentin ile primer veya sekonder dentin tübüleri arasında devamlılık izlenemez. Her iki durumda da dentin geçirgenliği büyük oranda düşer (46,69).

Dentin sklerozunda ise sklerozun patolojik ya da fizyolojik olaylar sonucu oluşması önem taşımaz (15). Her iki durumda da tübül lümeninin içi mineral kristalleri ile dolar (15,46). Bu sebeple, sklerotik dentinin geçirgenliği oldukça düşüktür (15,46,68). Dentin sklerozu intratübüler geçirgenliği azaltır (66). Kristallerin tübüleri tamamen tıkadığı durumlarda dentin geçirgenliği bütünüyle ortadan kalkar (46). Dentin sklerozu, dentin geçirgenliğini azaltır ancak madde difüzyonuna engel olamaz (70). Artan yaşla oluşan bu değişikliklerin klinik göstergesi, azalmış dentin geçirgenliğine bağlı olarak zararlı dış ajanların yarattığı pulpal reaksiyonların yeni sürmüş dişlere göre daha az görülmesidir (71).

Dentin, intratübüler mineralizasyon ya da tübüler iletişim olmaması sebebiyle geçirgenliğini kaybettiğinde, restoratif materyaller ve çürükteki toksinlerin pulpaya ulaşamamasına bağlı olarak pulpal hasar önlenir (46).

Kalan Dentin Kalınlığı:

Pulpa reaksiyonları açısından önemli bir kavram olan ve pulpayı çürük lezyonundan ayıran minimum sağlıklı dentin mesafesi olarak tanımlanan “kalan dentin kalınlığı” (72), belirli bir alandaki dentin geçirgenliğinin en önemli belirleyicisidir (3,16).

Dentin tübül lümenlerinin kapladığı alan, tek bir tübülün kesit alanı ve cm^2 'deki tübül sayısının çarpımı ile hesaplanabilir (15). Mine-dentin sınırından pulpaya doğru gittikçe hem dentin tübül çapı hem de birim alana düşen tübül sayısı arttığından tübül lümeninin kapladığı alan da artar (15,45).

Bu sebeple, dentin geçirgenliği mine-dentin sınırında en düşük, pulpaya komşu bölgelerde en yüksek halini alır (15,45,46,73). Diğer bir deyişle, dentin geçirgenliği açık tübül sayısı ve çapı ile doğru orantılı, dentin kalınlığı ile ters orantılıdır (45,46,73,74). Ayrıca, kalan dentin kalınlığı azaldıkça tübüllerin boyu da kısaldığından pulpaya yaklaştıkça sıvı geçişine karşı direnç azalmakta ve dentin daha iletken hale gelmektedir (16,45,46). Dentin ne kadar kalın olursa difüzyon yapan çözeltinin konsantrasyonu da o kadar düşer. Sonuç olarak, kalan dentin kalınlığı azaldıkça dentin geçirgenliği artar (68,72,74-76). Kalan dentin kalınlığının klinikte belirlenmesi; diş anatomisi farklılıkları, pulpa odası kalsifikasyonları ve reparatif dentin oluşumundan dolayı oldukça zordur (72).

Bölgesel Farklılıklar:

Dentinde mm^2 'ye düşen tübül sayısı ve çapının dentinin her yerinde eşit dağılım göstermemesine (46) bağlı olarak dentinin geçirgenlik özelliği de bölgesel farklılıklar gösterir (3,15,16,45,46). Okluzal yüzeyde dentin geçirgenliği, pulpa boynuzları üzerinde en yüksek (3,15,46,65,68,75,77), merkezde ise en düşük halini alır (3,15,46,68,77). Merkezde tübüllerin yalnız %30'u pulpayla direkt ilişkidir (15). Merkezi dentin geçirgenliğinin daha düşük olması; pulpa boynuzları üzerindeki dentine oranla birim alana daha az tübül sayısı düşmesi, mesafenin uzun olması ve tübül çaplarının daha küçük olmasının sonucudur (46,68). Buna karşılık, en yüksek tübül çap ve yoğunluğu pulpa boynuzları üzerindeki dentinde bulunmaktadır (46). Merkezi dentinin mineral içeriği ve intertübüler dentin matriksinin daha fazla olması nedeniyle, merkezi dentin çevresel dentinden daha düşük geçirgenlik gösterir (68). Sınıf 2 kavitelerde aksiyel dentin, pulpal tabandan daha fazla geçirgenlik gösterirken (46), büyük okluzal kavite preparasyonlarında en yüksek geçirgenliğe sahip olan dentin pulpo-aksiyel çizgi açısının kesişiminde bulunur (68). Kök dentini ise koronal dentinden çok daha az geçirgendir (16,45,78-80).

Dentin Tübüllerinin İçeriği:

Tübül çapı ve yoğunluğu göz önüne alındığında herhangi bir derinlikte ve bölgedeki in vitro dentin geçirgenlik değeri, beklenenden daha düşüktür (3,15). Bu durum, dentin tübüllerinin fonksiyonel çaplarının anatomik çaplarına göre daha dar olmasıyla açıklanmaktadır (15). Dentin tübüllerinin mine-dentin sınırındaki mikroskobik çapları 0,5-0,9 μm olarak görülse de, çapları 0,1 μm gibi fonksiyon görürler (15). Tübül sıvı hareketi, tübül çapının dördüncü kuvvetiyle doğru orantılıdır. Dolayısıyla, tübül çapındaki çok küçük değişiklikler sıvı akış hızında büyük değişikliklere yol açmaktadır (15,45,81). Tübüllerin fonksiyonel çaplarının ölçülebilen anatomik boyutlarından çok daha küçük olması; tübüller içerisinde kollajen lifleri, mineralize daralmalar, peritübüler örtü, intertübüler kollajen gibi intratübüler maddeler varlığına bağlanmaktadır (3,15,45). Ayrıca, dentin tübüllerini dolduran odontoblastik uzantılar dentin geçirgenliğini etkileyerek bakteri invazyonunu engellemektedir (67,82-85). Odontoblast uzantılarının kaybı durumunda tübül içerisinde oluşan ölü alanların tübül geçirgenliğinde artışa neden olduğu ileri sürülmektedir (86).

Tübül içerisindeki mineralize olmamış kollajen fibrillerin ise dentinin iç kısımlarındaki tüm tübüllerin %65'inde bulunduğu ancak kollajen fibrillerin bunların sadece %16'sında büyük gruplar halinde kümелendiği gözlenmiştir (82). Bu oranlar dentinin dış kısmına doğru giderek azalmakla birlikte kollajenin dentin tübülleri içinde hayat boyu var olduğu belirtilmektedir (82). Kollajen fibrillerin yanısıra dentin sıvısı ile birlikte pulpadan dentin yüzeyine doğru taşınan Ig G, A ve M gibi büyük molekülü plazma proteinlerinin de tübüllerin anatomik çaplarını %5-40 oranında daralttığı ve buna bağlı olarak tübüllerin periferik ve pulpal uçları açık olsa bile tübül içindeki sıvı hareketinin %70-80 oranında yavaşladığı, dolayısı ile hidrolik iletkenliğin de etkin bir şekilde azaldığı gözlenmiştir (15,45,84,87-90). Normal pulpa dokusundaki immünglobülinlerin genellikle çürük görülme olasılığı fazla olan okluzal fissürler ve proksimal yüzeylerin altında lokalize oldukları (91,92), çürüğün derinleşmesi ile birlikte dentin tübüllerinin pulpaya bakan kısımlarında ortaya çıktıkları (89) ve HA'nın protein tutma özelliği sayesinde tübül duvarı boyunca

yerleştikleri saptanmıştır (87,93). Bu nedenle, çürüklü dişlerin dentin tübüllerinde sağlam dişlerdeki oranla daha fazla immünglobülin bulunduğu bildirilmiştir (92).

Vital dişlerin tübül duvarlarında biriken plazma proteinlerinin de (fibrinojen) zamanla tübül çapını daraltarak dentin geçirgenliğini azalttığı görölür (79,87,94-96). Öyle ki, tübüllerin özellikle pulpaya bakan kısmında fibrin halinde bulunan fibrinojenin (15,94) derin kavite preparasyonlarında ya da pulpanın açıldığı durumlarda dentin sıvısı içinde ölçülebilir bir miktara ulaştığı gözlenmektedir (97). Tübüllerin anatomik çapında meydana gelen bu tür daralmaların bakteri geçişini engelleyebildiği ve dolayısı ile pulpayı kronik çürük lezyonunun toksik ürünlerinden ya da bakteriyel antijenlerin yayılımından koruyabildiği belirtilmiştir (89). Ancak, tübül çapındaki değişikliklerin dışarıdan içeriye olan difüzyondan ziyade dentinden dışarı doğru olan sıvı hareketini etkilediğini ve bu nedenle dentin sıvı akışındaki azalmanın dış kaynaklı maddelerin içeri doğru invazyonunu artıracığını savunan araştırmacılar da bulunmaktadır (79,98,99). Sonuç olarak, dentin sıvısındaki komponentler hem bakteri ve ürünleri ile doğrudan etkileşerek hem de dentin geçirgenliğini azaltarak savunma reaksiyonlarına katılmaktadırlar (98).

Smear Tabakası:

Kavite preparasyonunu takiben 1-5 µm kalınlığında, primer olarak debristen oluşan, denature kollajen, HA ve mikroorganizmalar içeren “smear tabakası” ve kesik dentin tübülleri içine 1-3 µm uzanan “smear tıkaçları” oluşur (15,45,50,69,100,101). Smear tabakası ve tıkaçları, dentin tübüllerini tıkadığı için doğal bir bariyer görevi görür (45,75,100,101), ancak oral sıvılarda 7 gün içinde çözünmesine bağlı olarak koruyucu etkisi geçicidir (75,102). Smear tabakası, hidrolik iletkenliği ya da dentinde sıvıların hareket kolaylığını %80-90 oranında azaltırken (15,69), difüzyonu yalnız %25-30 oranında azaltır (66,69). Smear tabakası ya da tıkaçlarının az da olsa geçirgenlik özellikleri vardır. Smear tabakası kaldırıldığında ise dentinin hidrolik iletkenliği 5-40 kat artar (69).

Dental Sıvı:

Dentin tübülleri, kalsiyum ve fosfat iyonlarıyla satüre olan dental sıvıyla doludur (15,46). Bu sıvı, dentin tübüllerinde pek çok forma girebilen mineral çökeltileri oluşturur (15). İn vivo olarak pulpa odasında 5-20 mm Hg değerinde hafif fakat belirgin bir doku basıncı bulunur (69,100). Tübüller periferik olarak mine ve sementle örtülü oldukları sürece dışarı doğru sıvı akışı olmaz (46). Ancak, dış örtüler kaybedildiğinde ve tübüller açık hale geldiğinde 15 cm H₂O değerindeki pozitif hidrostatik basınç, dental sıvıyı yavaşça dışarı doğru hareket ettirir (15,45,46,69). Bu durumda, tübüller ağız boşluğundan pulpa odasına kadar sıvı dolu bir devamlılık gösterirler (45,46). Ağız sıvıları ya da pulpal sıvılarda çözünen maddeler içeri ve dışarı doğru hareket ederek dentin yapısı ve pulpanın durumunda değişikliklere sebep olabilirler (46). Açık dentinde sıvının dışarı doğru akışı, yabancı maddelerin difüzyonuna karşı savunmada ilk adımdır (15). Ancak, maddeler pulpa yönünde pulpal ya da dental sıvıların onları uzaklaştırabileceğinden daha büyük bir hızla difüzyon yaparlar (69). Dental sıvı bazı maddelere bağlanan ya da yapışan plazma proteinleri içerir. İkinci savunma mekanizması fibrinojen de dahil plazma proteinlerinin dışarıya doğru yavaş hareketiyle sağlanır. Fibrinojenin, tübüllerin özellikle pulpal sonlanmalarında fibrin halinde polimerize olmasıyla meydana gelir (15). Dentin tübülleri içerisinde bulunan ve pulpal basınç altındaki dental sıvı intratübüler geçirgenliği düşürür (15,66,67).

İN vivo ortamda dentin dokusu ile temas eden moleküllerin konsantrasyonu ve hücresel cevaplar; doku yapılarının karmaşıklığı, bölgedeki moleküllerin başka moleküllerle bağlanabilmesi, pulpa dokularının kanlanma durumu ve çeşitli parakrin ve hormonal etkiler sonucu farklılık göstermektedir (73). Dentin yüzeyine adeziv materyal uygulandığında, monomerler açık kanallardan pulpaya doğru hızlı bir şekilde yayılır. Dentin sıvısının varlığına bağlı olarak yayılma derinliğinin in vivo çalışmalarda in vitro çalışmalara göre daha az olduğu bildirilmiştir (103). İn vitro çalışmalarda pulpal basınç olmadığı için artık monomerlerin geçişi daha fazla olmaktadır.

Bu yüzden, pulpal basınç artık monomer geçişinde önemli bir rol oynamaktadır (103).

Konsantrasyon ve Molekül Ağırlığı:

Birçok maddenin dentini basit difüzyonla geçtiği görülür. Difüzyon hızı, maddenin konsantrasyonu ile doğru orantılı ancak molekül ağırlığı ile ters orantılıdır. Buna göre, su gibi küçük moleküller dentinden kolayca geçmektedir. Ancak; albumin, immünglobulin, endotoksin gibi molekül ağırlığı 10^6 'dan yüksek olan moleküller dentinden daha yavaş geçmekte (10,15,104), hatta odontoblast tabakası bu moleküller için bir bariyer gibi davranarak pulpaya ulaşmalarını engellemektedir (105).

Diş Çürüğü:

Pulpanın korunması amacıyla diş çürüğüne karşı dentinde birtakım değişikliklerin meydana geldiği (45,106,107) ve diş çürüğünün dentin geçirgenliğini büyük oranda azalttığı belirtilmiştir (15,16,108-112). Çürüklü ve çürüksüz dişlerin dentin geçirgenliklerinin değerlendirildiği bir çalışmada, çürüklü dentin disklerinin geçirgenlik değerinin çürüksüz dentin disklerindeki değerlerin %14'ü kadar olduğu bulunmuştur (113). Kalitatif çalışmaların sonuçları, smear tabakasının kaldırılmasından sonra bile çürük dentinin geçirgenliğinin hala çok düşük olduğunu göstermektedir (107,110). Bu durumun, kısmen tübüllerdeki bakterilerin kısmen de remineralizasyon sonucu biriken intratübüler kristallerin (çürük kristalleri) tübül çapını daraltmasına bağlı olduğu belirtilmiştir (81,99,114-116). Nitekim, tübül içerisine bakteri infiltrasyonundan sonra dentin iletkenliğinde %42 oranında azalma olduğu gözlenmiştir (116).

Yavaş ilerleyen bir çürük lezyonundaki tübüller, kristallerin çökmesi ve intratübüler dentin mineralizasyonu sonucu çoğunlukla tıkalıdır ve intertübüler dentin hipermineralize ve sklerotik hale gelir (117). Bu nedenle, etkilenmiş dentinin geçirgenliği asitle pürüzlendirilmeden sonra bile oldukça düşüktür (110,113). Hızlı ilerleyen çürük lezyonlarının altındaki dentinin cevabı ise doğal savunma mekanizmasının arasına yetersiz ya da hatalı olmasına bağlı olarak daha farklıdır. Çürük uzaklaştırıldıktan sonra açık

dentin tübülleri ve demineralize etkilenmiş dentin görülebilir. Bu nedenle, hızlı ilerleyen çürük lezyonunun altındaki etkilenmiş dentin yavaş ilerleyen lezyonun altındakine göre daha geçirgen olabilir (117).

2.2. 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 oluşturması gibi olumsuzluklarının bulunması, yeni preparasyon yöntemlerinin aranmasına yol açmıştır (118-121).

Son yıllarda kavite preparasyon yöntemlerinde önemli gelişmeler olmuştur. 1950'lerde air-abrazyon ve ultrasonik sistemler gibi daha az invaziv tekniklerle kavite a ılması 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 (118,119,121).

2.2.1. Geleneksel Yöntem

Geleneksel yöntem, aeratör ve mikromotor başlıklarına takılan elmas, tungsten karbid veya  elik frezlerle yapılan preparasyonlardır. Preparasyon sırasında, 1-5  m'lik smear tabakası oluşmaktadır (118). Dönerek  alışan bu aletlerde en önemli problem ısı oluşurmalarıdır. Bazı çalışmalarda yetersiz su eşliğinde çalışıldığında pulpaya iletilen ısıнын 15  C'ye ulaştığı gösterilmiştir. 5,5  C'nin üzerindeki ısı artışlarının pulpada nekroza varan harabiyetlere yol açabileceği bilinmektedir (122). Ancak, araştırmalar su eşliğinde çalışıldığında pulpaya iletilen ısı artışının 2-4  C arasında kaldığını göstermiştir (27,118,123-125). Hızın artması ile birlikte dişte vibrasyon ve ağrı hissi de artar. Dişte mikro çatlaklar ve diş yapılarında istenenden fazla madde kaybı olabilir (118,126). Bazı durumlarda hekim, iyatrojenik pulpa ekspozlarına sebep olabilir. Dikkatli  alışılmadığında yandaki dişe zarar

verme olasılığı söz konusudur. Ayak çalıştırma pedalından çekildikten sonra bile frezin dönmesi 5 sn kadar devam eder (118). Bu nedenle olası yaralanmaları önlemek açısından hekimin dikkatli olması gerekir. Çalışma sırasında oluşan sesin hasta açısından rahatsızlık verici olduğu bilinmektedir (127,128). Vibrasyon ve ses oluşturma gibi hasta konforu açısından bazı olumsuz özelliklere sahip olmasına rağmen günümüzde en tercih edilen preparasyon yöntemidir (121,129).

2.2.2. Lazerler

Geleneksel kavite hazırlama yöntemlerinin lazer ile değiştirilebilmesi fikri büyük ilgi uyandırmış ve Argon, Karbon dioksit (CO₂), Helium-Neon (He-Ne), Neodymium: Yttrium Aluminium 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 (130-134). Hava su desteği yetersiz olan lazerlerin, diş sert dokularında yanma, erime ve pulpada ısıya bağlı hasarlar oluşturmalarının yanı sıra, lazer ışığının suda soğurulma katsayılarının düşük olmasından dolayı ablasyon yapamadıkları veya yetersiz ablasyon yaptıkları bildirilmiştir (118,125,135,136).

Lazerler, minenin su ve HA'sına etki ederek işlev görürler. Her lazerin kendine özgü suda ve HA'da 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 genleşmenin minede yarattığı stresle açıklanabilir (118,136-138).

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 (118,136,139).

Erbium türü lazerlerin gelişmesi ve tanıtımı ile, çocuk diş hekimliğinde sert ve yumuşak doku tedavisi güvenli ve etkili bir hale gelmiştir (17). Erbiyum 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 (118,125,140,141). 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 (118,125,136,142-144).

Lazer kullanıldığı alanda bakterisid etki yapar (145,146). Erbiyum lazerler, bakteri hücreesindeki su tarafından absorbe edilerek hücrenin buharlaşmasına neden olmaktadır. Bu durum, Erbiyum lazerlerin sert ve yumuşak doku tedavilerinde tercih edilme sebeplerinden biridir (136,147,148). 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 (118,119,121,149). Erbiyum 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 (118,136,139,144).

Klinik tecrübeler, çocukların lazer ile tedavi edilmesinin geleneksel yöntemlere kıyasla; koltukta geçen sürenin azalması, rahatsız edici ses, vibrasyon ve kötü koku gibi faktörlerin elimine edilmesi, hastalarda daha az korku ve stres oluşturmaması, lokal anesteziye olan gereksinimi azaltması, analjezik ve antibiyotik kullanımının azaltılması veya eliminasyonu gibi birçok faydasını göstermektedir (17).

2.3. Mine ve Dentinin Pürüzlendirilmesi

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. Diş sert dokularının pürüzlendirilmesinde; kimyasal yöntemler (asit ve şelatörler), mekanik yöntem (air-abrazyon) ve ısısal yöntem (lazerler) olmak üzere üç farklı yöntem kullanılmaktadır (150-152).

2.3.1. Asit ile Pürüzlendirme

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 (150,152-154). Mine dokusunun asitle pürüzlendirilmesi ile mine yüzeyinin ortalama 10 µm'lik kısmı ortadan kalkar ve derinliği 5-50 µm arasında değişen pürüzlendirilmiş bir alan oluşur. Bu sayede bağlanma yüzeyi artırılmış olur (155,156). Bu durum, yüzey geriliminin azalmasına ve mine yüzeyinin ıslanabilirliğinin artmasına neden olarak düşük viskoziteli rezinin mikroboşluklara rahat bir şekilde dolmasını sağlamaktadır (157).

Mine dokusunda pürüzlendirme yaparken kullanılan asidin konsantrasyonuna ve uygulama süresine bağlı olarak 3 farklı görüntünün gerçekleştiği ortaya konulmuştur (156). Bu morfolojik sınıflandırmaya göre;

Tip I pürüzlendirme: Mine prizmalarının iç kısımları çözünerek uzaklaşır. Ortaya çıkan görüntüye “bal peteği manzarası” adı verilir.

Tip II pürüzlendirme: Mine prizmalarının çeperleri çözünerek uzaklaşır. Bu görüntüye “kaldırım taşı manzarası” adı verilir.

Tip III pürüzlendirme: Prizmatik yapının gözlenmediği amorf bir yüzeye rastlanır. Daha silik bir pürüzlendirme görünümü vardır (156).

Mine yüzeyinde uygulanan asit sonrasında meydana gelen etki; kullanılan asidin çeşidi, konsantrasyonu, formu ve uygulama süresinin yanı sıra minede preparasyon yapıp yapılmadığı, minenin kimyasal yapısı, mine prizmalarının varlığı, minenin içerdiği florür miktarı ve daha önceden meydana gelen demineralizasyon miktarı gibi faktörlere bağlıdır (158).

Araştırmacılar minenin pürüzlendirilmesinde fosforik aside alternatif olabilecek %10'luk maleik asit, %10'luk sitrik asit, %1,6-3,5'lik oksalik asit ve %2,5'lik nitrik asit gibi çeşitli ajanları denemişlerdir. Ancak, in vitro çalışmalarda elde edilen değişken sonuçlar bu asitlerin rutin klinik kullanıma girmesini engellemiştir (155).

2.3.2. Lazer ile Pürüzlendirme

Smear tabakasını uzaklaştırmak amacı ile uygulanan asitle pürüzlendirme işlemleri sırasında; ağızda asidin istenmeyen bölgelere ulaşması, uygulama ve yıkama işlemleri sırasında alınması gereken önlemlerin fazlalığı, dentin tübülllerinde asit kalabilmesi, nemli bağlanmayı sağlayabilmek için gereken dikkat ve asidin diş sert dokuları üzerinde gereğinden fazla süre kalması gibi bazı sorunlar ortaya çıkabilmektedir (118,159). Üşümez ve diğ. (159), jel şeklindeki asitlerin her ne kadar sıvı asitlerden daha stabil olsalar da, pürüzlendirme sırasında diş yüzeyinden kayarak uygulanacak alandan daha geniş bir bölgeyi aside maruz bırakarak demineralize edebileceklerini ve yıkama sırasında ekşi tadları yüzünden hastalarda rahatsızlık oluşturabileceklerini bildirmişlerdir. Bu gibi nedenlerle, araştırmalar yeni pürüzlendirme teknikleri üzerinde yoğunlaşmıştır. Lazerler bu yeni yöntemlerden biridir.

Lazerle pürüzlendirme asitle pürüzlendirmede görülen bazı sorunları içermemektedir. Lazer cihazının aeratör 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 (159,160). Lazerle pürüzlendirmenin izolasyon gerektirmemesi en önemli avantajları arasında sayılmaktadır (161). Literatürde pürüzlendirme işlemlerinde Excimer, CO₂, Nd:YAG, Er,Cr:YSGG, Er:YAG gibi lazerlerin kullanıldığı çok sayıda çalışma bulunmaktadır (162-169). Kullanılan lazer tipine bağlı olarak mine yüzeyinde 10-20 µm derinliğinde asit uygulamasındakine benzer bir pürüzlenme ve düzensizlik meydana geldiği bildirilmektedir (118,170).

Tarama elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope - SEM) çalışmalarında erbiyum lazerler kullanılarak yapılan pürüzlendirme işlemlerinden sonra minde mikro düzensizlikler bulunduğu ve smear tabakasının oluşmadığı gösterilmiştir (171,172). Lazer uygulaması mine yüzeyinde termal kökenli etkilere yol açmaktadır. Kullanılan enerji seviyesi ve

hava su oranlarına bağılı olarak bazı çalışmalarda erime odaklarına yol açtığı gözlenirken (173-175), bazılarında bu tip etkiye rastlanmadığı gösterilmiştir (168,176,177). Erbiyum lazerlerle pürüzlendirme işleminden sonra elde edilen SEM görüntülerinde mine yüzeyinde aside oranla daha kaba girinti ve çıkıntıların olduğu bildirilmiştir (176,178,179).

Çalışmalar lazerlerin mine ve dentin üzerinde 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; smear tabakasından yoksun, açık dentin tübüleri ve düzensiz girinti çıkıntılar ihtiva ettiğini göstermiştir (180-182) 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 dentinin kelepçe benzeri çıkıntılı bir görüntü sergilediği gösterilmiştir (28,178,183,184).

2.4. Lazerler ve Temel Lazer Fiziği

Temel lazer fiziğini anlamak için; ışığın tanecik yapısını, elektromanyetik dalgaların özelliklerini ve elektromanyetik spektrumu bilmek gereklidir.

2.4.1. Işık, Elektromanyetik Dalgalar ve Elektromanyetik Spektrum

Atomlardan çeşitli şekillerde ortaya çıkan enerji türleri ve bunların yayılma şekilleri “elektromanyetik dalgalar” olarak adlandırılır. “Işık”, doğrusal dalgalar halinde yayılan elektromanyetik dalgalara verilen addır (185-187). Mikroskopla incelendiğinde, ışığın birbirinden bağımsız çok sayıda enerji paketçikleri şeklinde olduğu görülür. Einstein ve Planck elektromanyetik dalgaının toplam enerjisini oluşturan bu enerji paketlerini “ışık kuantumu” veya “foton” olarak adlandırmışlardır (185,188).

“Dalga boyu”, bir dalga örüntüsünün tekrarlanan birimleri arasındaki mesafedir. Yunanca “λ” harfi ile gösterilmektedir. Bir olayın birim zaman (maksimum 1 saniye) içinde hangi sıklıkla, kaç defa tekrarlandığının ölçümü “frekans” veya “titreşim sayısı” olarak adlandırılır ve “f” ile gösterilir. Uluslararası birim sisteminde (SI) frekansın birimi, Hertz (Hz)’dir. Bir dalganın frekansı dalga boyuyla ilişkilidir. Dalga boyuyla frekansın çarpımı, o dalganın hızını (V) belirler ($V = f \times \lambda$) (186,189).

Elektromanyetik bir dalga olan ışık, boşlukta "c" ile gösterilen ışık hızıyla (yaklaşık 300.000 km/sn) hareket ettiği için bu denklem, $f = c / \lambda$ ifadesine dönüşür. Sinüzoidal yayılımdaki hız, frekans ve dalga boyu parametreleri fotonun yayılımını açıklamaktadır (189,190). Foton enerjisi (E); h Planck sabiti olmak üzere aşağıdaki formülle (Formül 2.1) ifade edilir (189):

$$E_f = hf = \frac{hc}{\lambda} \quad (2.1)$$

Işığın ve tüm diğer elektromanyetik dalgaların temelde üç özelliği vardır:

Frekans: Dalga boyu ile ters orantılıdır, insan gözü bu özelliği renk olarak algılar.

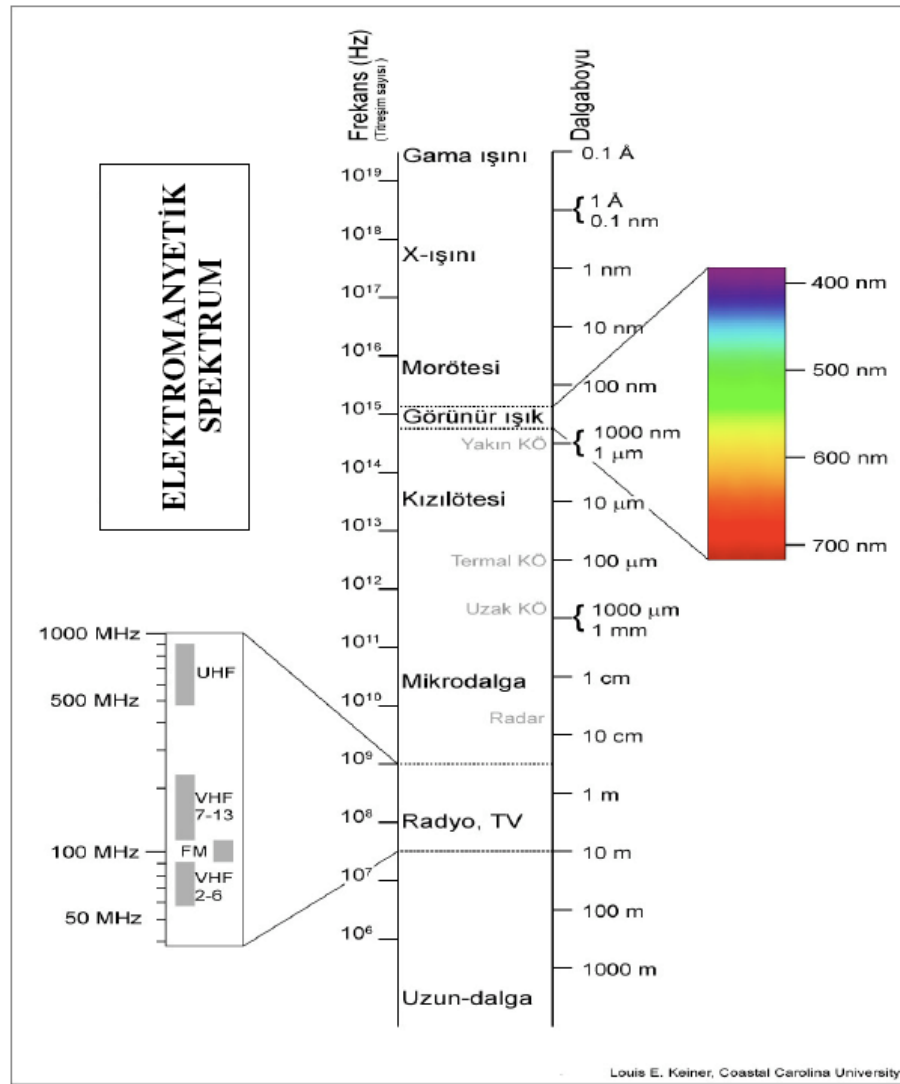
Şiddet: Genlik olarak da geçer, insan gözü tarafından parlaklık olarak algılanır.

Polarite: Titresim açısidir, normal şartlarda insan gözü tarafından algılanmaz.

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

- Boşlukta düz bir çizgi boyunca yayılırlar.
- Hızları ışık hızına eşittir.
- Geçtikleri ortama frekanslarıyla doğru orantılı, dalga boylarıyla ters orantılı olmak üzere enerji aktarırlar.
- Enerjileri, maddeyi geçerken soğurulma ve saçılma nedeniyle, boşlukta ise uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak azalır (187,190).

İçinde X ve γ ışınlarının ve görülebilir ışığın da bulunduğu elektromanyetik dalgalar, dalga boyları ve frekanslarına göre “elektromanyetik spektrumu” oluştururlar (Şekil 2.1). Bu spektrumun bir ucunda dalga boyları en büyük, enerjileri ve frekansları ise en küçük olan radyo dalgaları bulunur. Diğer ucunda ise, dalga boyları çok küçük fakat enerji ve frekansları büyük olan X ve γ ışınları yer alır. Elektromanyetik spektrumun algılayabileceğimiz bölümü olan görünür ışık, spektrumun çok dar bir bölümünü oluşturur (380-780 nm dalga boyları arası). Bununla birlikte, bilimsel terminolojide gözle görünmeyen dalga boylarına da ışık denilebilir. Normal ışık; dalga boyları muhtelif, rengârenk, yani farklı faz ve frekansa sahip dalgalardan meydana gelir. Optik frekans bölgesi, kızıl ötesi ışıkları, görünür ışıkları ve elektromanyetik spektrumun morötesi ışıklarını kapsar (185,189,190).



Şekil 2.1. Elektromanyetik spektrum.

2.4.2. Atom, Soğurulma, Salınım ve Uyarılmış Salınım

1913 yılında Niels Hendrik Bohr (191) tarafından yeni bir atom modeli öne sürülmüştür. Buna göre, atom herhangi bir maddenin en küçük birimidir. Her atomun pozitif yüklü protonlardan oluşan bir çekirdeği ve çekirdekten uzak, yörüngelerinde hareket halinde olan negatif yüklü elektronları vardır. Her proton çekirdekten belli uzaklıkta bulunan bir elektronla dengelenmiştir. Elektronların çekirdeğe en yakın oldukları durum, atomun en küçük enerjili olduğu durumdur ve “bazal durum” (*ground state*) olarak adlandırılır.

Bazal enerji düzeyindeki bir atoma dışarıdan enerji verildiğinde, bu enerji elektronlar tarafından soğurulur (*absorption*) ve elektronlar daha yüksek enerjili bir yörüngeye taşınır. Böylece atom uyarılmış ve kararsız bir hale geçer. Uyarılarak E_2 seviyesine çıkan elektron burada bir süre kaldıktan sonra, tekrar denge hali olan E_1 seviyesine inmek isteyecektir. Elektron bu seviye değişimi sırasında enerji farkı kadar bir foton salar ve bu olaya “anlık salınım” (*spontaneous emission*) adı verilir (185,192).

“Uyarılmış salınım”da ise uyarılarak enerji seviyesi E_1 ’den E_2 ’ye yükseltelen atom, enerjisini geriye foton olarak yaymaya başlarken, atoma bir foton daha çarptırılırsa birbiri ile aynı özellikte iki foton salınır. Uyarılmış salınımın en önemli özelliği, gelen foton ve uyarılmış elektrondan gelen fotonun aynı frekansta, aynı fazda ve aynı polarizasyon doğrultusunda yani koharent olmasıdır (185,192,193).

2.4.3. Lazerin Tanımı ve Tarihçesi

“LASER” kelimesi, İngilizce “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” kelimelerinin baş harflerinden türetilmiş bir kısaltma olup, dilimizde karşılığı “radyasyon salınımının uyarılması ile ışık şiddetinin artırılması”dır. Türkçe telaffuzuna uyumu açısından tüm metin boyunca “lazer” yazılışı kullanılmıştır.

Lazer ışını teorisi, 1916’da Albert Einstein (192) tarafından ortaya konulan Kuantum Teorisi’ne dayanır. Bu teoriye göre Einstein; cansız gibi görünen maddelerin elementer parçacıklarının canlı özellik gösterdiğini, yani hareket halinde olduğunu ve eğer uygun boyuttaki bir foton daha önce uyarılmış bir moleküle çarparsa, aynı boyutlarda başka bir foton yayabileceğini ileri sürmüştür. Bu teori, radyasyonun kendiliğinden ve uyarılmış salınımı teorisinin gelişiminin temelini oluşturmuştur. Amerikalı fizikçi Charles Hard Townes, 1951 yılında, uyarılmış salınım teorisine dayanan ilk cihaz olan MASER’i (Microwave Amplification of Stimulated Emission of Radiation) keşfetmiş, 1958 yılında Maser Prensipli’nin içinde ışığın da bulunduğu herhangi bir dalga boyundaki bütün elektromanyetik dalgalara uygulanabileceğini belirtmiştir (194). İlk lazer cihazı 1960 yılında Theodore Maiman tarafından yakut (ruby) kristali kullanılarak üretilmiştir.

Bundan bir yıl sonra, neodmiyum lazerin keşfiyle, lazer sistemleri literatürde bir yere sahip olmuş ve daha sonraları farklı dalga boylarında lazer sistemleri geliştirilmiştir (125,136,185).

2.4.4 Lazerin Çalışma Prensibi ve Lazer Işığının Oluşumu

Uyarılmış salınım lazer ışığının oluşumunun temelidir (195,196). Lazerin çalışması için enerji seviyesi düşen atomların uyarılarak enerji seviyelerine yükseltilmesi gerekir. Bu nedenle, lazerin çalışması için gerekli durum “tersine çevrilmiş dağılım” olarak isimlendirilir. Tersine çevrilmiş dağılımı gerçekleştirebilmek için lazer ortamına enerji aktarma yani “pompalama” işlemi kullanılır (196).

Lazer ışığı üreten bir kaynakta atomların veya moleküllerin toplandığı bir aktif ortam gereklidir. Seramik veya cam bir tüp içerisinde katı, sıvı veya gaz materyallerden oluşan bu aktif ortamın yapısını oluşturan atomların en son yörüngelerindeki elektronlarına dışarıdan enerji verilerek bir üst yörüngeye çıkmaları sağlanır. Verilen enerji kesildiğinde elektron tekrar kararlı konumuna geçer (bir alt yörüngeye düşer). Bu sırada kazanmış olduğu enerjiyi foton şeklinde yayar. Yayılan bu enerji, aktif ortamın iki tarafında bulunan yansıtıcı aynalar ile kendi ortamında döndürülür. Bu fotonların diğer uyarılmış atomlara çarpması, “uyarılmış salınım” sürecini başlatır. Bu işlem elektronların tekrar tekrar uyarılması ile iki paralel ayna arasında aynı fazlı fotonların toplanması şeklinde devam eder. Böylece; eş fazda, şiddeti artarak uyarılmış ve o atomun frekans (renk) karakteristiklerini taşıyan güçlü bir foton demeti (ışık) elde edilir. Bu ışıklar aynı fazda, aynı frekansta ve aynı yönde olduklarından adeta birbirine yapışıktır. Lazer aktif ortamının iki ucundaki paralel aynalarla yönlendirilen ve şiddeti bu şekilde artan tek dalga boyundaki lazer ışığı, kısmi geçirgen ($\sim$ %25) olan aynadan bir Q anahtarı yardımı ile açığa çıkar (Şekil 2.2). Böylece, ışık bir dağıtım cihazında birleştirilebilir ve cerrahi bir ışık olarak kullanılabilir. Lazer ışığındaki şiddet artışının esası, bu milyonlarca küçük enerji paketçiklerinin (fotonların) çok dar bir hüzmeye halinde, aynı yönde, hem yan yana hem de art arda birleşmesidir (189,195,196).

2.4.5. Lazer Sistemlerinin Bileşenleri

Bir lazer sistemi genelde üç ana bileşenden oluşur (Şekil 2.2):

- **Aktif Ortam:**

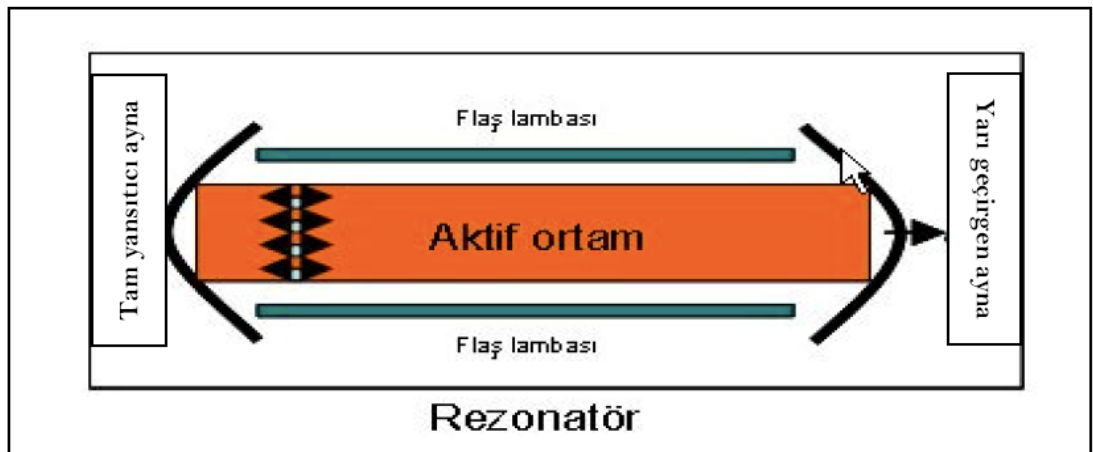
Uyarılmış salınımın gerçekleştiği materyaldir. Lazerler; ışığın oluşturulduğu aktif ortamda yer alan katı, sıvı, gaz veya yarı iletken elementlere göre adlandırılır. Kullanılan özgün materyal, açığa çıkan enerjinin dalga boyunu ve dolayısı ile lazerin klinik kullanım alanını belirler (189).

- **Enerji Kaynağı (Pompalama Kaynağı):**

Işımayı uyarabilecek enerji kaynağı; elektrik akımı, mikrodalgalar, radyo dalgaları, kimyasal reaksiyonlar veya başka bir lazerden veya flaş lambasından elde edilen optik radyasyon olabilir (189).

- **Optik Rezonatör (Aynalar):**

Işıma materyalini içinde bulunduran kavite rezonatör olarak adlandırılır. Lazer ortamı, uzun ve doğrusal bir parça şeklinde düzenlenir ve biri yarı geçirgen, diğeri tam geçirgen olan aynalar rezonatör kavitesinin iki ucuna paralel olarak yerleştirilerek ışığın bunlar arasında ileri-geri yansımaları sağlanır. Rezonans frekansına ulaşan lazer ışığı, yarı geçirgen aynadan geçerek kullanılacak sahaya yönlendirilir (189).



Şekil 2.2. Lazer sistemlerinin bileşenleri.

2.4.6. Lazer Işığının Özellikleri

Lazer demeti, geleneksel ışık kaynakları tarafından üretilen ışık demetlerinden farklıdır. Görünür ışık; ışığını çeşitli doğrultularda yayar (dağınıktır), birçok renk içerir, ışık dalgaları farklı fazdadır ve zayıftır (189). Lazer ışığı ise görünür ışıktan farklı olarak şu özelliklere sahiptir:

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

Lazer ışığı doğrusaldır, tek çizgi gibi dağılmadan gidebilir ve yön verilebilir. Uyarılan fotonlar paralel hareket ederler. Işık hüzmesi yoğun ve güçlüdür. Bu özellik, lazer ışığının çok parlak olmasını sağlar. Lazer ışığı dağılmaz olduğundan kısa atımlar halinde yayılabilir ve bu özellik ile kayıpsız yüksek enerji nakli yapılması sağlanabilir.

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

Salınan ışık tek bir renk ve tek bir dalga boyuna sahiptir. Tek dalga boyundaki ışık bir mercek tarafından odaklandığında, hedef alan çok küçük olabilir. Küçük bir alana odaklanma sayesinde yüksek enerji yoğunluğuna ulaşılması lazere kesme özelliği sağlar. Lazerlerin tek renkli (dalga boyu) olması tıpta ve diş hekimliğinde kullanılmasının esas sebebidir. Bu sayede, lazer ile hedeflenen dokulara etki edilirken çevre dokulara hasar verme olasılığı önlenir. Bu, lazerin “doku seçici (selektif) özelliği” olarak bilinmektedir.

- **Aynı Fazlı Olması (*Coherent*):**

Lazer ışığının aynı fazlı olması, fotonların iyi organize ve senkronize olup uzun mesafeye dağılmadan aktarılabilmesi olarak açıklanır. Aynı fazda fotonlardan oluşması sayesinde lazerler biyostimülasyon amacıyla kullanılabilir.

- **Yüksek Güç Yoğunluğu ve Spektral Enerjiye Sahip Olması:**

Büyük bir elektromanyetik alan gücü ve enerji taşıma kapasitesine sahip olan lazer ışıkları, küçük yüzeylere yoğun bir şekilde enerji aktarabilirler. Bu özellik lazerin rezonans boşluğuna, lazer ortamının büyüklüğüne ve geometrik şekline göre değiştirilebilmektedir (189).

2.4.7. Lazer Işığının Dokuya Etkileri

Lazer enerjisi hedeflenen dokuda 4 farklı etkileşime neden olmaktadır (134,185,197,198) (Şekil 2.3).

Soğurulma (*absorption*):

Hedef dokuda biyolojik bir etki yaratabilmek için lazer enerjisi doku tarafından soğurulmalıdır. Enerji dokuda bir miktar dağıldıktan sonra soğurulma meydana gelir. Dokudaki soğurulma miktarı, hedef dokunun optik özelliklerine ve lazerin dalga boyuna göre değişmektedir. Doku içerisinde soğurulan lazer enerjisi dokuda çoğunlukla termal enerjiye dönüşüp, vaporizasyon (buharlaşma) ya da karbonizasyona (kömürleşme) neden olur. Bu durum ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü olarak da tarif edilebilir. Lazerlerin ağız ve diş dokularında meydana getirdiği etkilerin çoğu ısı tarafından başlatılmaktadır. Bazen de soğurulan lazer ışığı sadece termal etki göstermeyip hücreler arası moleküler bağları kırarak etki gösterir (134,198).

Yansıma (*reflection*):

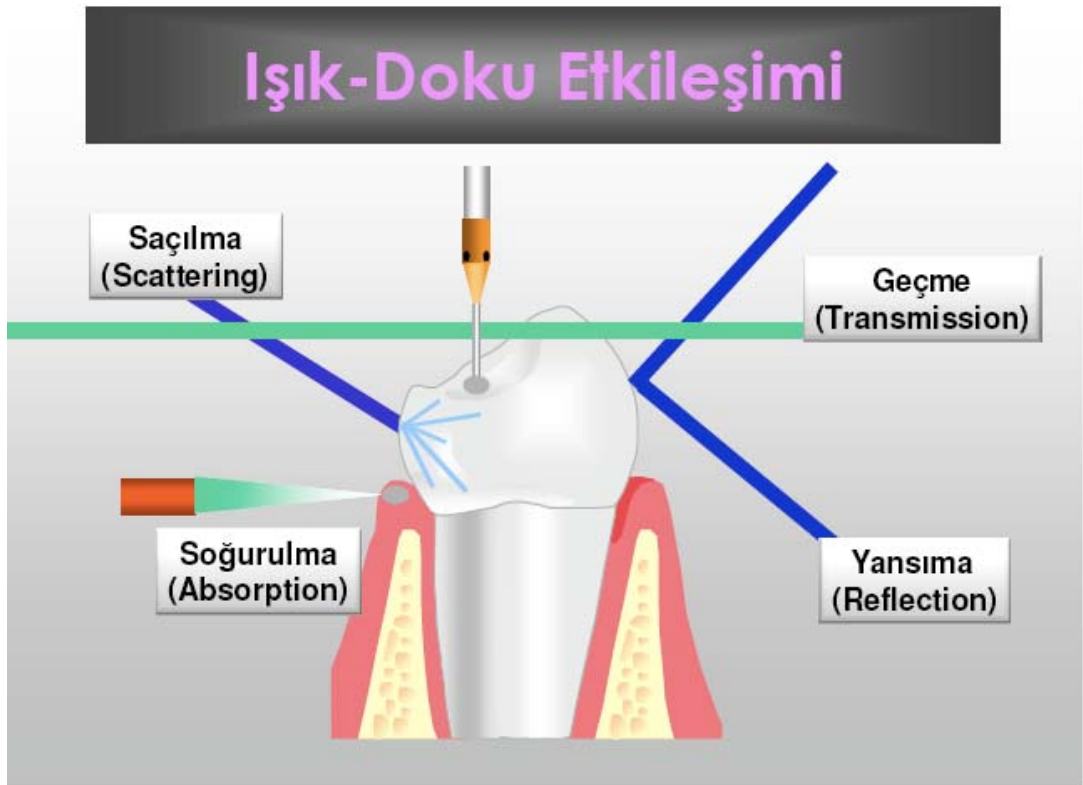
Doku üzerine lazer ışığı uygulandığında lazer enerjisi doku tarafından yansıtılabilir (198). Yansıyan ışık, doku yüzeyinden sekerek dışarıya doğru dağılır. Yansımanın meydana gelmesi, dokuya iletilmesi hedeflenen enerjinin istenilen miktara ulaşamayacağı anlamına gelir. Lazer uygulaması sırasında, doku tarafından soğurulamayan önemli miktarda ışık dokudan yansır. Yansıyan lazer enerjisinin miktarı ve yarattığı zarar, uygulanan dokuya ve enerji miktarına göre değişir. Eğer yansıyan enerji miktarı fazla ise ya da uygulanan yüzey sert ve parlaksa çevre dokulara verilen zarar artabilir. Mineden yansıma; dentin, sement ve dişetine göre daha fazladır.

Geçme (*transmission*):

Lazer enerjisinin dokuda hiçbir etki göstermeden derinlere ilerleyip dokuyu terk etmesidir. “Geçme” etkisi, dalga boyuyla ilgili olarak lazer ışığının doku içerisinde geçerek ulaştığı maksimum penetrasyon derinliği olarak da tanımlanır. Lazer ışığının dalga boyu uygulandığı doku tarafından ne kadar az soğuruluyorsa, ışık doku içerisinde o kadar derine geçebilir (198).

Saçılma (scattering):

Lazer ışığı enerjisinin doku içinde molekülden moleküle sekerek dağılması ya da sıçramasıdır (185). Lazer enerjisinin hedeflenen noktadan farklı yönlere sapan kısmıdır. Enerjinin doku tarafından soğurulması ne kadar fazla olursa, saçılma da o kadar az olur. Saçılma, enerjinin dokuda daha geniş bir hacme dağılmasından sorumludur ancak lazer ışığının güç yoğunluğunu azaltır. Bu şekilde termal hasar etkisi de en aza indirilmiş olur (198).



Şekil 2.3. Lazer ışığının dokuya etkileri.

2.4.8. Lazerlerin Fotobiyolojik Etkileri

Lazer ışığının dokuda gösterdiği etkiler; fotokimyasal, fototermal, fotomekanik ve fotoelektriksel olarak bilinmektedir (Şekil 2.4).

Fotokimyasal Etkiler

Fotokimyasal etki, lazer ışığının herhangi bir termal etkiye neden olmaksızın uygulandığı hedef dokuda oluşturduğu kimyasal değişikliklerdir.

Moleküler bağların yüksek foton enerjisi ile çözülmesi ya da kimyasal reaksiyonların tetiklenmesi mümkün olabilir. Düşük dozdaki ışığın hücreler tarafından soğurulması ile hücrede Deoksi Ribo-Nükleik Asit (DNA), Ribo Nükleik Asit (RNA) ve protein sentezi artar, kan dolaşımı hızlanır. Böylece hücre solunumu ve metabolizması artmış olur. Lazer ışığının fotokimyasal etkilerinden fotodinamik terapi, fotoradyasyon, biyostimülasyon ve biyoinhibisyonda yararlanılmaktadır (197).

Fototermal Etkiler

Doku içinde ani ısı oluşumu “fototermal etki” olarak tanımlanır. Bu etki, yumuşak dokulardaki hücre içi sıvının kaynayarak buharlaşması sonucunda hücrenin patlayarak devamlılığının bozulması ile ortaya çıkmaktadır. Sert dokularda da HA ve su içinde benzer etkiler görülebilmektedir. Termal etkiler lazer ışığının ve dokunun optik özelliklerine ve termal iletkenlik katsayısına bağlı olarak değişmektedir.

Lazer ışığının oluşturduğu ısının doku üzerine etkileri Tablo 2.1’de gösterilmektedir (197):

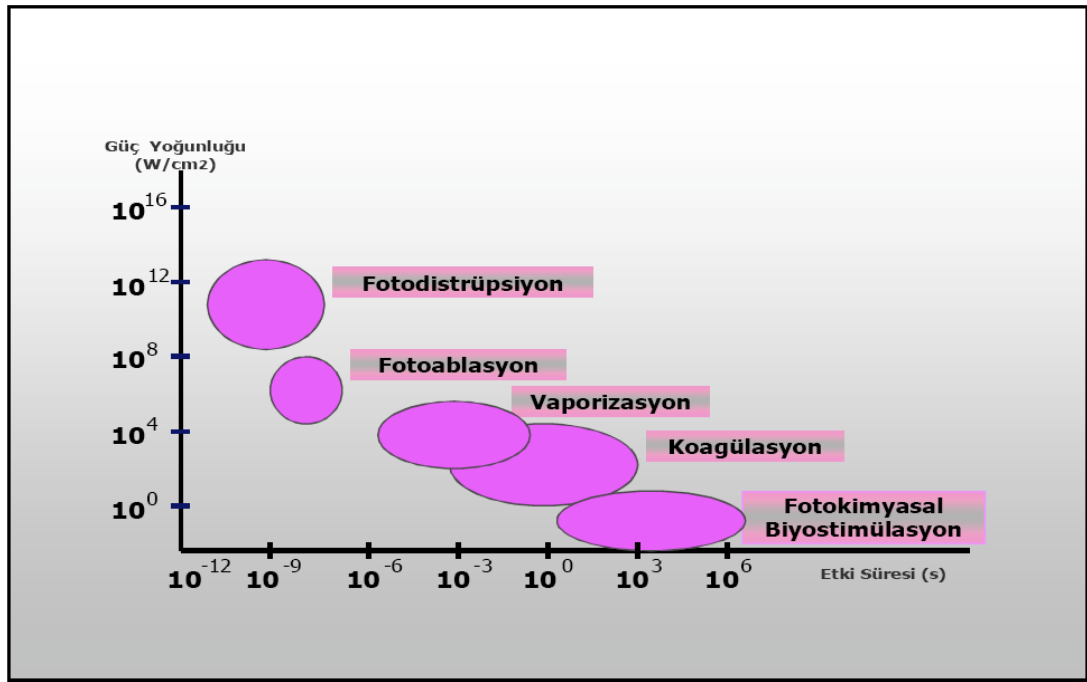
Tablo 2.1. Hedef dokuda ısının etkileri.

Doku Isısı (°C)	Oluşan Etki
40-50	Enzimatik değişiklikler, ödem
>60	Koagülasyon, protein denatürasyonu
70-90	Dehidratasyon, doku kaynaşması
100-150	Buharlaşma, madde kaybı
>200	Karbonizasyon, yanma

Lazer ışığı sonucunda oluşan termal reaksiyonlarda komşu dokularda istenmeyen yan etkiler görülebilmektedir (118).

Fotomekanik ve Fotoelektriksel Etkiler

Yüksek enerji yoğunluğuna sahip kısa atımlı lazer enerjisi ile dokuda oluşturulan ve termal olmayan etkiler fotomekanik ve fotoelektriksel etkiler olarak adlandırılır. Bu etkiler sonucunda çok yüksek ve kısa süreli foton enerjisi; titreşimsel, kinetik enerjiye çevrilir. Böylece, son derece hızlı bir ısınma ile enerjiyi soğuran hedef dokuda faz değişikliği (plazma formasyonu) yaratılarak veya şok dalgaları ile atomik ve moleküler bağlar koparılarak doku uzaklaştırılabilir. Biyolojik dokulardaki fotomekanik etkiler, mekanik şok dalgaları sonucu oluşan “hızlı termal genleşme (*photoablation*) veya “optik geri kırılmalar (*photodisruption*)” olarak belirtilirken; fotoelektriksel etki, “elektriksel şarjla doku çıkarılması (*photoplasmolysis*)” olarak tanımlanır (197) (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Lazer ışığının dokuya etkilerinin güç yoğunluğu ve süre ile ilişkisi.

2.4.9. Lazer Doku Etkileşiminde Rol Oynayan Faktörler

Lazer cihazlarının klinik kullanımında, sadece hedef dokuda istenilen sonucu elde edip çevre dokulara zarar vermemek için lazer-doku etkileşiminde rol oynayan şu temel faktörler dikkate alınmalıdır:

a) Hedef Dokunun Biyolojik Yapısı

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

b) Lazer Işığının Özellikleri

- Dalga boyu
- Enerji yoğunluğu
- Uygulama süresi
- Kontakt veya non-kontakt uygulama
- Atımlı veya sürekli modda uygulama (134,197,198).

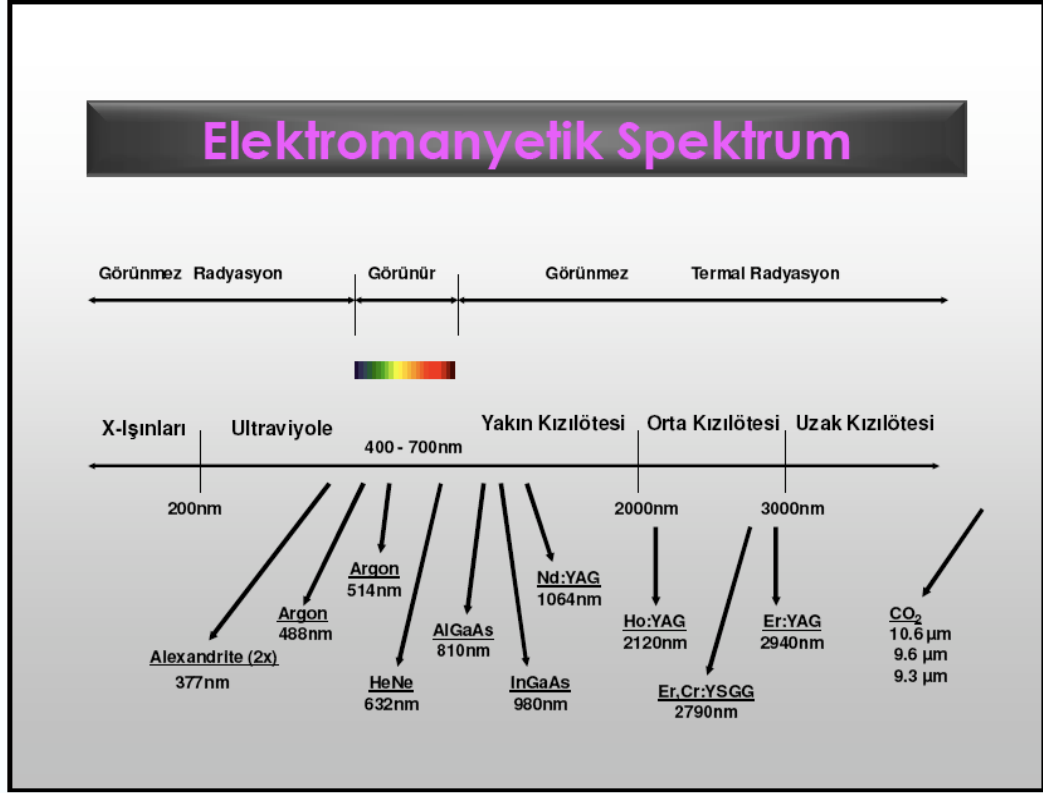
2.4.10. Lazer Kullanım Parametreleri

Lazer sistemleri için uygulama sonuçlarını etkileyebilecek anahtar parametreler; dalga boyu, doz, güç yoğunluğu, enerji yoğunluğu, atım frekansı, atım süresi, lazerin çalışma yöntemi, uygulama süresi, spot alanı ve lazer demet profili gibi faktörlerdir. Bu faktörlerden herhangi birinin değişmesi ile lazer uygulamasının sonuçları da değişmektedir (187).

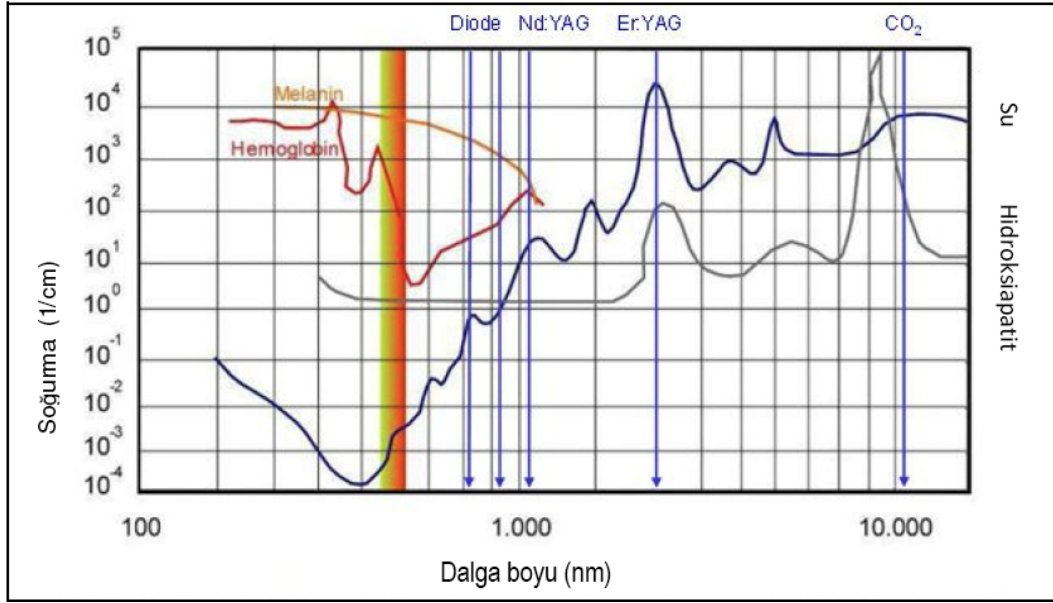
Dalga Boyu

Belirli bir lazer uygulaması için en uygun olan lazerin seçiminde en önemli faktör, gerçekleştirilmek istenen uygulamaya göre, hedef doku tarafından en fazla soğurulan veya hedef dokudan en fazla geçebilen dalga boyunun tespit edilmesidir (185). Dokuda dağılan enerji miktarı matematiksel olarak hesaplanmış ve lazerlerin farklı dokulardaki biyolojik etkileri tarif edilmiştir (199,200). Doku içerisinde lazer enerjisinin azalıp, artık biyolojik etki göstermediği nokta “soğurulma derinliği”, farklı dalga boylarının doku tarafından soğurulma miktarı ise “soğurma katsayısı” olarak tanımlanmıştır (199,200). Diğer yandan, ışık doku tarafından ne kadar az soğurulursa ışığın doku içerisindeki penetrasyonu, yani derin dokuları etkileme ihtimali de o kadar fazla olur. Diş hekimliğinde kullanılan farklı lazerlerin dalga boyları ve

biyolojik doku bileşenlerinin bu dalga boylarını soğurma katsayıları Şekil 2.5-6'da gösterilmiştir.



Şekil 2.5. Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin dalga boyları ve elektromanyetik spektrumdaki yerleri.



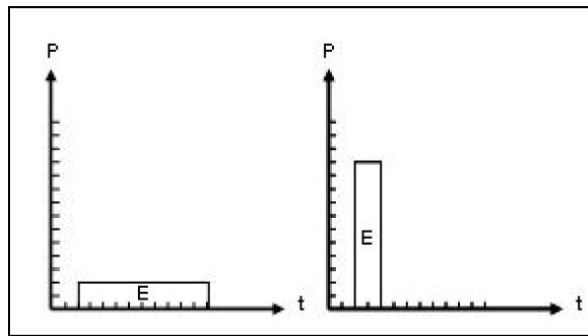
Şekil 2.6. Biyolojik doku bileşenlerinin çeşitli dalga boylarını soğurma katsayıları.

Buna göre, su tarafından yüksek düzeyde soğurulan lazer dalga boyları (CO₂, Er:YAG lazerler), yumuşak doku cerrahisi için uygundur. Benzer şekilde, hemoglobin tarafından soğurulanlar (Argon lazer) damarsal doku ve lezyonlar için daha elverişlidir. Argon lazerin dalga boyu kompozit rezinler tarafından soğurulurken, hem su hem HA tarafından yüksek düzeyde soğurulan Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler sert dokuda kullanım için uygundur (201,202). Birden çok ortam tarafından soğurulan dalga boyuna sahip lazerler her dokuda değişik bir etki meydana getirebilmektedir.

Tek bir lazer cihazının ihtiyaç duyulan tüm fonksiyonları yerine getirmesi mümkün değildir. Lazer ışığı dalga boyuna ve hedef dokunun rengine göre soğurulur, yansıtılır, geçirilir veya dağıtılır. Bir tek lazer tipinin değişik parametrelerle uygulanabilmesi, bir lazerin birçok amaçla kullanılabilmesini sağlayabilmektedir. Çeşitli klinik uygulamaları mümkün kılmak için birden fazla dalga boyu üretebilen cihazlar da mevcuttur (Er:YAG ve Nd:YAG gibi) (203).

Çalışma Yöntemi

Bazı lazer sistemleri kesintisiz, “sürekli lazer irradyasyonu (*continuous laser irradiation*)” sağlarken, bazı cihazlarda kullanılan metal perdeciklerle ışığın nabızsal (atımlı) akımı sağlanır. Lazer ışığında meydana gelen bu kesinti, gözle fark edilemeyecek kadar kısa bir zaman aralığında gerçekleşmektedir ve “kesikli lazer ışığı (*chopped laser beam*)” olarak adlandırılmaktadır (198). Bu sistemlerde ışığı bir saniyede yüzlerce kez durdurup yeniden göndermek mümkündür. Bazı sistemlerde ise enerji bir süre biriktirilip, daha kısa bir zaman diliminde salınmaktadır. Bu şekilde çok daha fazla enerji içeren bir atım elde edilebilmektedir. Bu karakterdeki lazer akımına duraksatılmış akım anlamına gelen “atımlı lazer irradyasyonu (*pulsed laser irradiation*)” denilmektedir (198). Lazer ışığının kesintili olarak kullanımının amacı, yüksek güçte, kısa süreli atımlar uygulayarak, çevre dokularda termal hasar oluşumuna neden olabilecek sürenin minimumda tutulması olarak açıklanabilir (185). Bazı sistemlerde ise, elektronik olarak sağlanan kontrol ile “süper kısa” ve “ultra kısa” lazer atımları elde edilebilmektedir. Atım süresi kısaltıldıkça, atımın ulaştığı maksimum güç yükseldiğinden, bu sistemlerde çok yüksek güce sahip çok kısa süreli atımlar elde ederek, çevre dokularda herhangi bir termal hasar yaratmadan etkili şekilde kesim yapabilmek mümkün olabilir (199,204,205) (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Aynı miktardaki enerjinin farklı atım sürelerinde iletilmesinin maksimum güce etkisi [Enerji (E) = Güç (P) x Zaman (t)].

Dozimetre ve Lazer Parametrelerinin Tanımları

Sürekli veya atımlı lazerlerde lazerin etkinliğini değiştiren birtakım özellikler vardır (189,206):

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

dışarı verilen ortalama güçtür (W).

Klinik veya araştırma amaçlı tüm lazer uygulamalarında bu teknik bilgiler mutlaka belirtilmelidir (185,206).

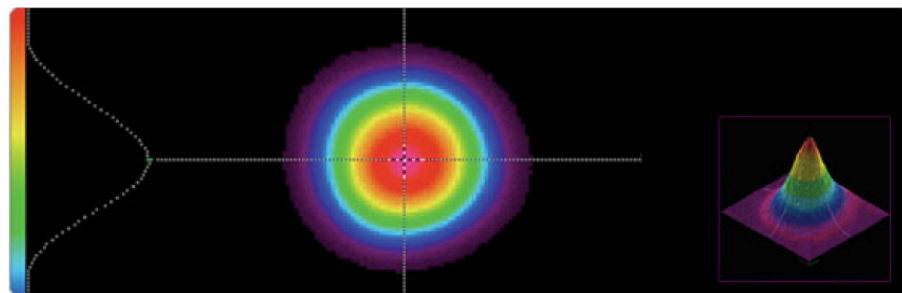
Spot Alanı ve Lazer Demet Profili

Lazer uygulamalarının etkinliğini artırmak için doz hesabının duyarlı biçimde yapılması çok önemlidir. Doz hesaplaması yapılırken enerji yoğunluğu ve güç yoğunluğunun yanı sıra, lazer ışığının doku üzerinde oluşturduğu daire şeklindeki çapraz kesit alanının, bir başka deyişle “spot alanı”nın da hesaba katılması gerekmektedir (cm^2). İrradiye edilen yüzey alanının doğrudan demet profiline bağlı olması sebebiyle, doğru doz hesabı uzaysal demet profilinin doğru şekilde bilinmesine bağlıdır (207).

İdeal koşullarda, bir lazer atımının her yerinde enerji dağılımı yani enerji yoğunluğu aynıdır ve demet çapı kesin olarak sınırlanmıştır. Böyle bir demette enerji, demet çapı içerisinde sabit iken demet dışında sıfırdır (207).

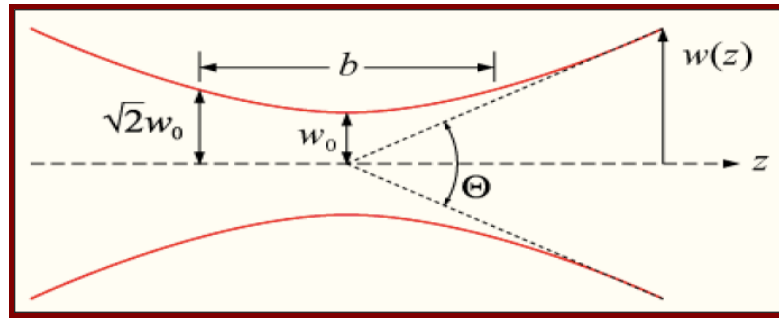
Ancak, gerçekte, bir demetin çapraz kesitinde enerji dağılımı sabit olmadığı gibi demet çapı da kesin sınırlara sahip değildir. Işığın bir delikten geçtikten sonra dağılım yasalarına göre kırılarak dağılması, keskin sınırları olan bir ışık demetinin oluşumuna izin vermez (193,207).

Bir lazer demetinin uzaysal özellikleri, rezonatörde oluşan “transvers elektromanyetik modun (*transversal elektromagnetic mod* - TEM)” yapısına ve lazer demetinin “Gauss Demet Profili'nden (*Gaussian Beam Profile*)” sapma oranına bağlıdır. Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan sert doku lazerlerinin hemen hepsi TEM₀₀ modunda çalışmaktadır. TEM₀₀ modunda çalışan lazerlerde ışığın kırılarak dağılımı sınırlandırılmıştır ve en dar spot alanına odaklanabilir (207,208) (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. Gauss demet profili ve TEM₀₀ modu.

En gerçekçi lazer demeti şekli TEM₀₀ (temel mod) modunda çalışan lazer sistemleri tarafından üretilen Gauss demetidir (207,208). Demetin çapraz kesitinde enerji yoğunluğu dairenin merkezinde en yüksektir, kenarında ise neredeyse sıfıra yaklaşır. Böyle bir demetin W₀ yarıçaplı bir bel kısmı bulunur ve çap belin her iki tarafına doğru simetrik olarak genişler (Şekil 2.9). Bel noktası; demet çapının en dar, enerji yoğunluğunun ise en yüksek olduğu noktadır ve pratik uygulamalarda “fokus noktası” olarak tanımlanır. Bu durumda yoğunluğun en yüksek olduğu fokus pozisyonundaki demet yarıçapı belirlenmelidir (193,207,208).



Şekil 2.9. Demet çapı ve spot alanı.

Demet bel yarıçapının hesaplanmasında kullanılan formül şöyledir (Formül 2.2):

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

W(z): Amplitüd ve enerji yoğunluğunun 1/e²=0,135 (Gauss parametresi)'e düştüğü demet çapı

W₀: Demet aksındaki en düşük değer, demet beli

Z_R: Rayleigh oranı

(2.2)

Gauss demet profiline göre, spot alanının büyüklüğü santimetrekareye düşen enerji yoğunluğu ile ters orantılıdır (207,208). Spot alanı küçüldükçe santimetrekareye düşen enerji yoğunluğu artar. Fokus bölgesi spot alanının en küçük, dokuya iletilen enerjinin en yüksek olduğu bölgeyi göstermektedir. Defokus bölgesi ise, Gauss demet profiline uygun şekilde fokus pozisyonuna

göre dokudan daha uzak mesafelerde çalışıldığında oluşmaktadır. Dokudan uzaklaştıkça spot alanı büyür, dokuya aktarılan enerji yoğunluğu azalır. Lazerlerde ve lazerlerle beraber kullanılan uç tiplerinde fokus ve defokus mesafeleri birbirinden farklıdır. Bu nedenle, kavite preparasyonu veya diş dokularının pürüzlendirilmesi gibi operatif işlemlerde lazer cihazını en yüksek enerji yoğunluğunda kullanabilmek için kullanılan lazer cihazının ve ucun doğru fokus mesafesi mutlaka saptanmalı ve en küçük spot alanı kullanılmalıdır.

2.4.11. Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması

Tıp ve diş hekimliği uygulamalarında kullanılan lazerler farklı şekillerde sınıflandırılabilir (187).

Lazer Aktif Maddesine Göre

- a. Katı kristal ortam lazerleri (Er:YAG, Nd:YAG, Ho:YAG, Ruby, Alexandrite, Er,Cr:YSGG)
- b. Gaz ortam lazerleri (CO₂, Argon, HeNe, Excimer (Excited Dimer), Ultraviyole (UV))
- c. Sıvı ortam lazerleri (Boya (dye) lazerleri)
- d. Yarı iletken ortam lazerleri (Diyot lazerler)

Lazer Işığının Dalga Boyuna Göre

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

Lazerin Çalışma Yöntemine Göre

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

Lazer Işığının Enerjisine Göre

- a. Yumuşak (*soft, athermic*) lazerler (HeNe, GaAs, GaAlAs)
- b. Sert (*hard, thermic*) lazerler (CO₂, Nd:YAG, Argon, Excimer,

Ho:YAG, Er,Cr:YSGG, Er:YAG)

2.4.12. Diş Hekimliği Uygulamalarında Lazer Çalışma Güvenliği

Lazer Güvenliği ile İlgili Standartlar

Lazer kullanımı ile ilgili en önemli konulardan birisi de lazer güvenliği, yani lazer kullanımı sırasında oluşabilecek kaza ve yaralanmaların önlenmesidir. Lazer güvenliği kapsamında mevcut tedavi standartlarının ve güvenlik kontrol ölçütlerinin bilinmesi gerekmektedir. Lazerlerin satışı ve kullanımı ile ilgili ulusal düzenlemeler ve uluslararası standartlar bulunmaktadır. Tüm lazer kullanıcıları bu düzenleme ve standartları bilmekle yükümlüdür (187,209).

Yaralanma riskini kontrol edebilmek amacıyla, uluslararası düzeyde IEC 60825-1 (International Electrotechnical Commission - Uluslararası Elektroteknik Komisyonu-), Amerika Birleşik Devletleri'nde ANSI Z136 ve Avrupa'da EN 60825-1 gibi özel standartlar hazırlanmıştır (210).

IEC önerileri iki araç doğrultusunda açıklanmaktadır (211):

- CE (Conformité Européenne - Avrupa Uygunluğu) İşletme Yönergesi (93/68/EEC):

Bu araç; lazerlerin kullanıma uygunluğunu, klinik parametrelerinin, güvenlik özelliklerinin, idari kodunun ve koruyucu bakımının elverişliliğini, çevre, hasta, lazer güvenlik görevlisi (LGG) ve lazer koruma danışmanı açısından uygun olduğunu belirten *lazer ürün lisansıdır*.

- IEC (EN) 60825-1: 2001 'Lazer ürünlerinin güvenliği bölüm 1: Cihazın sınıflaması, gereklilikler ve kullanıcı rehberi':

Bu araç; lazer sınıflamalarını ve ölçüm şartlarını, etiketlemeyi ve "müsaade edilen maksimum doz (*maximum permissible exposures* - MPE)" ve "erişilebilir salınım sınırı (*accessible emission limits*- AEL)" gibi mühendislik kontrollerini tanımlar.

Müsaade Edilen Maksimum Doz (MPE): Dalga boyu ve ekspoz

süresine bağlı olarak değişen bu değer göz ve deri hasarı oluşturmada maruz kalınabilecek en yüksek enerji veya güç yoğunluğunu belirler. Birimi W/cm^2 veya J/cm^2 'dir (210,212).

Erişilebilir Salınım Sınırı (AEL): ANSI 136'da belirtilen sınıflamaya göre her bir lazer sınıfı için izin verilen en yüksek salınım düzeyi olarak tanımlanır ve bu değer genellikle dalga boyu ve ekspoz süresine bağlı olarak salınabilen en yüksek güç (W) veya enerjiye (J) eşittir (210,212).

Lazer Risk Sınıflaması

Lazerler dalga boyu ve güçlerine göre sınıflandırılmıştır. 2007'de oluşturulan IEC 60825-1 standartlarına göre lazer güvenlik sınıflaması şu şekildedir (211) (Tablo 2.2):

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

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

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

SINIF 2M: Bu sınıftaki lazerler, göz kırpmaya refleksi nedeniyle çıplak

gözle bakılmasında sakınca olmadığı halde, optik cihazlarla bakıldığında zararlı olan lazerlerdir.

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

SINIF 3B: En yüksek çıkış gücü 500 mW'ın altında olan ve doğrudan veya yansıyan ışıkla göz temasında tehlikeli hasarlar oluşturan lazerlerdir. Bu tip lazerlerle çalışmak için lazer güvenliği eğitimi almak ve güvenlik kurallarına uymak şarttır. Ayrıca, 3B sınıfı lazerlerin teçhizatında mutlaka elektrik şalteri ve güvenlik kilidi bulunmalıdır.

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

Lazerlerin risk gruplarına göre dikkat edilmesi gereken unsurlar Tablo 2.2'de verilmiştir.

Tablo 2.2. Lazer risk sınıflaması. Tabloda lazer risk grupları; optik bir aletle bakma () , çıplak gözle bakma () , kısa süre çalışma ($t < <$), uzun süre çalışma ($t > >$), yansıyan veya saçılan ışıklardan oluşabilecek yangın tehlikesi () ve deriyle kontakt () durumlarında olası zararlar açısından kategorize edilmektedir. ( : Riskli, ~ : Risk,  : Risksiz).

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

Lazer Risk Sınıflamasında M Değerleri: Çıplak gözde ve deride hasar oluşturmeyen dalga boylarının, gözlük, büyüteç, mikroskop ve lensler gibi (büyütme etkisi olan optik cihazlar) etkiyi arttırıcı yansıtıcıların etkisi ile tehlikeli sınırlara ulaşabilmesini açıklar (187).

Lazerlerin Oluşturabileceği Hasarlar

1. Birincil Hasarlar

Direkt olarak lazer ışığına temasla göz ve deride oluşan hasarlardır (210,213).

Göz Hasarları:

Göz hasarları, lazer ışığının doğrudan veya ayna benzeri bir yüzeyden yansyarak göze teması sonucunda oluşabilir. Hasar tipi, değişik dalga

boylarının gözün farklı dokuları tarafından soğurulmasına bağlı olarak değişir. Lens, lazer ışıklarını biriktirerek optik densiteyi defalarca kez yoğunlaştırıp göz için olası zararı artırmaktadır (187,214).

Lazer kazası sonucu oluşabilecek göz hasarlarının birincisi retina veya kornea yanıklarıdır. Görünür ve yakın kızıl ötesi bölgedeki lazer ışığının (400–1400 nm) doğrudan veya yansiyarak göze gelmesi ile lens ve korneanın etkilenmesi sonucunda retinada yanma ve kalıcı görme bozuklukları oluşabilir (187).

Deri Hasarları:

Direkt olarak lazer ışığına maruz kalma ile oluşan hasarların ikincisi deri hasarlarıdır. Lazerin deri ve hedef dışı diğer dokularda neden olduğu hasarlar ışık enerjisi ile doku proteinleri arasındaki termal reaksiyonlar sonucunda oluşur. Lazer ışığı dalga boyuna ve doku özelliklerine (pigment ve su içeriğine, soğurma katsayısına, damarlanma miktarına vs.) bağlı olarak soğurulur ve oluşan termal etki dokunun soğutucu bileşenlerinin etkinliğine bağlı olarak deride ısınma ve yanıklara neden olabilir (187).

2. İkincil Hasarlar

Lazer ışık demeti ile ilgisi olmayıp, lazer kullanımına bağlı olarak ortaya çıkabilecek hasarlardır (187,213).

Mekanik Hasarlar:

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

Elektriksel Hasarlar:

Elektriksel hasarlar, lazer cihazlarının fişlerinin yüksek güç giriş gücünü karşılayamaması veya flaş lambalarının patlaması sonucu meydana gelebilir. Lazerler çok yüksek akım ve voltajlarda çalıştığı için ortaya çıkabilecek birçok riskler vardır. Lazerlerin elektriksel riskleri; elektrik şoku riski, elektriksel yangın riski ve patlama riski olarak gruplandırılabilir.

Kimyasal Hasarlar:

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

Yangın Tehlikesi:

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

Çevresel Riskler:

Bir diğerk risk grubu ise lazer enerjisiyle dokuların teması sonucu açığa çıkan dumandır. Bu duman, hem partiküllü içeriğı hem de infekte edebilme riski nedeniyle zararlıdır. Uygulama alanında her zaman uygun emiciler olmalıdır. Havalandırma, tahliye ve maske kullanma gibi metodlarla yanık partiküllerin solunmasının önüne geçilebilir. Standart cerrahi maskeler 5 µm'ye kadar olan partikülleri filtre eder. Ancak, lazer dumanında var olan partiküller 0,3 µm kadar küçük olabildiğinden, uygulayıcılar 0,3 µm küçüklüğündeki partikülleri süzen özel maskeler giymelidir. En çok duman üreten lazerler sırayla; CO₂, Erbiyum ve Nd:YAG lazerlerdir.

Lazerlerin Güvenli Kullanımı İçin Uyulması Gereken Kurallar

Lazer ile ilgili güvenlik önlemleri şu şekilde sıralanabilir (209,212,213):

1. Lazer cihazını kullanacak kiğı ve yardımcı personel; lazer fiziğı, lazer cihazının kullanımı ve olası tehlikeler ile alınacak önlemler konusunda eğitim almalıdır.

2. Lazer odasının dışına gerekli uyarı levhaları konulmalı, uyarı

işaretleri ışıklı olmalı, operasyon odasının kapısı işlem boyunca kapalı olmalıdır.

3. İşlemlere öncelikle düşük güç ve zaman ayarlarıyla başlayıp gerektiğinde bu ayarlar yükseltilmelidir. Lazerin ve yapılacak olan işlemin FDA onayı almış olması şarttır.

4. Lazer cihazının ayarları, güç seviyesi ve kullanılacak uçlar mutlaka her uygulamadan önce kontrol edilmelidir.

5. Lazer uygulamaları esnasında yansıtıcı özelliği olmayan cerrahi aletlerin kullanılması ve lazer ışığının metal yüzeylerden uzak tutulmasına özen gösterilmesi gerekir. Yüksek yansıtma özelliği olan aletler, hedef dışı dokularda yansıma yoluyla hasara neden olabileceklerinden dolayı kullanılmamalıdır.

6. Eğer lazer o anda kullanılmayacaksa veya uzun aralar verilecekse, ünit "*standby*" konumuna getirilerek lazer demetinin alev alması önlenmelidir. Cihaz açıldıktan sonra, istenmeyen lazer irradyasyonlarının olmaması için ayak pedalının yerleşimi kontrol altında tutulmalıdır. Üreticiler, istenmeyen ateşlemeyi önlemek için pedalın çevresine koruyucu bir kalkan takılmasını önermektedirler.

7. Çok iyi bir aspirator sistemi ile hava kontaminasyonu engellenmeli, ortam çok iyi havalandırılmalıdır.

8. Lazerin kullanıldığı odada bulunanlar koruyucu lazer gözlüklerini takmış olmalıdır. Koruyucu lazer gözlükleri, kullanılan lazerin dalga boyu için koruma sağlayan gözlükler olmalıdır. Uygun gözlüğün seçiminde önemli faktörler; lazer ışığının dalga boyu, MPE, soğurucu filtrenin etkinliği, gözlüğün optik yoğunluğu, düzeltici lenslere olan ihtiyaç, çoklu dalga boyu gereklilikleri, görüşün kısıtlanması, rahatlık ve uygunluktur. Lazer koruyucu gözlükler, kaza eseri oluşan temaslara karşı geniş bir koruma sağlar ancak kesinlikle demete direk bakmak için kullanılmamalıdır. Lazer koruyucu gözlüklerin üzerinde etkili olduğu dalga boyu ve optik yoğunluğu belirtilmeli, ayrıca çatlak veya çukurlanma sonucu filtre etme özelliğinin azalması açısından düzenli olarak incelenmelidir.

9. Lazer ışığına kesinlikle büyütme özelliği olan optik cihazlarla

bakılmamalıdır.

10. Lazer uygulanan bölgede yanıcı ve parlayıcı maddelerin olmaması gerekir. Bu, solunum yollarına yapılan cerrahi operasyonlar ve susuz çalışan lazerler kullanılırken özellikle önemlidir.

11. Kısa dalga boyundaki lazerler saydam cisimlerden geçebildiğinden, bu lazerlerle çalışılırken uygulama odası çevre ortamdan tam izole edilmiş camsız bir alan olmalı veya odanın penceresi ışığı soğuran materyallerle kaplanmalıdır.

12. Tüm üretici firmaların cihazlarında, güvenlik açısından bulunması gereken özellikler uluslararası güvenlik standartları ile tanımlanmış olup, kullanılan cihazların bu konularda öngörülen standartlara uygun üretilmiş olması (CE Belgesi) ve cihazların rutin kontrol ve bakımlarının da üretici firmalar tarafından yerine getirilmesi gerekir.

13. Elektriksel bir hasarın önlenmesi için operasyon alanının zemini kuru olmalıdır. Kontrol paneli ve elektrik güç ünitesi nemli bir ortamda çalışılırken; su, tükürük vs. sıçramasından korunmalıdır.

14. Günümüzde, birçok ülkede, lazer kullanılan işletmelerde LGG'lerin (Laser Safety Officer-LSO) bulunması yasal bir zorunluluktur. Operasyon ortamının tayini ve risklerin tanımlanması, faaliyet sırasında lazerin çalışması için standart uygulama aşamalarının belirtilmesi, risk alanlarının belirlenmesi, çalışma alanında bulunan tüm personelin lazer güvenliğinden emin olunması, koruyucu ekipmanın kullanımının sağlanması, uyarıcı levha ve işaretlerin kullanımının özelleştirilmesi, tıbbi teftiş ve kaza rapor programlarının yürütülmesi LGG'nin sorumluluk ve görev alanları içerisindedir (212).

15. Bu belirtilen güvenlik önerilerine ek olarak, cerrahi personel veya hekimlere standart operasyon işlemlerini geliştirmeleri ve kendileri ve hastaları için güvenli bir operasyon alanı sağlamaları amacıyla lazer etkinlikleri için yazılı bir güvenlik poliçesine bağlı olmaları önerilebilir.

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

alınmıştır (212).

2.4.13. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

Diş hekimliğinde kullanımı FDA tarafından onaylanmış ve günümüzde yaygın olarak kullanılan lazerler, dalga boyları ve klinik uygulama alanları Tablo 2.3'te verilmiştir (17,136,187,215-220).

Tablo 2.3. Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin dalga boyları ve klinik uygulama alanları.

Lazer Tipi	DalgaBoyu (nm)	Klinik Uygulama Alanı
Argon	488-514	Yumuşak doku cerrahisi, rezin polimerizasyonu, diş beyazlatması, aproksimal bölgelerdeki çürüğün teşhisi, çürüğe karşı direncin artırılması
CO ₂	9320-10600	Sert ve yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, çürüğe direncin artırılması
Diyot	670-900	Yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, dentin aşırı duyarlılığının giderilmesi, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, kök kanalının şekillendirilmesi, diş beyazlatması, çürük teşhisi
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
Nd:YAG	1064	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

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

Erbiyum grubu (Er:YAG, Er,Cr:YSGG) lazerler günümüz diş hekimliğinde en yaygın kullanılan lazer sistemleridir (187). Bu grup içerisinde yer alan Erbiyum:YAG lazerler, erbiyum (Er^{3+}) iyonları ile katkılandırılmış, YAG (yttrium-aluminium-garnet) ana kristalinden oluşmaktadır. YAG kristaliyle birlikte bulunduğunda, erbiyum iyonları 2940 nm dalga boyunda lazer ışığı salınımı gerçekleştirir (187). Er:YAG lazerin dalga boyu spektrumun gözle görülmeyen ve iyonize olmayan kısmında yer alır (161) (Bkz. Şekil 2.5). Er:YAG lazerlerde hem fiber optik hem de reflektörlü boş hortum dağıtım sistemi bulunur (161). Bu lazerler atımlı modda çalışmaktadır (187). 1997 yılında; Er:YAG lazerlerin çürük temizlenmesi, kavite preparasyonu ve mine ve dentinin pürüzlendirilmesi amaçlarıyla kullanımı FDA tarafından onaylanmıştır (185,221,222).

Er,Cr:YSGG lazerlerde ise erbiyum iyonları krom sentezli YSGG (yttrium-scandium-galium-garnet) ana kristali içine katkılandırılmaktadır. Er,Cr:YSGG lazerlerin dalga boyu 2780 nm'dir ve elektromanyetik spektrumun gözle görülmeyen ve iyonlaşmayan kızıl ötesi bölümünde bulunmaktadır (Bkz. Şekil 2.5). Er,Cr:YSGG lazerler hava-su soğutmalı fiber optik dağıtım sistemine sahiptirler (185,223). Bu lazer sistemi ile atımlı modda çalışılmaktadır (223). Er,Cr:YSGG lazer cihazında bulunan hava-su spreji, pulpa ve periodontal dokular üzerinde zararlı termal etkiler oluşturmada mine, dentin, sement ve kemikte kesim yapılmasına olanak sağlamaktadır (161). Kavite preparasyonu sırasında Er,Cr:YSGG lazerin hava-su spreji ile birlikte uygulanması ısı artışını azaltmakta (25,141,224) ve lazerin kesme etkinliğini artırmaktadır (24,25,225).

Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler yumuşak dokularda da kullanılabilirler. Düşük derinlikte etkin olarak çalışan Erbiyum lazerler derin dokulara zarar vermemektedir. Dokuya penetrasyon özelliklerinin zayıf olmasına bağlı olarak koagülasyon yetenekleri de zayıftır, bu nedenle hemostatik anlamda kullanımları sınırlıdır (185,226).

Hem sert hem de yumuşak dokuda kullanılabilen Erbiyum sınıfı lazerlerin, bu dokuların içerdiği su miktarlarının farklı olmasından dolayı

uygulanacağı enerji seviyeleri de farklı olmalıdır. Bu seviyeler cihazın üzerindeki panelde yazılıdır; minede 4-8 W, dentinde 2-5 W, çürük dokularda 1-3 W, kemikte 1,5-3 W ve yumuşak dokularda 1-3 W arası enerji düzeylerinin uygun olduğu belirtilmiştir (136).

Günümüzde Er,Cr:YSGG lazerler restoratif diş hekimliğinde; eski estetik restorasyonların sökülmesinde, çürüğe dayanıklılığın artırılmasında, kavite preparasyonunda, mine ve dentin dokularının pürüzlendirilmesinde, çürük dokuların seçici olarak uzaklaştırılmasında, kavite sterilizasyonunda, pulpa kaplamalarında, dişeti konturunun düzeltilmesinde ve kron boyunun uzatılmasında güvenle kullanılmaktadır (136,227,228). Er,Cr:YSGG lazerlerin diş hekimliğindeki uygulama alanları cihazlardaki teknik gelişmelerle birlikte her geçen gün daha da artmaktadır.

2.5. Dental Adeziv Sistemler

1955 yılında Buonocore'un diş yüzeylerinin asitle pürüzlendirilmesi felsefesini ortaya koyması ile restoratif diş hekimliğinde adeziv diş hekimliği dönemi başlamıştır. Böylece 1917 yılında Black tarafından restoratif materyaller için geliştirilmiş ve zamanla gelenekselleşmiş olan mekanik tutuculuk prensipleri, yerini daha konservatif adeziv preparasyon tekniklerine bırakmıştır (155).

Adeziv sistemlerin geleneksel yöntemler karşısında bir takım avantajları vardır. Bunların en önemlisi retansiyon ve stabilizasyonun sağlanması amacıyla sağlam diş dokularının mekanik olarak uzaklaştırılmasına gerek kalmamasıdır. Ayrıca, diş dokuları ve restoratif materyal arasında gerçekleşen mikromekanik kenetlenme sayesinde oral sıvıların, bakteri ve bakteri ürünlerinin geçişinin önlenerek işlem sonrası hassasiyet, kenar renklenmesi, sekonder çürük gibi restorasyonun ömrünü azaltan klinik problemler oldukça azaltılabilmektedir (229). Adeziv restoratif materyaller, kavite preparasyonu sonrasında kalan zayıflamış diş dokularını desteklemekte, fonksiyonel kuvvetleri bağlantı ara yüzeyi boyunca uygun bir şekilde ileterek dağıtmaktadırlar (230). Bunların yanı sıra, adeziv teknikler ile estetik olarak da oldukça tatminkar sonuçlar elde edilmektedir (155).

2.5.1. Dental Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Günümüz modern dental adeziv sistemlerini etki mekanizmaları göz önüne alındığında üç başlık altında incelemek mümkündür (231):

- A) Total Pürüzlendirmeli Adeziv Sistemler
- B) Self-etch Adeziv Sistemler
- C) Cam İyonomer Adezivler

A) Total Pürüzlendirmeli Adeziv Sistemler

Total pürüzlendirme, mine ve dentin dokularının aynı işlemde, fakat farklı sürelerde pürüzlendirilerek smear tabakasının tamamen uzaklaştırılmasını hedefleyen bir yöntemdir. Pürüzlendirme işlemi genellikle %30-40 konsantrasyondaki fosforik asit jeller ile yapılmaktadır. Pürüzlendirme işlemi primer ve adeziv rezinin uygulanması takip etmektedir. Bu şekilde işlev gören adezivler “üç aşamalı” sistem olarak bilinmektedirler. Son yıllarda total pürüzlendirmeli adeziv sistemlerin birtakım yapısal değişikliklere uğraması nedeniyle, günümüzde çoğunlukla primer ve bağlayıcı ajan uygulamalarının birleştirildiği “iki aşamalı” adeziv sistemler kullanılmaktadır (231).

İlk aşama, “pürüzlendirme ve yıkama” (*Etch and Rinse*) aşamasıdır. Bu işlem nedeniyle son yıllarda total pürüzlendirmeli adeziv sistemler *etch and rinse* adezivler şeklinde de adlandırılmaktadırlar (231). Birinci aşamayı takiben ikinci aşama hidrofilik ve hidrofobik rezinlerin karışımı olan ve etanol, aseton, su gibi çözücülerden birini içeren kombine tek şişe bağlayıcı ajanların uygulanmasıdır (155).

Mine dokusunun asitle pürüzlendirilmesi Bölüm 2.3.1.’de anlatılmıştır. Dental adeziv restoratif materyaller ve dentin arasında mikromekanik bir bağlantı gerçekleştirilebilmesi için, minede olduğu gibi dentin yüzey yapısında da bazı değişikliklere ihtiyaç duyulmaktadır. Bunun temel nedeni, kavite preparasyonu ile oluşturulan ve debris, denature kollajen, HA ve mikroorganizmalardan meydana gelen ortalama 0,5-2 µm kalınlığındaki smear tabakası ve dentin tübülleri içinde yer alan 1-3 µm’lik smear tıkaçlarının varlığıdır (155). Total pürüzlendirmeli adeziv sistemlerde bağlayıcı ajan uygulamalarından önce smear tabakası ve tıkaçları farklı içerik

ve konsantrasyonlardaki asitler ile tamamen uzaklaştırılmaktadır (155,232). Ayrıca, pürüzlendirme sonrasında intertübüler ve peritübüler dentin demineralize olmakta, dentin tübülleri tamamen açılmakta (232) ve aynı zamanda 3-10 μm 'lık bir derinlikte kollajen ağ açığa çıkmaktadır (233). Açığa çıkan kollajen ağ içerisine sızan düşük viskoziteli adeziv rezinin polimerizasyonu sonrasında oluşan yapıya "hibrid tabaka" adı verilir. 1982 yılında Nakabayashi tarafından tanımlanan hibrid tabaka (155,234) yüzeyel dentin ve tübül duvarlarında açığa çıkan kollajen ağ ile adeziv rezin arasında gerçekleşen, oral sıvılar ve asitlere dirençli mikromekanik bir kenetlenme arayüzüdür (235). Kullanılan sistemin tipine göre hibrid tabakanın kalınlığı 1-10 μm arasında değişmektedir. Hibrid tabakanın kalınlığı ile elde edilen bağlantı kuvveti arasında herhangi bir ilişki bulunmamaktadır (236). Bağlayıcı ajanın hibridize dentin tübüllerinin içine dolarak polimerize olmasıyla rezin tagları, lateral tübül dallarının içine dolarak polimerize olmasıyla da submikron rezin tagları (lateral tübül hibridizasyonu) meydana gelmektedir (155,237). Resin tagları bağlantı kuvvetlerine katkıda bulunabilir ancak bağlanma mekanizmasındaki asıl önemli rolü, rezin-dentin bağlantısında herhangi bir bozukluk olması halinde tübül ağzlarını etkin bir şekilde tıkaması ve böylece dentin geçirgenliğini azaltarak olası pulpal hasarı engellemesidir (237).

Pürüzlendirme amacıyla kullanılan asitlerin hipertonic yapısı, dentinal sıvının tübüllerden dışarı doğru hareketine neden olur. Bu tübüler sıvı, asidin seyrelmesine ve dentine daha az penetre olmasına yol açmaktadır. Aynı zamanda kullanılan asidin tipi, uygulama süresi, konsantrasyonu, pH'sı ve viskozitesi de demineralizasyonun derinliğini etkileyebilmektedir (155).

Asitle pürüzlendirmeyi takiben total pürüzlendirmeli adeziv sistemlerde ikinci aşama; aseton, etanol veya su gibi organik bir çözücü ve bir ya da birkaç bifonksiyonel rezin monomer içeren "primer ajan" uygulanmasıdır (238). Kullanılan organik çözücüler, dentin yüzeyindeki su ile yer değiştirirerek kollajen ağın nano boşluklarına monomer infiltrasyonunu sağlarlar (239). Primer ajan içerisindeki monomerler açığa çıkan kollajen fibriller arasına penetre olabilmek için hidrofilik, adeziv rezinle birlikte polimerize olabilmek için de hidrofobik özellikte olmalıdırlar (240). Primer

uygulanmasından sonra hidrofilik özellikte olan dentin yüzeyi hidrofobik hale gelir ve böylece adeziv rezin açığa çıkan kollajen ağ içerisine penetre olabilir (5). Primer ajanlar, dentinin yüzey enerjisini de artırmaktadırlar (241). Bunun yanı sıra primerler, dentinal sıvıdaki proteinlerin denatürasyonuna ve çökmesine neden olarak tübüllerdeki dentinal sıvı akışını ve geçirgenliği azaltır ve dentin hassasiyetini engellerler (155).

Primer ajan uygulaması sonrasında, diş yüzeyine üçüncü aşama olarak “bağlayıcı ajan” uygulanır. Bağlayıcı ajan, Bis-GMA (bisfenol A glisidimetakrilat) ve UDMA (üretan dimetakrilat) gibi hidrofobik rezin monomerler içerir. Islanabilirliği sağlamak için HEMA, viskoziteyi düzenlemek için TEGDMA (triötilen glikol dimetakrilat) gibi daha hidrofilik rezin monomerler de kullanılmaktadır. Bağlayıcı ajanın temel görevi hibrid tabakanın stabilizasyonunu sağlamak ve dentin tübüllerinde rezin taglarını oluşturmaktır (155).

Bağlayıcı ajanın asitle pürüzlendirme işleminden sonra nemli dentin üzerine uygulanması iyi bir bağlantı elde edebilmek için gereklidir (239,242). Demineralizasyon sonucu desteksiz kalan kollajen ağ, aşırı kurutma sonucunda çöker. Böyle bir yüzeye uygulanan adeziv rezinin kollajen ağ içine penetrasyonu sınırlanır ve ideal bir hibridizasyon sağlanamaz. Dolayısıyla dentinin ideal nemlilik düzeyinde tutulabilmesi amacıyla hava spreyi yerine pamuk peletlerden faydalanılarak kurutma işlemi yapılmalıdır. Öte yandan yüzeyde bırakılacak fazla suyun da bağlanmayı olumsuz etkilediği bilinmektedir (242).

B) Self-Etch Adeziv Sistemler

Suda çözünen asidik monomerleri sayesinde mine ve dentin dokularının aynı zamanda pürüzlendirilmesi ve primer uygulanması işlemlerini içerirler. Yıkama gerektirmeyen zayıf asidik monomerler, smear tabakası ve tıkaçlarını modifiye ederek mine ve dentinde demineralizasyon meydana getirirken aynı anda meydana gelen monomer difüzyonu sayesinde hibrid tabakayı oluşturmaktadırlar (243). Bu şekilde meydana gelen hibrid tabakada diş yüzeyi ile adeziv materyal arasında kesintisiz bir bütünlük meydana geldiği varsayılmaktadır (244).

Self-etch adeziv sistemlerde smear tabaka total pürüzlendirmeli sistemlerde olduğu gibi uzaklaştırılmaz. Bunun yerine monomer infiltrasyonu ile modifiye olarak hibrid tabakanın içine dahil edilir ve bağlanma ara yüzeyinin bir parçası haline gelir (245). Bu şekilde, smear tabakanın pulpayı koruyan ve dentinal sıvı akışını önleyen doğal bariyer özelliği korunarak altındaki dentinin demineralizasyonu sağlanmış olur (246).

Self-etch adeziv sistemler, tek aşamalı ve iki aşamalı olmak üzere ikiye ayrılırlar. İki aşamalı sistemlerde, yüzey hazırlayıcı asidik monomerler içeren primer uygulanmasını (self-etch primer) takiben bağlayıcı ajan uygulanır. Tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerde ise primer ve bağlayıcı ajanın fonksiyonları tek bir solüsyonda (self-etch adeziv) birleştirilmiştir (247). Self-etch adeziv sistemler, çeşitli rezin monomerlere ve dolduruculara ek olarak; karboksilik, fosforik, sülfonik asit gruplarını ya da bunların esterlerini içeren, metakrilat bazlı, polimerize olabilen rezin monomerleri ve ayrıca maleik ve itakonik asit gibi organik ve inorganik asitleri de yapılarında bulundurlar (245). Hemen hemen bütün self-etch adeziv sistemler içinde su ve HEMA bulunmaktadır. HEMA, nemlendirme ajanı olarak gereklidir ve ıslak ortamda yüksek difüzyon kabiliyeti göstermektedir. Ayrıca, su içerisinde daha zor çözünen monomerler için de çözücü bir ajandır (247). Su ise asidik monomerlerin iyonize olarak smear tabakada ve diş dokularında demineralizasyon meydana getirebilmesi için gereklidir (245).

Self-etch adeziv sistemler pH değerlerine göre hafif ($\text{pH} \sim 2$) ve kuvvetli ($\text{pH} < 1$) olarak sınıflandırılmaktadırlar (235). Bu sistemlerin dentin üzerine etkileri incelendiğinde; güçlü self-etch sistemler, oldukça düşük pH değerleri nedeniyle smear tabakasını tamamen çözer, tübül ağzlarını genişletir (245) ve kollajen fibrillerin etrafındaki HA'nın tümünü uzaklaştırırlar (248). Bu nedenle güçlü self-etch adezivler ile dentinde meydana gelen etki, total pürüzlendirmeli adezivlerin bağlanma mekanizması ve ara yüz ultramorfolojileriyle oldukça benzer bulunmuştur (249). Hafif self-etch adezivler ise smear tabakayı ve tıkaçlarını kısmen çözerek altındaki dentinde kısmi demineralizasyon meydana getirir ve oluşan submikron kalınlığındaki hibrid tabakanın içerisinde önemli miktarda HA kristallerinin kalmasına neden

olurlar. Fonksiyonel monomerlerin spesifik karboksil ya da fosfat grupları, kalan HA ile kimyasal olarak etkileşime girerek güçlü iyonik bağlar oluştururlar (249). Sonuçta oluşan çift yönlü bağlanma mekanizmasının (mikromekanik ve kimyasal) restorasyonun dayanıklılığı açısından oldukça avantajlı olduğuna inanılmaktadır. Mikromekanik bağlantı, restorasyonun ani koparma streslerine karşı koymasını sağlarken, kimyasal bağlantı ise hidrolitik yıkıma karşı direnç göstermektedir (231).

Self-etch sistemler, asiditelerine bağlı olarak smear tabakasına farklı derinliklerde penetre olabilmektedirler (243,250). Smear tabakasının çok kalın olduğu durumlarda ise penetrasyon kısmen veya tamamen engellenebilmektedir (245). Bunun sonucunda da meydana gelecek demineralizasyon miktarı ve hibrid tabakanın oluşumu tehlikeye girmektedir (245).

Self-etch sistemlerin özellikle daha kalın bir aprizmatik tabakanın bulunduğu süt dişi minesinde yeterli pürüzlenme ve kalıcı mikromekanik bağlantı sağlayabildikleri halen tartışma konusudur (156,251).

C) Cam İyonomer Adezivler

Cam iyonomer restoratif materyaller, halen diş dokularına bir aracı madde gerektirmeden kimyasal olarak bağlanabilen tek materyal olma özelliklerini korumaktadırlar (252).

Restoratif materyalin kaviteye uygulanmasından önce diş yüzeyinin polialkenoik asitle silinmesi ile smear tabakasının ortadan kalkarak 0,5-1 µm'lik bölgede yüzeyel bir demineralizasyon meydana gelmesi ve kollajen ağın açığa çıkması sağlanmış olur (253). Cam iyonomer bileşenlerinin de bu alana penetrasyonu ile mikromekanik bir bağlanma gerçekleşir (235).

Diş yüzeyinde oluşan demineralizasyon sonrasında HA kristalleri kollajen ağdan tamamen ayrılmaz. Bu sayede kollajen ağ üzerinde kalan HA kristallerine ait kalsiyum iyonu ile polialkenoik asit içerisindeki karboksil grupları arasında oluşan iyonik bağlar sayesinde kimyasal bağlanma da gerçekleşir (252). Bu ek kimyasal bağlanma hidrolitik degradasyona karşı bir direnç oluşturmaktadır (254). Sonuç olarak, hafif self-etch adezivlerde olduğu gibi iki yönlü bir bağlantı elde edilmiş olunur. Rezin bazlı self-etch adezivlerle

cam iyonomer simanlar arasındaki temel farklılık, cam iyonomerlerin yüksek moleküler ağırlıklı polikarboksilik polimerler ile pürüzlendirme yapmalarıdır. Bu durum cam iyonomer simanların infiltrasyon kapasitelerini sınırlamakta ve yüzeysel bir hibrid tabaka oluşmasına neden olmaktadır. Ayrıca, yüksek moleküler ağırlıkları nedeniyle, fosforik asit gibi derin bir demineralizasyon sağlayan yüzey hazırlayıcılarla muamele edilen dentine de infiltre olamazlar. Dolayısı ile bu tip agresif pürüzlendiricilerin cam iyonomerlerle kullanılması önerilmemektedir (254).

2.5.2. Süt Dişlerinde Dentine Bağlanma

Rezin bazlı kompozit rezinler ve kompomerler, süt ön ve arka dişlerin restorasyonunda sıklıkla kullanılmaktadırlar. Estetik özellikleri yanında sağlam diş dokusunu korumak için daha konservatif kavite preperasyonlarına olanak sağlamaları sebebiyle rezin bazlı restoratif materyaller süt dişlerinde tercih edilmektedir (1).

Süt dişi ve daimi dişlerin bağlanma mekanizmaları arasında fark bulunmamaktadır (255). Her ne kadar kompomerlerin asitle pürüzlendirilmeyen mine ve dentine bağlantı kuvvetleri 16,9-35 MPa gibi yeterli seviyelerde bulunmuş olsa da (256), bazı durumlarda süt dişi dentininin asitle pürüzlendirilmesi gerekli olabilmektedir.

Süt dişlerinin daimi dişlere göre daha az mineralize olması nedeniyle (257,258) süt dişi dentini, üzerine uygulanan asitler karşısında daimi dişlere oranla daha reaktiftir. Asitler süt dişlerinde smear tabakasını daimi dişlere göre daha hızlı uzaklaştırarak intertübüler dentinde daha derin bir demineralizasyona neden olurlar (257). Ayrıca, süt dişi dentininde tübül sayısı, çapı ve yoğunluğu daha az olduğu için dentin yüzeyinde daha az dentinal sıvı birikmektedir (66). Daha az nemli olan dentin yüzeyi asidi seyreltemeyeceği için asit daha hızlı ve derin bir etki meydana getirmektedir (66). Bunun sonucunda süt dişlerinde daimi dişlere oranla %25-30 daha kalın bir hibrid tabakanın meydana geldiği gözlenmektedir (257). Bu nedenle daimi dişlerdekine yakın kalınlıkta ve kalitede hibrid tabaka elde edebilmek için asitle pürüzlendirme süresinin yaklaşık olarak yarıya indirilmesi önerilmektedir (257).

2.5.3. Dental Adeziv Sistemlerde Kullanılan Monomerler

Dentin bağlayıcı sistemlere, teknolojinin gelişmesine paralel olarak bağlantı kuvvetlerini artırmak ve rezin sistemlerin fiziksel özelliklerini iyileştirmek amacıyla çok sayıda monomer eklenmektedir (259). Bu monomerlerin belli başlıları ve özellikleri aşağıda anlatılmıştır.

Bis-GMA

Bis-GMA, aromatik ve rijid bir monomerdur (260). Molekül ağırlığı 512 g/mol olan bu monomer hidrofobiktir (261). Yüksek viskozitesi sebebiyle seyreltilmeden kullanılması mümkün değildir. Ancak seyreltildiği durumlarda polimerizasyon büzülmesinin artmasına sebep olmaktadır. Uçuculuğu az olan ve hızlı sertleşen Bis-GMA, içerisine eklendiği rezin sistemlerin daha sert olmasını sağlamakta ve hidrofobik yapısı sayesinde rezinlerin higroskopik genişlemesini de azaltmaktadır. Resin sistemlerde Bis-GMA miktarının yüksek olması, bu monomerin polimerizasyon sırasında hızlı sertleşmesi ve hareketsiz kalması sebebiyle polimerizasyon derecesini düşürmektedir (260).

UDMA

UDMA, Bis-GMA molekülüne benzer ağırlıktadır (262,263). UDMA'nın viskozitesi Bis-GMA'ya göre daha düşüktür ve hidrofobiktir. Resin sistemlerin mekanik özelliklerini, polimerizasyon derecesini ve dolayısıyla biyouyumluluğunu artırdığı belirtilmektedir (260).

TEGDMA

TEGDMA, molekül ağırlığı 286 g/mol (3) olan ve eter bağları sebebiyle esnek bir monomerdur (260). Bağlayıcı ajanlardaki miktarı %30-50 arasında değişmektedir (30). Resin sistemlerde viskoziteyi azaltmak (seyreltici) amacıyla kullanılmaktadır. Düşük viskozitesi sebebiyle resin içerisine daha fazla doldurucu eklenmesine izin vererek, polimerize olan materyalin sertliğini artırmaktadır (260). Polimerizasyon sırasında hareketliliği azalarak reaksiyona giremeyen diğer monomerlerin polimere dönüşümünü (polimerizasyon derecesini) artırır (264).

Dentin bağlayıcı sistemlere ve rezin bazlı restoratif materyallere HEMA, TEGDMA, Bis-GMA ve UDMA gibi pek çok monomer eklenmektedir. Ratanasathien ve diğ. (265), fare fibroblastlarında monomerlerin 24 ve 72 saat zaman periyotlarında sitotoksisitelerini değerlendirmişler ve monomerlerin sitotoksisitelerini sırasıyla Bis-GMA>UDMA>TEGDMA>HEMA şeklinde sıralamışlardır.

Monomerlerin molekül ağırlıkları arttıkça sitotoksisitelerinde artış görüldüğü belirtilmiştir (266-268). Dentin bağlayıcı sistemlerin birçoğunda kullanılan TEGDMA, Bis-GMA ve UDMA gibi monomerler (269); moleküler boyutlarının büyük olması (260) yanında hidrofobiktirler ve in vivo koşullardaki nemli ortamda difüzyon yapamazlar (270). İn vitro koşullarda ise bu monomerler arasından yalnız TEGDMA'nın düşük miktarlarda difüzyon yapabildiği gösterilmiştir (3). Ancak, bu monomerler HEMA ile birlikte bir karışım içerisinde kullanıldıklarında, HEMA bütün karışım için yeterli hidrofilik özellikleri sağlayarak bu moleküllerin difüzyonunu artırabilmektedir (270). HEMA'nın düşük molekül ağırlığı ve sudaki yüksek çözünürlüğü sayesinde süt ve daimi dişlerde pulpaya geçtiği pek çok çalışmada gösterilmiştir (3,10,30,271-273).

2.6. HEMA (2-Hidroksietil metakrilat)

HEMA, molekül ağırlığı 130,1 g/mol olan (271), hem hidrofilik hem hidrofobik gruplar içermesine rağmen (10) son derece hidrofilik bir monomerdur (3,6,11,234,274). Pek çok dentin bağlayıcı sisteme viskoziteyi azaltmak (5,259) ve dentin yüzeyinin ıslanabilirliğini artırmak amacıyla (8) %30-55 oranında eklenmektedir (5,234,274,275).

Son dönemlerdeki dentin bağlayıcı sistemlerin bağlanma kuvvetleri ve mikrosızıntıyı azaltmadaki üstün özellikleri HEMA'ya bağlı bulunmuştur (11) ve HEMA'nın bağlantı kuvvetlerini (5,6,276) 5-9 MPa artırdığı görülmüştür (276). En yüksek bağlantı kuvvetleri ise HEMA'nın %50 konsantrasyonda kullanıldığı dentin bağlayıcı sistemlerde bulunmuştur (259).

HEMA metakrilat bazlı monomerlerin, asitle pürüzlendirmeden sonra dentine penetrasyonunu ve difüzyonunu kolaylaştırmakta ve artırmaktadır

(5,6). Bu sebeple, hibrid tabaka oluşumunda çok önemli bir rol oynamaktadır (6).

HEMA' nın su (3,10,234) ve aseton (234) içerisindeki çözünürlüğü çok yüksektir. Dentinin su içeriği ve dentin tübülleri içerisindeki dentinal sıvı nedeniyle (6), HEMA dentin tübüllerinden difüzyon yapabilmekte (10) ve kollajen lifler etrafındaki suyla yer değiştirmektedir (234). HEMA'nın ester karbonil kısmı, kollajenin hidroksil grubundaki karboksilik asit ile hidrojen bağı yapar (276) ve açık kollajen liflerini kimyasal olarak stabilize eder (5). Demineralize dentinde havayla kurutma sonucu çökmüş ve büzüşmüş olan kollajen liflerini dikleştirir ve genişletir (8,234,275).

Rezin bazlı materyallerin mekanik olduğu kadar biyolojik özellikleri de monomer-polimer dönüşümünden büyük oranda etkilenmektedir (277). Monomerlerin polimerizasyonu, benzoil peroksit ya da lauril peroksit gibi kimyasal maddeler, çeşitli tersiyer aminler ve kamforokinon yardımıyla gerçekleşir. Monomerler serbest radikal reaksiyonu ile çapraz bağlar yaparak polimere dönüşürler. Çapraz bağ reaksiyonu jel bir yapı oluşturarak moleküler hareketliliği ciddi oranda azaltır ve polimerizasyon hızını düşürür (278). Ayrıca, kavite yüzeyinde biriken ve dentin tübülleri içerisinde bulunan dentinal sıvının da monomerin polimere dönüşümünü azalttığı düşünülmektedir (279). Işıkla polimerizasyon yapılan ideal şartlarda bile monomerlerin polimere dönüşüm oranı %55-72 arasında bulunmuştur (278,280-282). Sonuç olarak, hibrid tabaka polimerize olmamış monomerler için bir rezervuar görevi görür ve polimerize olmamış serbest HEMA pulpaya difüzyon yapabilir (102,283).

HEMA da, vücuda yabancı diğer bütün maddeler gibi patolojik reaksiyonlara sebep olabilmektedir. En sık rastlanan durumlar, lokal inflamatuvar reaksiyonlardır (4). Hücre kültürü ve hayvan çalışmalarında HEMA'nın, hücre yapısal bileşiklerinden olan fosfoglisericid oluşum mekanizmasında etkili olan fosfatidik asit sentezini (9), mitokondriyal solunumu (284) ve mitokondriyal aktiviteyi belirleyen süksinik dehidrogenaz aktivitesini azalttığı görülmüştür (10,11,285). Ayrıca, bağ dokusunda yoğun inflamatuvar reaksiyon; nötrofil, lökosit, plazma ve mononükleer hücre

infiltrasyonu, yabancı cisim reaksiyonu ve kronik inflamasyona (12) ve oto-antikor oluşumuna sebep olduğu bulunmuştur (286). HEMA' nın 96,6 µg'dan daha az olan (270) sub-letal konsantrasyonları hücrelerin çoğalma kapasitesini düşürmüştür (11).

Reaksiyona girmemiş HEMA zamanla toksik etkisini kaybedebilmekte ya da makrofajların fagolizozomları tarafından fagosite edilebilmektedir (12). HEMA'nın rezinle güçlendirilmiş cam iyonomer simanlardan ve kompomerlerden direkt olarak su içerisine ve dentine geçtiği bildirilmiştir (283).

Nakamura ve diğ. (287), tek kullanımlık eldivenlerden monomer geçişini incelemek için yaptıkları çalışmada MMA, HEMA, TEGDMA monomerlerinin eldivenlerden geçtiğini ancak Bis-GMA ve UDMA'nın penetre olmadığını bildirmişlerdir. Yine aynı çalışmanın sonucunda monomerlerden HEMA'nın en hızlı geçişi gösterdiği belirtilmiştir.

HEMA, insan dişeti fibroblast hücrelerinde mutajenik etkiye (288) ve insan lenfosit hücrelerinde DNA göçüne (289) ve apoptosise (290) sebep olmaktadır. Resin sistemlerde kullanılan diğer monomerlere göre HEMA'nın daha düşük olan toksisitesi ve dentinde kalınlık arttıkça konsantrasyonunun seyrelmesi bir avantajdır. Ancak, dentin bağlayıcı sistemler yalnızca HEMA'dan oluşmadığı ve bu sistemlerde HEMA içinde çözünebilen ya da HEMA ile birlikte taşınabilen diğer monomerlerin sitotoksik etkileri artırabileceği unutulmamalıdır (10,273).

2.7. Artık Monomer Salımının Belirlenmesinde Kullanılan Cihazlar

Resin bazlı restoratif sistemlerden salınan, reaksiyona girmemiş monomerlerin miktarını belirlemek için pek çok yöntem kullanılmaktadır. Gaz kromatografisi, kütle spektrometresi, elektron darbe iyonizasyonu, *Fourier transform-infrared* spektroskopisi, ayırıcı termal analiz (*Differential Thermal Analysis* - DTA) ve yüksek performanslı sıvı kromatografisi (High Performance Liquid Chromatography - HPLC) bu amaçla kullanılan yöntemlerdir (277,281,282,291-293). Resin esaslı materyallerden salınan bileşiklerin analizi için en uygun yöntemler kromatografik yöntemler olarak bulunmuştur (294).

“Kromatografi”, bir karışımda bulunan bileşenlerin birbirinden ayrılmasını gerçekleştiren ve bu sayede kalitatif ve kantitatif analizlerinin yapıldığı yöntemlerin genel adıdır. Bu yöntemde çalışma düzeneği temel olarak iki bileşenden oluşmaktadır. Bu bileşenlere “sabit faz (*stationary phase*)” ve “hareketli ya da mobil faz (*mobile phase*)” adı verilmektedir (263,295).

Sabit faz, mobil faz içerisinde gelen örneğe ait bileşenlerin etkileşime girdikleri ve belirli ölçüde alıkonuldukları fazdır. Kromatografi tekniğinin çeşidine göre tasarlanmış ve çok değişik materyallerden çok farklı ölçülerde imal edilmiş ve “kolon” olarak adlandırılmış sabit fazlar mevcuttur (263).

Mobil faz, örnek bileşenlerini sabit faz (kolon) boyunca taşıyan, çeşitli fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip çözelti veya çözücü karışımlarını içermektedir. Kullanılacak mobil fazın seçiminde; analizi yapılacak örnek madde bileşenlerinin özellikleri, kullanılacak sabit faz ve dedektörün özellikleri gibi birçok parametreye dikkat edilmelidir (263).

Mobil faz sıvıdır (296) ve genellikle su ve metanol, asetonitril, tetrahidrofuran gibi organik çözücülerin çeşitli konsantrasyonları kullanılmaktadır (297-300). Mobil faz, pompa tarafından kolon içerisinden geçmesi için yüksek basınçla itilmektedir (296,301,302). HPLC’de uygulanan basınç kullanılan kolona göre değişmektedir ve 30-200 atm arasındadır (303).

Mobil fazın içerisinde yer alan bileşenler, sabit faza ait dolgu maddesiyle etkileşimleri sebebiyle, bir miktar alıkonulmaktadır (263,295). Alıkonma, mobil faz içerisinde gelen, analizi yapılacak maddeye ait bileşenlerin sabit faz ile etkileşime girerek belirli oranda tutulması, daha doğrusu yavaşlatılması ve böylece daha geç olarak sabit fazı terk etmesi olayıdır. Bu özellikten yola çıkılarak, belirli sabit analitik koşullar altında, her kimyasal madde için parmak izi niteliği taşıyan “alıkonma zamanı (*retention time*- t_R)” tanımı türetilmiştir. Bu kavram belirli sabit deneysel koşullarda analizi yapılan maddenin sabit fazı terketmesi için geçen süreyi göstermektedir (263).

Bu tutulma, örnekteki farklı bileşenler için farklı miktarlarda olmaktadır.

Böylece bileşenler sabit fazın sonlarına doğru, farklı hızlarda ilerledikleri için birbirinden ayrılmış vaziyette, sabit fazı farklı zamanlarda terketmektedirler. Bu şekilde sabit fazdan çıkan bileşenlerin derişimleri uygun bir biçimde ölçülmekte ve zamana veya mobil fazın kullanılan hacmine karşı y-ekseninde işaretlenerek “kromatogram” denilen grafikler elde edilmektedir (263,295).

2.7.1. HPLC (Yüksek Performanslı Sıvı Kromatografisi)

HPLC, kimyasal kromatografi aracı olup kimyasal bileşiklerin karışımlarını analiz etmek ve niteliklerini tespit etmek amacıyla kullanılmaktadır. HPLC; biyolojik, farmatik, yiyecek, çevresel, endüstriyel örnekler içerisindeki inorganik ve organik çözünen maddeleri ayırmada ve tanımlamada kullanılmaktadır (263,304).

Dentin bağlayıcı sistemlerin kimyasını ve bileşimini analiz etmek için en uygun yöntemlerden bir tanesi HPLC’dir (305). Günümüzde tüm kromatografik yöntemlerin %60-70’i HPLC ile yapılmaktadır (303).

HPLC’de analiz yapılabilmesi için incelenmek istenen bileşiğin polar ya da nonpolar çözücülerde çözünebilmesi gerekmektedir. Bunun için bileşiğin yapısına uygun özellikte bir kolon, dedektör ve mobil faz seçilmelidir. İstenmeyen piklerin görülmesinin önlenmesinde, kullanılacak olan çözücülerin saflığı önem taşımaktadır (306).

HPLC sisteminde pompa, kolon fırını, kolon, dedektör, otoörnekleyici (*auto sampler*), çözücü degazzeri, kolon bypass vanası ve kaydedici olarak bilgisayar (*software*) bulunmaktadır. Likit kromatografi ölçümünde; mobil faz, katı sabit faz içerisinde geçerken, incelenen madde içerisindeki bileşikler yada elementler sabit faz içerisindeki porlarda tutunurlar. Dedektörlerden yayılan ışının dalga boyunu absorbe etmesine göre, incelenen madde içerisindeki bileşikler tanımlanmaktadır (263,304).

HPLC 5 ana bölümden oluşmaktadır:

1. Pompa: HPLC donanımında temel bir bileşendir. HPLC uygulamalarında mobil fazı oluşturan çözücü karışımlarının; enjektör, kolon ve dedektör içerisinde belirli, sabit veya değişken bir hızda, belirli basınç altında geçmesini sağlamaktadır (263).

2. Enjektör: Valf ve şırınga enjektörleri olmak üzere iki çeşidi

bulunmaktadır. Valf enjektörleri paslanmaz çelikten yapılmış bir boru ile kolona bağlanmakta ve açılıp kapanan valflar içermektedir. Şırınga enjektörlerinde ise enjeksiyon sistemi doğrudan kolona bağlanmaktadır (306-308).

3. Kolon: Dolgu materyali ve taşıyıcı kısımdan oluşan ve analiz için büyük önem taşıyan parçadır. Çeşitli uygulamalar için farklı partikül çapları, gözenek büyüklükleri ve kimyasal modifikasyonlar ile HPLC analizi için çeşitli faz seçenekleri bulunmaktadır (306-308). HPLC uygulamalarında kullanılan kolonlar daha çok 30-300 mm uzunluğunda, yaklaşık 5 mm iç çapında metalik boru şeklinde olup iç yüzeyleri çok değişik özelliklerde kaplama materyalleri ile kaplanarak, analizi yapılacak madde grupları için modifiye edilmektedir (263).

4. Dedektör: Kolonda ayırımı yapılan analizlenecek maddeye ait bileşenlerin alıkonma zamanlarına göre sırayla içerisinden geçerken miktar tayinlerinin yapıldığı HPLC donanımıdır (263). Seçici ve universal olmak üzere 2 tiptir. Seçici dedektörler floresans, elektrokimyasal ve ultraviyole-visible tiplerinde olup (306-308), universal dedektörlerden en sık kullanılanı ise retraktif indeks dedektörüdür (307,308). Kullanılacak dedektörün türü analizlenecek maddenin fiziksel ve kimyasal özelliklerine göre seçilmelidir (263).

5. Kromatogram: Kromatografik analiz sonucunda elde edilen grafikdir (263). Bir sıvı çözelti kromatograma enjekte edildiğinde dedektörden çıkan sinyalin “Gauss eğrisi” şeklinde elde edilerek yoğunluk/zaman grafiği olarak yapılan kaydını tanımlamaktadır (306-309). Y-ekseni, kullanılan dedektörün ölçtüğü fiziksel özelliği (absorbans, floresans, iletkenlik, akım, kırılma indisi vb.), X-ekseni ise genellikle dakika cinsinden zamanı göstermektedir. Zamana karşı Y-ekseninde ölçülen fiziksel özelliğin artıp tekrar azalması şeklinde oluşan pik şeklindeki eğrilerin herbiri analizlenen maddeye ait bir bileşeni göstermektedir. Bu piklere ait değerler (pik alanı, yüksekliği, vb.) kullanılarak kalitatif ve kantitatif analizler yapmak mümkündür (263).

Kalitatif sonuçlar; bir bileşiğin retansiyon zamanı, örneğin enjeksiyonu ve sinyalin maksimumda olduğu anın kaydedilmesi arasında geçen

zamandır. Bir numune içerisinde aranan maddenin olup olmadığını ve maddenin saflığının belirlenmesi için kalitatif analiz yapılmaktadır (296).

Kantitatif analizde ise kromatografik pikin alanı hesaplanmaktadır. Kalibrasyon grafiği, aranan maddenin bilinen orijinal referans konsantrasyonundan elde edilen piklerden türetilmekte ve daha sonra maddenin içerisinde arandığı örneğin konsantrasyonunun belirlenmesi için karşılaştırılarak kullanılmaktadır (296).

HPLC analizlerinde bütün denemeler en az iki kere, gerektiğinde üç kere tekrarlanır. Hesaplama yapılırken, ikili çalışmalarda iki pikin ortalaması alınır. Üçlü çalışmalarda ise, sonuçlardan biri çok farklı ise iki benzer sonucun ortalaması, çok büyük farklılık yoksa üç sonucun ortalaması alınarak hesaplama yapılmaktadır (296).

Diş hekimliğinde özellikle materyallerden salınan artık monomer miktarının belirlenmesinde pek çok araştırmacı HPLC cihazı ile analitik ölçümler yapmış ve sıvı kromatografi yöntemi ile elde edilen sonuçların, materyallerden olan salımların saptanmasında güvenli bir yöntem olduğunu göstermişlerdir (277,283,292,310-319). HPLC; çözünürlüğünün yüksek olması, operatörün becerilerine dayanmaması, analiz süresinin kısalığı, çok geniş alanlarda kullanılabilmesi sebebiyle tercih edilen bir yöntemdir (303).

2.7.2. Gaz Kromatografisi

Gaz kromatografisi analiz metodu olarak sıvı kromatografi yöntemi olan HPLC'ye benzemekte ancak mobil faz olarak gaz kullanılmaktadır. İyi bir ısı stabilitesine ve düşük moleküler ağırlığa sahip maddeler için gaz kromatografisinin en uygun yöntem olduğu bildirilmektedir (316). Gaz kromatografisinde sadece uçucu ya da uçucu hale geçebilen maddelerin analiz edilebilmesi, sıvı kromatografisinin biyokimyasal analiz yöntemi olarak daha çok tercih edilmesine neden olmaktadır (306-308).

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, etik olarak 14.06.2010 karar tarihi ve LUT 10/30 kayıt numarası ile Hacettepe Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Tıbbi, Cerrahi ve İlaç Araştırmaları Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır. Deneylerde kullanılacak olan çekim endikasyonu konulmuş süt azı dişler, hastalara ve velilerine araştırma hakkında bilgi verilip aydınlatılmış onam formları imzalatıldıktan sonra biriktirilmiştir.

Araştırmada, süt dişlerinde lazer veya geleneksel yöntem kullanılarak açılan kavitelerden dentin bağlayıcı ajan uygulanması sonrasında pulpaya geçen HEMA miktarının belirlenmesi ve kavite yüzey morfolojisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

3.1. Kavitelerin Hazırlanması

Araştırmada; ortodontik çekim endikasyonu olan, kök rezorpsiyonunun en az 2/3'ünü tamamlamış, restorasyonsuz ve çürüksüz 36 adet süt azı dişi kullanılmıştır. Bu dişlerden 30 tanesi (Şekil 3.1) HEMA miktarının belirlenmesi amacıyla HPLC'de, kalan 6 tanesi ise SEM'de incelenmek üzere ayrılmıştır. Dişler 4°C'de distile su içinde saklanmış ve 3 ay içerisinde kullanılmışlardır.



Şekil 3.1. HEMA miktarının belirlenmesinde kullanılan dişler.

Örnekler Hume (320) tarafından tarif edilmiş olan sisteme göre hazırlanmıştır. Dişler mine-sement sınırının 1 mm apikalinden kesilerek köklerinden ayrılmış ve pulpa dokusu, smear tabakası oluşturmamak amacıyla basınçlı su ve pamuk peletler ile uzaklaştırılmıştır. Bu şekilde hazırlanan dişler, kullanılan preparasyon tekniğine göre Lazer grubu (L) ve Frez grubu (F) olacak şekilde rastgele olarak 2 gruba ayrılmıştır (n=18/grup).

Lazer grubundaki dişlerin kaviteleri 2780 nm dalga boyunda Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase MD, Biolase Technology Inc., San Clemente, CA, USA) (Şekil 3.2) ile hazırlanmıştır. Üretici firma önerileri doğrultusunda minde 5.0 W (250 mJ), dentinde 4.0 W (200 mJ), 20 Hz, %30 su ve %60 hava parametreleri ile çalışılmıştır. Lazer enerjisi 6 mm uzunluğunda MZ6 uç aracılığı ile aktarılmıştır. Işınlama kontaktsız ve fokus modda, cihazın başlığı diş yüzeyine dik olacak şekilde, 1-2 mm uzaklıktan gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan Er,Cr:YSGG lazer.

Frez grubundaki dişlerin kaviteleri ise su soğutması altında yüksek hızlı tura takılan elmas rond frezler (#801-016 Diatech, Swiss Dental Instruments) kullanılarak hazırlanmıştır.

Her iki gruptaki dişlere 4 mm çapında okluzal dairesel kaviteler açılmıştır. Pulpayı taban maddesi uygulamaya gerek olmaksızın koruyabilecek olması sebebiyle, kavite tabanı ve pulpa odasının tavanı arasındaki kalan dentin kalınlığı 1 mm olarak belirlenmiş (46,67) ve bu değer preparasyon sırasında kumpasla (Dial Caliper) 5 ayrı noktadan yapılan ölçümlerle ayarlanmıştır. Örneklerin hazırlanması sırasında kavitelerin nemliliği distile su ile nemlendirilmiş pamuk peletler ile korunmuştur (321).

3.2. Kullanılan Pürüzlendirme Yöntemleri ve Restorasyonların Yapımı

HEMA miktarının belirlenmesi amacıyla, kavite preparasyonu tamamlanan dişlerden 30 tanesi HPLC'de incelenmek üzere ayrılmış ve bu dişlerin mine-sement sınırına 1 ml distile su içeren polipropilen tüpler kırmızı yapışkan mumla sabitlenmiştir (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Hazırlanan örnek.

Lazer ve Frez gruplarındaki dişler, üç farklı pürüzlendirme yöntemini test etmek amacıyla kendi içlerinde rastgele 3 gruba (n=5/grup) ayrılmıştır:

1) Fosforik asitle pürüzlendirme (AP) ve dentin bağlayıcı ajan (BA) uygulanması (AP + BA):

Kavitelerin asitle pürüzlendirilmesi için %36'lık fosforik asit jeli (DeTrey® Conditioner 36, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Almanya) mine yüzeylerinden başlayarak tüm kavite yüzeylerine tatbik edilmiştir. Mine yüzeylerinde 30 sn, dentin yüzeylerinde 15 sn temasta olacak şekilde uygulanan asit jel sonrasında, yüzeyler 15 sn boyunca basınçsız su spreyi ile yıkanmıştır. Kavite hava ile hafifçe kurutulmuştur. Dentin bağlayıcı ajan olarak; HEMA içeren, tek şişe, total pürüzlendirmeli (*etch and rinse*) adeziv olarak tanımlanan XP Bond (Dentsply, DeTrey GmbH, Konstanz, Almanya) üretici firma önerileri doğrultusunda kullanılmıştır. Bu amaçla, bağlayıcı ajan tüm kavite duvarlarına fırça yardımıyla uygulanmış ve 20 sn bekledikten sonra 5 sn hava spreyi uygulanmıştır. Kavite yüzeylerinde uniform ve parlak bir görünüm elde edilmesinin ardından, 10 sn görünür halojen ışık kaynağı (Hilux Optimax Dental Curing Light Unit, 800 mW/cm², Benlioğlu Dental Inc, Ankara, Türkiye) ile polimerizasyon sağlanmıştır.

2) Lazerle pürüzlendirme (LP) ve dentin bağlayıcı ajan (BA) uygulanması (LP + BA):

Lazerle pürüzlendirme işlemi; Er,Cr:YSGG lazer ile üretici firma önerileri doğrultusunda tüm kavite yüzeylerine 1 W (100 mJ), 10 Hz, %30 su ve %60 hava parametreleri ve MZ6 uç kullanılarak, kontaklı ve fokus modda (1-2 mm uzaklıktan) gerçekleştirilmiştir. Lazerle pürüzlendirme yapılan kavite yüzeyinin hava ile hafifçe kurutulmasını takiben, XP Bond bağlayıcı ajanı tüm kaviteye AP + BA grubundaki gibi uygulanmış ve polimerize edilmiştir.

Lazer uygulamaları sırasında klinik şartlara uyum sağlamak amacıyla, lazer ışını sabit bir destek kullanılmadan manuel olarak aktarılmıştır.

3) Pürüzlendirme yapılmadan sadece dentin bağlayıcı ajan uygulanması (BA):

Herhangi bir pürüzlendirme işlemi yapılmadan, XP Bond bağlayıcı ajanı tüm kaviteye AP + BA grubundaki gibi uygulanmış ve polimerize edilmiştir.

Tüm gruplarda bağlayıcı ajan uygulamasının ardından, kaviteler HEMA içermeyen bir restoratif materyal olan cam iyonomer siman (Kavitan® Pro, SpofaDental a.s. Markova, Çek Cumhuriyeti) ile restore edilmiştir.

Çalışma gruplarında, lazer uygulamaları lazer kullanımında deneyimli bir araştırmacı tarafından yapılırken, diğer tüm işlemler başka bir araştırmacı tarafından gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada kullanılan materyallerin (Şekil 3.4) kimyasal içerikleri ve uygulama şekilleri Tablo 3.1’de yer almaktadır.



Şekil 3.4. Çalışmada kullanılan materyaller.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin kimyasal içerikleri ve uygulama şekilleri.

Materyal Adı	Üretici Firma	Kimyasal İçeriği	Uygulama Şekli
DeTrey® Conditioner 36 Gel	DENTSPLY DeTrey GmbH Konstanz, Almanya <i>Lot No:</i> 0807002999	%36 Fosforik Asit / Silikon Dioksit / Deterjan / Pigment / Su	-Mineye 30 sn, dentine 15 sn bir şırınga yardımıyla uygulanır. -Tüm yüzeyler 15 sn su spreyi ile yıkanır. -Fazla su hava spreyi ile hafifçe uzaklaştırılır.
XP BOND™ Universal Total-Etch Adhesive	DENTSPLY DeTrey GmbH Konstanz, Almanya <i>Lot No:</i> 0908001382	Karboksilik asit modifiye dimetakrilat (TCB rezin) / Fosforik asit modifiye akrilat rezin (PENTA) / UDMA / TEGDMA / HEMA / Butylated benzenediol (stabilizör) / Etil-4- dimetilaminobenzoat / Kamforokinon / Fonksiyonel amorfoz silika / t-butanol	-Bir aplikatör yardımıyla tüm diş yüzeyine uygulanır. -20 sn bekledikten sonra 5 sn hava spreyi ile kurutulur. -10 sn fotopolimerize edilir*.
KAVITAN® PRO High-strength glass- ionomer cement	SpofaDental a.s. Markova, Çek Cumhuriyeti <i>Lot No:</i> Toz: 2053631 Likit: 2053634	Toz: Ca, La, Al- florosilikat cam / Pigmentler Likit: Polikarbonik asit / Tartarik asit / Su	Toz/likit oranı: 1 ölçü kaşığı toz / 1 damla likit olacak şekilde özel kağıt üzerinde karıştırılır (max. 30- 45 sn) ve kaviteye yerleştirilir.

* Işık cihazı çıkış gücü minimum 800 mW/cm² olmalıdır.

3.3. HPLC ile HEMA Tayini

Bu şekilde hazırlanan örneklerle sabitlenmiş olan polipropilen tüpler polimerizasyon sonrası 4.32 dk, 24 sa ve 72 sa'te 1 ml distile su içeren yeni tüplerle değiştirilmiştir. Tüpler, bu zaman dilimleri arasında -4°C'de, karanlık

ortamda muhafaza edilmiş ve HEMA miktarının tayini için HPLC analizine gönderilmiştir.

Elde edilen numunelerin HPLC analizleri, Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi'nde mevcut olan Shimadzu HPLC sistemi (Şekil 3.5) kullanılarak yapılmıştır. Sistemde SGE SS Wakosil II 5C 18 RS 25 cm X 4.6 mm 5 µm analitik kolon, LC10AT oto örnekleyici, VP10-AT Pump 4 gradient, Vacuum degasser, Photo diode array (PDA) dedektör ve ChromQuest bilgisayar programı bulunmaktadır. Çalışmadaki HPLC koşulları Tablo 3.2'de, standart olarak kullanılan HEMA monomeri'ne (Şekil 3.6) ait bilgiler Tablo 3.3'te gösterilmiştir.

HPLC çalışmaları öncesinde, cihazın kromatografik şartlarının hazırlanması ve kalibrasyonun yapılabilmesi için deney şartlarına hazırlanması gerekmektedir. Mobil faz olarak %80 asetronitril ve %20 sudan oluşan 1 ml/dk akış hızında izokratik akış kullanılmıştır. Dedeksiyon 200-360 nm dalga boyunda yapılmıştır. 208 nm dalga boyunda kantitatif tayin yapılmıştır. Standart ve numuneye ait çözeltiler HPLC cihazına üçer kez enjekte edilmiştir.

Elde edilen numune çözeltileri içerisindeki HEMA miktarını belirlemek amacıyla, monomerin standardı kullanılarak farklı derişimlerde kalibrasyon grafiğı hazırlanmış ve bu kalibrasyon referans alınmıştır. Monomere ait doğrusal kalibrasyon denklemi ve korelasyon katsayısını elde etmek amacıyla, HEMA'nın standart çözeltideki konsantrasyonu lineer regresyon analizine tabi tutulmuştur. Doğrusal kalibrasyon denklemine ait bilgiler Tablo 3.4'te gösterilmiştir. Doğrusal kalibrasyon denklemi elde edildikten sonra kromatogramlarda elde edilen alanlar nmol ve nmol/dk cinsinden hesaplanarak istatistiksel değerlendirme için hazırlanmıştır.



Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan HPLC sistemi.

Tablo 3.2. HPLC koşulları.

Kolon	SGE SS Wakosil II 5C 18 RS 25 cm X 4.6 mm, 5 µm
Mobil faz	%80 asetonitril / %20 su
Akış hızı	1 ml/dk
Dedeksiyon	UV 208 nm
Enjeksiyon	20 µl sabit oda sıcaklığında



Şekil 3.6. Çalışmada HPLC standardı olarak kullanılan HEMA monomeri.

Tablo 3.3. Çalışmada HPLC standardı olarak kullanılan HEMA monomerine ait bilgiler.

Ticari adı	HEMA
Üretici Firma	Sigma Aldrich Chemical Co, St.Louis. USA
Lot no.	MKAA0568
Kimyasal Adı	2-Hydroxyethyl methacrylate
Kimyasal İçeriği	1,2-Ethanediol mono [2-methylpropenoate]
Molekül ağırlığı	130.1 g/mol
Molekül formülü	C ₆ H ₁₀ O ₃

Tablo 3.4. HEMA için doğrusal kalibrasyon denklemi (x = konsantrasyon, y = alan, r^2 = korelasyon katsayısı, λ = dalga boyu).

Monomer	λ [nm]	r^2	Denklem
HEMA	208	0,9978	y= 330535x+86765

HEMA salım oranı; her bir çözeltiden salınan miktarın toplama zamanına bölünmesi ile, kümülatif HEMA salım miktarları ise her zaman aralığındaki salım miktarlarının birbirine eklenmesi ile hesaplanmıştır. Salım oranı ve kümülatif salım miktarı verileri ortalama $\pm$ standart sapma şeklinde açıklanmıştır.

3.4. Örneklerin SEM ile İncelenmesi

Lazer ve Frez gruplarının her birinde, geriye kalan üçer örnekten bir tanesine pürüzlendirme işlemi yapılmazken, bir örnek asitle, bir örnek ise lazerle pürüzlendirilmiştir. Örneklerin dentin yüzeyleri SEM ile incelenmek üzere hazırlanmıştır. Örnekler artan konsantrasyonlarda bir dizi aköz etanol solüsyonunda (%30, %60, %95 etanol), herbirinde birer saat kalacak şekilde dehidrate edilmiştir. Bu işlemin ardından vakum altında altınla kaplanan örnekler, Orta Doğu Teknik Üniversitesi (ODTÜ) Metalurji Bölümü'nde bulunan SEM'de (JSM-6400, JEOL, Tokyo, Japan) (Şekil 3.7) incelenip, artan büyütmelemlerde standart fotomikrograflar alınmıştır. Örneklerde dentin yüzeyinin morfolojik özellikleri, smear tabakasının varlığı, dentin tübüllerinin görüntüsü, dentinde erime veya çatlamların varlığı değerlendirilmiştir.



Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan JSM-6400 SEM.

3.5. İstatistiksel Değerlendirmeler

Verilerin analizi SPSS for Windows 11.5 (SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) istatistik paket programında yapılmıştır. Verilerin dağılımının normale yakın olup olmadığı Shapiro Wilk testi ile, varyansların homojenliği ise Levene testiyle araştırılmıştır. Tanımlayıcı istatistikler ortalama $\pm$ standart sapma şeklinde gösterilmiştir.

Verilerin analizinde tekrarlayan ölçümlerde 2-Faktörlü Varyans analizi kullanılmıştır. Bağımsız faktörler olarak preparasyon teknikleri (lazer ve frez), ve pürüzlendirme yöntemleri (asitle pürüzlendirme ve bağlayıcı ajan uygulaması-AP+BA, lazerle pürüzlendirme ve bağlayıcı ajan uygulaması-LP+BA ve sadece bağlayıcı ajan uygulaması-BA) kabul edilmiştir. Ölçüm zamanları olan 4.32 dk, 24 sa ve 72 sa ise zaman bağımlı veriler olarak analize dahil edilmiştir.

Farklı preparasyon teknikleri ve pürüzlendirme yöntemleri içerisinde zamana göre istatistiksel olarak anlamlı farkın olup olmadığı Greenhouse-Geisser testiyle incelenmiştir. Farkın anlamlı bulunması halinde farka neden olan durumları tespit etmek amacıyla Bonferroni Düzeltmeli çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,0083$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Preparasyon tekniği, pürüzlendirme yöntemi ve zaman arasındaki etkileşim Greenhouse-Geisser testiyle incelenmiştir. Etkileşim etkisi önemli bulunduğu için öncelikle lazer ve frez tekniklerinin farklı ölçüm zamanları içerisinde pürüzlendirme yöntemleri arasındaki farkın önemliliği Tek Yönlü Varyans analiziyle değerlendirilmiştir. Varyans analizi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı farkın görülmesi halinde post hoc Tukey testi kullanılarak farka neden olan durumlar belirlenmiştir. Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,0083$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Lazer ve frez preparasyon tekniklerinde her bir pürüzlendirme yönteminin farklı zamanlarda yapılan ölçümleri, Student's t testiyle karşılaştırılmıştır. Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,0056$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Olası tüm çoklu karşılaştırmalarda Tip I hatayı kontrol edebilmek için Bonferroni Düzeltmesi yapılmıştır.

BULGULAR

Lazer ve frez teknikleri ile açılan kavitelerde, üç farklı pürüzlendirme yönteminin kullanımı sonrasında tüm zaman aralıklarında (4.32 dk, 24 sa ve 72 sa), süt dişi pulpasına geçen kümülatif HEMA miktarları ve geçiş oranları Şekil 4.1 ve 4.2’de gösterilmiştir. Uygulanan iki farklı teknik ve üç pürüzlendirme yöntemine göre elde edilen bulgular aşağıda sıralanmıştır:

4.1. Tüm Gruplardaki Kümülatif HEMA Miktarı (nmol) ve Salım Oranının (nmol/dk) Farklı Ölçüm Zamanlarına Göre Karşılaştırılması

a. Lazer tekniği ile üç farklı pürüzlendirme yöntemi grupları (L + AP + BA grubu, L + LP + BA grubu ve L + BA grubu)

- Üç lazer tekniği grubunda 72 sa boyunca meydana gelen kümülatif HEMA salımı incelendiğinde, tüm salımın %73,71’inin ilk 4.32 dk’da meydana geldiği saptanmıştır. Bu oranlar L + AP + BA grubunda, L + LP + BA grubunda ve L + BA grubunda sırasıyla %75,22, %73,03 ve %70,88 olarak bulunmuştur. Üç lazer tekniği grubundaki HEMA salım oranı değerlendirildiğinde; 4.32 dk’daki salım oranı, 24 sa’teki salım oranının 255 katı iken, 72 sa’teki salım oranının 754 katıdır. Bu oranlar L + AP + BA grubunda, L + LP + BA grubunda ve L + BA grubunda sırasıyla 24 sa için 4.32 dk’dakinin 258, 257, 251 ve 72 sa için 4.32 dk’dakinin 737, 771, 754 katı olarak bulunmuştur.

b. Frez tekniği ile üç farklı pürüzlendirme yöntemi grupları (F + AP + BA grubu, F + LP + BA grubu ve F + BA grubu)

- Üç frez tekniği grubunda 72 sa boyunca meydana gelen kümülatif HEMA salımı incelendiğinde, tüm salımın %78,62’sinin ilk 4.32 dk’da meydana geldiği saptanmıştır. Bu oranlar F + AP + BA grubunda, F + LP + BA grubunda ve F + BA grubunda sırasıyla %83,76, %77,88 ve %74,24 olarak bulunmuştur. Üç frez tekniği grubundaki HEMA salım oranı değerlendirildiğinde; 4.32 dk’daki salım oranı, 24 sa’teki salım oranının 276 katı iken, 72 sa’teki salım oranının 841 katıdır. Bu oranlar F + AP + BA grubunda, F + LP + BA grubunda ve F + BA grubunda sırasıyla 24 sa için 4.32 dk’dakinin 283, 274, 271 ve 72 sa için 4.32 dk’dakinin 849, 768, 904 katı olarak bulunmuştur.

c. Her bir grup içerisinde salınan kümülatif HEMA miktarlarının ve salım oranlarının karşılaştırılması

- Tüm gruplarda 24 sa ve 72 sa'te salınan kümülatif HEMA miktarları 4.32 dk'ya göre anlamlı olarak daha büyük, HEMA salım oranları ise 4.32 dk'ya göre anlamlı olarak daha küçük bulunmuştur ($p<0,0083$), (Tablo 4.1 ve 4.2, Şekil 4.1).

- Ayrıca tüm gruplarda 72 sa'te salınan kümülatif HEMA miktarı 24 sa'e göre anlamlı olarak daha büyük, HEMA salım oranı ise anlamlı olarak daha küçük bulunmuştur ($p<0,0083$), (Tablo 4.1 ve 4.2, Şekil 4.2).

Tablo 4.1. Tüm gruplardaki kümülatif HEMA miktarlarının (nmol) farklı ölçüm zamanlarına göre karşılaştırılması.

Gruplar *	Zaman		
	4.32 dk	24 sa	72 sa
Lazer + AP + BA	222,84±23,68 ^{a,b}	282,77±23,30 ^{a,c}	296,22±24,15 ^{b,c}
Frez + AP + BA	293,53±14,78 ^{a,b}	343,94±14,81 ^{a,c}	350,42±14,67 ^{b,c}
Lazer + LP + BA	199,78±17,18 ^{a,b}	263,87±18,19 ^{a,c}	273,55±18,41 ^{b,c}
Frez + LP + BA	165,97±15,93 ^{a,b}	205,62±15,81 ^{a,c}	213,09±15,37 ^{b,c}
Lazer + BA	162,90±10,02 ^{a,b}	222,38±12,50 ^{a,c}	229,80±12,52 ^{b,c}
Frez + BA	115,26±12,15 ^{a,b}	144,00±13,02 ^{a,c}	155,25±13,52 ^{b,c}

* AP: Asit ile pürüzlendirme, LP: Lazer ile pürüzlendirme, BA: Bağlayıcı ajan.

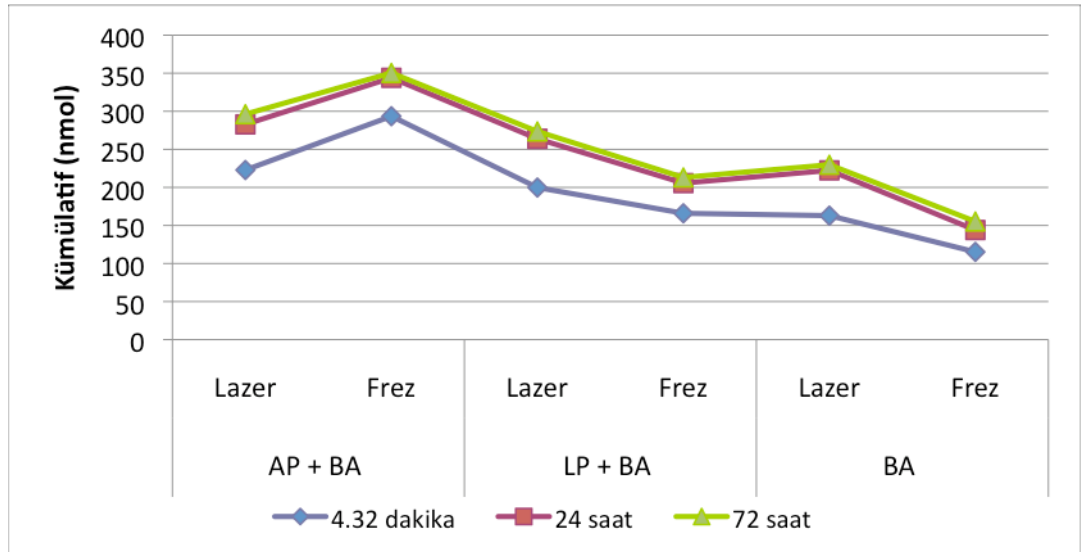
** Her satırda aynı harfle gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,0083$).

Tablo 4.2. Tüm gruptaki HEMA salım oranlarının (nmol/dk) farklı ölçüm zamanlarına göre karşılaştırılması.

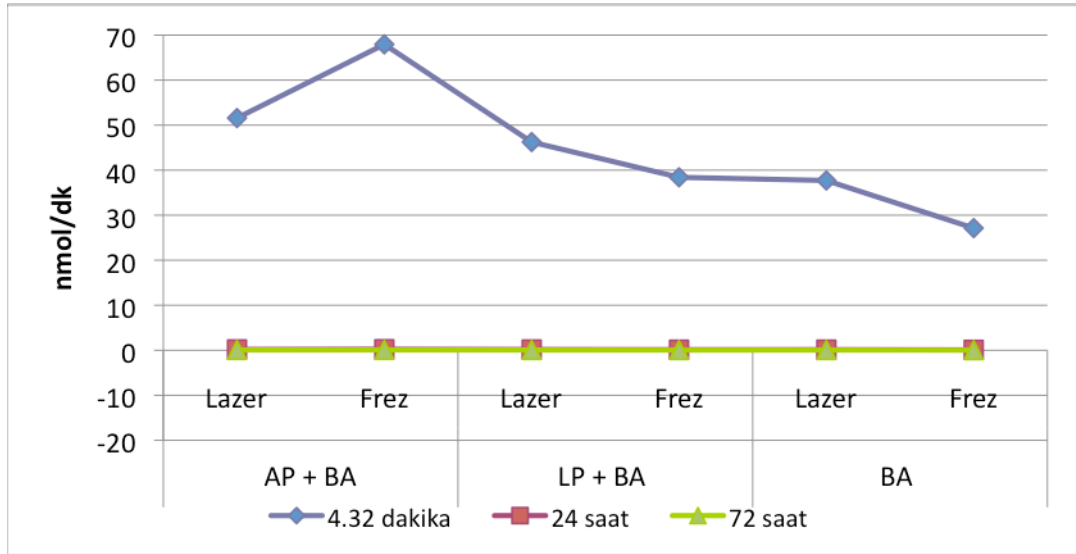
Gruplar *	Zaman		
	4.32 dk	24 sa	72 sa
Lazer + AP + BA	51,58±5,48 ^{a,b}	0,20±0,02 ^{a,c}	0,07±0,005 ^{b,c}
Frez + AP + BA	67,94±3,42 ^{a,b}	0,24±0,01 ^{a,c}	0,08±0,004 ^{b,c}
Lazer + LP + BA	46,24±3,98 ^{a,b}	0,18±0,01 ^{a,c}	0,06±0,004 ^{b,c}
Frez + LP + BA	38,42±3,69 ^{a,b}	0,14±0,01 ^{a,c}	0,05±0,003 ^{b,c}
Lazer + BA	37,71±2,32 ^{a,b}	0,15±0,01 ^{a,c}	0,05±0,003 ^{b,c}
Frez + BA	27,13±3,31 ^{a,b}	0,10±0,01 ^{a,c}	0,03±0,003 ^{b,c}

* AP: Asit ile pürüzlendirme, LP: Lazer ile pürüzlendirme, BA: Bağlayıcı ajan.

** Her satırda aynı harfle gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,0083$).



Şekil 4.1. Kümülatif HEMA salım miktarlarının (nmol) gruplara göre dağılımları.



Şekil 4.2. HEMA salım oranlarının (nmol/dk) gruplara göre dağılımları.

4.2. Farklı Ölçüm Zamanlarında Salınan Kümülatif HEMA Miktarı (nmol) ve Salım Oranının (nmol/dk) Pürüzlendirme Yöntemlerine Göre Karşılaştırılması

a. Lazer tekniği ile üç farklı pürüzlendirme yöntemi grupları (L + AP + BA grubu, L + LP + BA grubu ve L + BA grubu)

- Tüm zaman aralıklarında, lazer preparasyonunu takiben asitle pürüzlendirme yapılan grupta (L + AP + BA), lazer preparasyonu sonrasında sadece bağlayıcı ajan uygulanan gruba (L + BA) göre anlamlı olarak daha yüksek kümülatif HEMA geçişi ve salım oranı gözlenmiştir ($p < 0,0083$), (Tablo 4.3 ve 4.4).

- Tüm zaman aralıklarında, lazer preparasyonunu takiben asitle pürüzlendirme yapılan grup (L + AP + BA) ile lazer preparasyonu sonrasında lazerle pürüzlendirme yapılan grup (L + LP + BA) arasında kümülatif HEMA salım miktarı ve salım oranı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p > 0,0083$), (Tablo 4.3 ve 4.4).

- Tüm zaman aralıklarında, lazer preparasyonunu takiben lazerle pürüzlendirme yapılan grup (L + LP + BA) ile lazer preparasyonu sonrasında sadece bağlayıcı ajan uygulanan grup (L + BA) arasında, kümülatif HEMA

salım miktarı ve salım oranı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,0083$), (Tablo 4.3 ve 4.4).

b. Frez tekniği ile üç farklı pürüzlendirme yöntemi grupları (F + AP + BA grubu, F + LP + BA grubu ve F + BA grubu)

- Tüm zaman aralıklarında, en yüksek kümülatif HEMA geçişi ve salım oranı frez preparasyonu sonrasında asitle pürüzlendirme yapılan grupta (F + AP + BA) gözlenirken, en düşük kümülatif HEMA geçişi ve salım oranı frez preparasyonu sonrası sadece bağlayıcı ajan uygulanan grupta (F + BA) gözlenmiştir ($p<0,0083$), (Tablo 4.3 ve 4.4).

- Frez preparasyonu sonrasında asitle pürüzlendirme yapılan grupta (F + AP + BA), frez preparasyonu sonrasında lazer ile pürüzlendirme yapılan gruba göre (F + LP + BA) anlamlı olarak daha yüksek kümülatif HEMA geçişi ve salım oranı görülmüştür ($p<0,0083$), (Tablo 4.3 ve 4.4).

- Frez preparasyonu sonrasında lazerle pürüzlendirme yapılan grupta (F + LP + BA), frez preparasyonu sonrasında sadece bağlayıcı ajan uygulanan gruba (F + BA) göre kümülatif HEMA salım miktarı ve salım oranı anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur ($p<0,0083$), (Tablo 4.3 ve 4.4).

Tablo 4.3. Farklı ölçüm zamanlarında salınan kümülatif HEMA miktarlarının (nmol) pürüzlendirme yöntemlerine göre karşılaştırılması.

Gruplar *	AP + BA	LP + BA	BA
Lazer			
4.32 dk	222,84±23,68 ^a	199,78±17,18	162,90±10,02 ^a
24 sa	282,77±23,30 ^a	263,87±18,19	222,38±12,50 ^a
72 sa	296,22±24,15 ^a	273,55±18,41	229,80±12,52 ^a
Frez			
4.32 dk	293,53±14,78 ^{a,b}	165,97±15,93 ^{b,c}	115,26±12,15 ^{a,c}
24 sa	343,94± 14,81 ^{a,b}	205,62±15,81 ^{b,c}	144,00±13,02 ^{a,c}
72 sa	350,42±14,67 ^{a,b}	213,09±15,37 ^{b,c}	155,25±13,52 ^{a,c}

* AP: Asit ile pürüzlendirme, LP: Lazer ile pürüzlendirme, BA: Bağlayıcı ajan.

** Aynı satırdaki gruplar arasında a. AP + BA grubu ile BA grubu, b. AP + BA grubu ile LP + BA grubu, c. LP + BA grubu ile BA grubu arasındaki istatistiksel olarak anlamlı farkı göstermektedir (p<0,0083).

Tablo 4.4. Farklı ölçüm zamanlarındaki HEMA salım oranlarının (nmol/dk) pürüzlendirme yöntemlerine göre karşılaştırılması.

Gruplar *	AP + BA	LP + BA	BA
Lazer			
4.32 dk	51,58±5,48 ^a	46,24±3,98	37,71±2,32 ^a
24 sa	0,20±0,02 ^a	0,18±0,01	0,15±0,01 ^a
72 sa	0,07±0,005 ^a	0,06±0,004	0,05±0,003 ^a
Frez			
4.32 dk	67,94±3,42 ^{a,b}	38,42±3,69 ^{b,c}	27,13±3,31 ^{a,c}
24 sa	0,24±0,01 ^{a,b}	0,14±0,01 ^{b,c}	0,10±0,01 ^{a,c}
72 sa	0,08±0,004 ^{a,b}	0,05±0,003 ^{b,c}	0,03±0,003 ^{a,c}

* AP: Asit ile pürüzlendirme, LP: Lazer ile pürüzlendirme, BA: Bağlayıcı ajan.

** Aynı satırdaki gruplar arasında a. AP + BA grubu ile BA grubu, b. AP + BA grubu ile LP + BA grubu, c. LP + BA grubu ile BA grubu arasındaki istatistiksel olarak anlamlı farkı göstermektedir (p<0,0083).

4.3. Farklı Ölçüm Zamanlarında Salınan Kümülatif HEMA Miktarı (nmol) ve Salım Oranının (nmol/dk) Preparasyon Tekniklerine Göre Karşılaştırılması

Her bir pürüzlendirme yönteminin farklı ölçüm zamanlarında salınan kümülatif HEMA miktarları ve salım oranlarının, Lazer ve Frez gruplarına göre karşılaştırılması sonucunda:

- Asitle pürüzlendirme yapılan gruplar incelendiğinde, tüm zaman aralıklarında frez preparasyonunu takiben asitle pürüzlendirme yapılan grupta (F + AP + BA), lazer preparasyonunu takiben asitle pürüzlendirme yapılan gruba (L + AP + BA) kıyasla salınan kümülatif HEMA miktarı ve salım oranı anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur ($p < 0,0056$), (Tablo 4.5 ve 4.6).

- Lazer ile pürüzlendirme uygulamaları incelendiğinde, 4.32 dk'da yapılan ölçümlerde, frez preparasyonunu takiben lazerle pürüzlendirme uygulaması (F + LP + BA) ve lazer preparasyonunu takiben lazerle pürüzlendirme uygulaması (L + LP + BA) arasında salınan kümülatif HEMA miktarları ve salım oranları açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p > 0,0056$). 24 ve 72. sa'lerde ise lazer preparasyonunu takiben yapılan lazerle pürüzlendirme uygulaması (L + LP + BA), frez preparasyonu sonrası yapılan lazerle pürüzlendirme uygulamasına (F + LP + BA) göre anlamlı olarak daha fazla kümülatif HEMA salım miktarı ve salım oranı göstermiştir ($p < 0,0056$), (Tablo 4.5 ve 4.6).

- Pürüzlendirme yapılmadan sadece bağlayıcı ajan uygulanan gruplar incelendiğinde, tüm zaman aralıklarında lazer preparasyonunu takiben bağlayıcı ajan uygulamasında (L + BA), frez preparasyonunu takiben bağlayıcı ajan uygulamasına (F + BA) kıyasla salınan kümülatif HEMA miktarı ve salım oranı anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur ($p < 0,0056$), (Tablo 4.5 ve 4.6).

Tablo 4.5. Farklı ölçüm zamanlarında salınan kümülatif HEMA miktarlarının (nmol) preparasyon tekniklerine göre karşılaştırılması.

Gruplar *	Lazer	Frez
AP + BA		
4.32 dk	222,84±23,68 ^a	293,53±14,78 ^b
24 sa	282,77±23,30 ^a	343,94±14,81 ^b
72 sa	296,22±24,15 ^a	350,42±14,67 ^b
LP + BA		
4.32 dk	199,78±17,18 ^a	165,97±15,93 ^a
24 sa	263,87±18,19 ^a	205,62±15,81 ^b
72 sa	273,55±18,41 ^a	213,09±15,37 ^b
BA		
4.32 dk	162,90±10,02 ^a	115,26±12,15 ^b
24 sa	222,38±12,50 ^a	144,00±13,02 ^b
72 sa	229,80±12,52 ^a	155,25±13,52 ^b

* AP: Asit ile pürüzlendirme, LP: Lazer ile pürüzlendirme, BA: Bağlayıcı ajan.

** Aynı satırdaki farklı harfler gruplar arasındaki istatistiksel olarak anlamlı farkı göstermektedir (p<0,0056).

Tablo 4.6. Farklı ölçüm zamanlarındaki HEMA salım oranlarının (nmol/dk) preparasyon tekniklerine göre karşılaştırılması.

Gruplar *	Lazer	Frez
AP + BA		
4.32 dk	51,58±5,48 ^a	67,94±3,42 ^b
24 sa	0,20±0,02 ^a	0,24±0,01 ^b
72 sa	0,07±0,005 ^a	0,08±0,004 ^b
LP + BA		
4.32 dk	46,24±3,98 ^a	38,42±3,69 ^a
24 sa	0,18±0,01 ^a	0,14±0,01 ^b
72 sa	0,06±0,004 ^a	0,05±0,003 ^b
BA		
4.32 dk	37,71±2,32 ^a	27,13±3,31 ^b
24 sa	0,15±0,01 ^a	0,10±0,01 ^b
72 sa	0,05±0,003 ^a	0,03±0,003 ^b

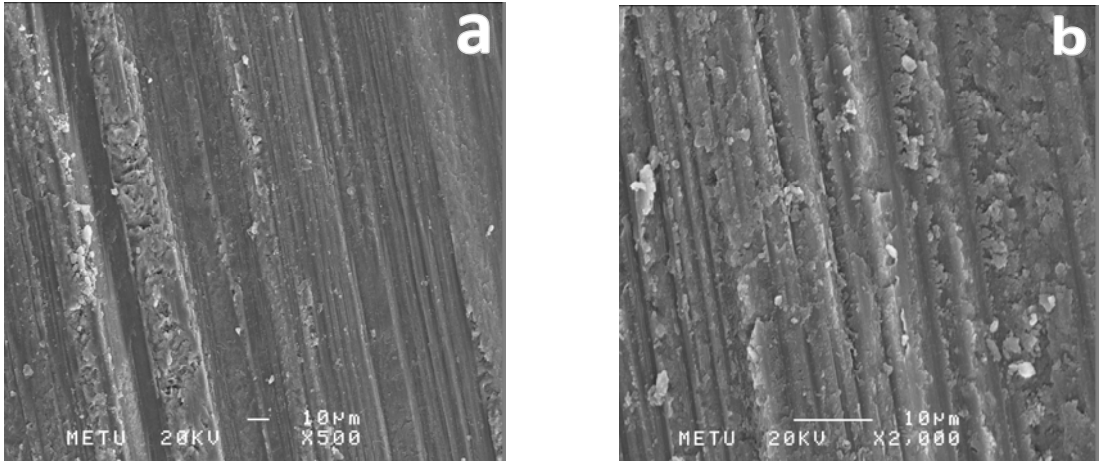
* AP: Asit ile pürüzlendirme, LP: Lazer ile pürüzlendirme, BA: Bağlayıcı ajan.

** Aynı satırdaki farklı harfler gruplar arasındaki istatistiksel olarak anlamlı farkı göstermektedir (p<0,0056).

4.4. SEM Bulguları

Frez grubu SEM incelemeleri

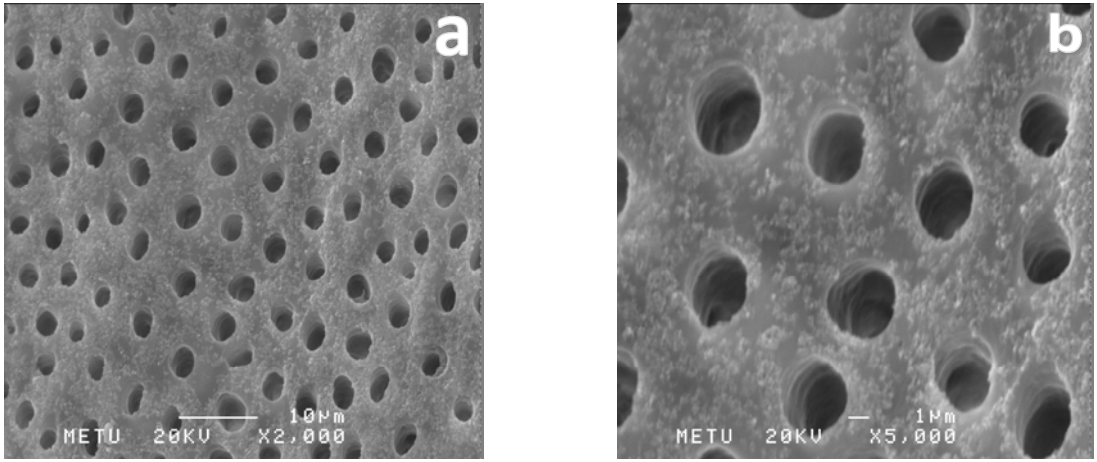
Frezle hazırlanıp pürüzlendirme işlemi uygulanmayan kavitenin dentin yüzeyinden elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.3 a ve b'de verilmiştir. Bu görüntülerde, dentin yüzeyinin tamamen smear tabakası ile kaplı olduğu ve tübül ağzlarının tıkalı olduğu izlenmektedir (Şekil 4.3 a ve b).



Şekil 4.3. Frezle hazırlanan kavitedeki tamamen smear tabakası ile kaplı dentin yüzeyi ve tıkalı tübül ağzları a) X500, b) X2000.

Frez + AP grubu SEM incelemeleri

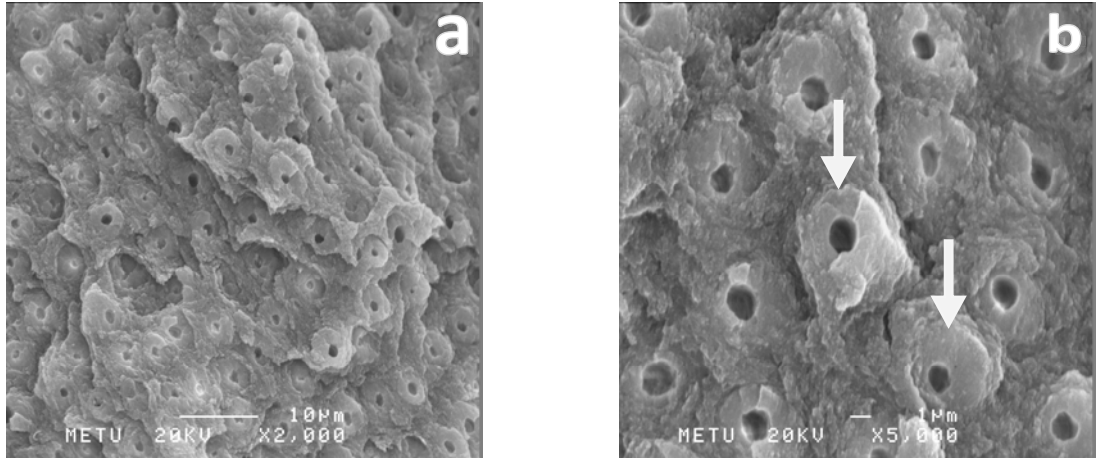
Frezle hazırlanan kavitenin asit uygulandıktan sonra dentin yüzeyinden elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.4 a ve b'de verilmiştir. Bu görüntülerde dentin yüzeyinde smear tabakasının tamamen ortadan kalktığı, peritübüler dentinin yok olduğu, dentin tübül ağzlarının genişleyerek açıldığı, intertübüler dentinde kalsifiye matriksin demineralize olup kollajen ağın ortaya çıktığı gözlenmektedir (Şekil 4.4 a ve b).



Şekil 4.4. Frezle hazırlanıp asitle pürüzlendirilen kavitedeki genişleyerek açılan dentin tübülleri, intertübüler dentinde demineralizasyon a) X2000, b) X5000.

Frez + LP grubu SEM incelemeleri

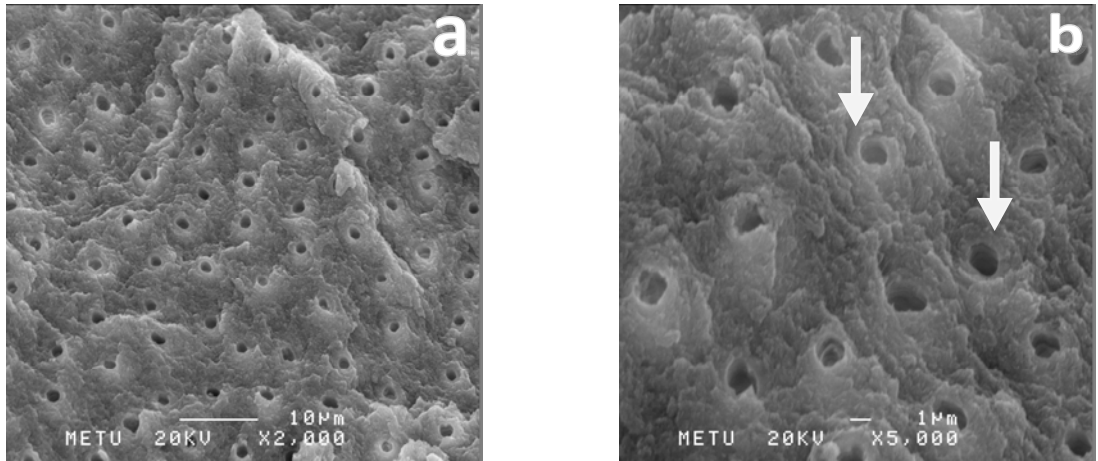
Frezle hazırlanıp lazer ile pürüzlendirilen kavitenin dentin yüzeyinden elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.5 a ve b'de verilmiştir. Bu görüntülerde dentinde yüzeyel düzensizlikler ve basamak tarzı katlı yüzey gözlenmektedir. Smear tabakası görülmemektedir. Dentin tübül ağzları açık olup tübül ağzlarının genişliği, Frez + AP grubunda (Bkz. Şekil 4.4) izlenen tübül ağzlarına göre daha dardır. Peritübüler dentine göre daha az mineral içeriği bulunan intertübüler dentin, lazer atımlarından daha çok etkilenmiş ve daha fazla ablasyona uğramıştır. Böylece, peritübüler dentinin daha belirgin olarak, kelepçe benzeri (cuff-like) çıkıntılı bir görüntü sergilediği görülmektedir. Ani ısınma ve su buharlaşmasına bağlı yanma odaklarına veya erimeye rastlanmamıştır (Şekil 4.5 a ve b).



Şekil 4.5. Frezle hazırlanıp lazerle pürüzlendirilen kavitedeki basamak tarzı katlı dentin yüzeyi, açık dentin tübül ağzları, kelepçe benzeri (cuff-like) çıkıntılı peritübüler dentin (oklar) a) X2000, b) X5000.

Lazer grubu SEM incelemeleri

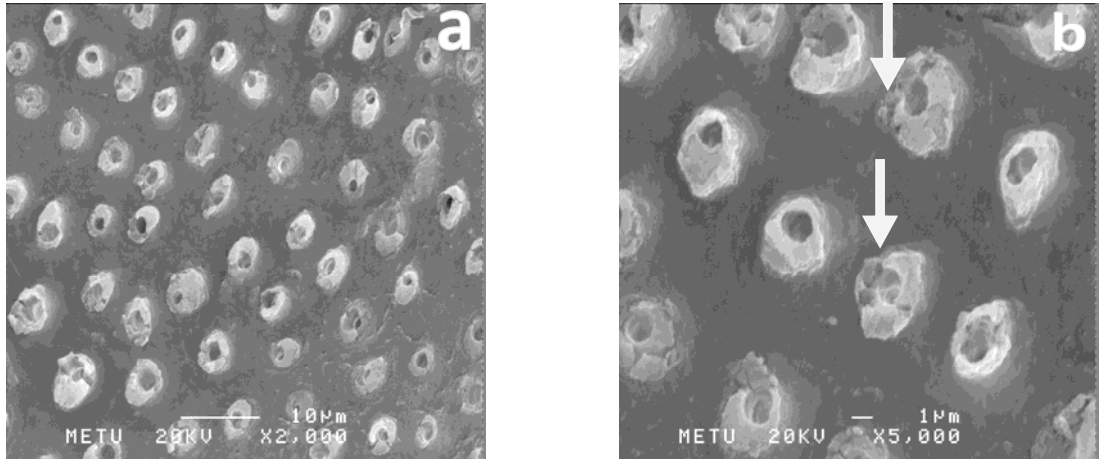
Lazerle hazırlanıp pürüzlendirme işlemi uygulanmayan kavitenin dentin yüzeyinden elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.6 a ve b'de verilmiştir. Bu görüntülerde kat kat, pulsu bir yüzey ve balıksırtı sivrilikler görülmektedir. Smear tabakası tamamen ortadan kalkmış, tübül ağızları açılmıştır. Genel olarak peritübüler dentinin korunduğu ve dentin tübül ağızlarının etrafında kelepçe benzeri çıkıntılı bir görüntü sergilediği görülmektedir. Dentinde çatlaklara, küçük yanma odaklarına veya erimeye rastlanmamıştır (Şekil 4.6 a ve b).



Şekil 4.6. Lazerle hazırlanan kavitedeki dentin yüzeyinde balıksırtı sivrilikler, açık tübül ağızları ve kelepçe benzeri çıkıntılı peritübüler dentin (oklar) a) X2000, b) X5000.

Lazer + AP grubu SEM incelemeleri

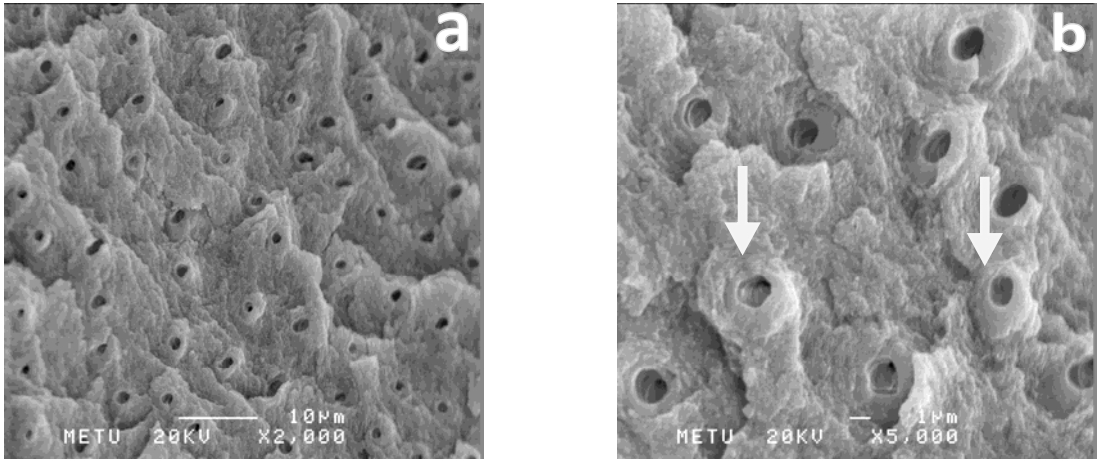
Lazerle hazırlanıp asit ile pürüzlendirilen kavitenin dentin yüzeyinden elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.7 a ve b'de verilmiştir. Bu görüntülerde, sadece lazer uygulanan örnekte izlenen (Bkz. Şekil 4.6) girinti ve çıkıntıların asit uygulamasına bağlı olarak yuvarlaklaştığı ve silikleştiği gözlenmektedir. Smear tabakası tamamen ortadan kalkmıştır. Asit uygulaması ile kelepçe benzeri çıkıntılı peritübüler dentin yapısı bozulmuş ve dentin tübül ağzları açılmıştır. Yer yer peritübüler dentin izlenebilmektedir. Ancak peritübüler dentin Frez + LP (Bkz. Şekil 4.5), Lazer (Bkz. Şekil 4.6) ve Lazer + LP (Şekil 4.8) gruplarındaki kadar belirgin değildir. Küçük yanma odaklarına veya erimeye rastlanmamıştır (Şekil 4.7 a ve b).



Şekil 4.7. Lazerle hazırlanıp asitle pürüzlendirilen kavitedeki silikleşmiş dentin yüzeyi, açık tübül ağzları ve bozulmuş kelepçe benzeri peritübüler dentin (oklar) a) X2000, b) X5000.

Lazer + LP grubu SEM incelemeleri

Lazerle hazırlanıp lazer ile pürüzlendirilen kavitenin dentin yüzeyinden elde edilen SEM görüntüleri Şekil 4.8 a ve b'de verilmiştir. Bu görüntülerde kat kat ve pulsu dentin yüzeyinde balıksırtı sivrilikler izlenmektedir. Bu görüntü, Lazer grubunda izlenen görüntüye (Bkz. Şekil 4.6) nazaran daha belirgindir. Smear tabakası tamamen ortadan kalkmış, dentin tübülleri açılmıştır. Kelepçe benzeri çıkıntılı peritübüler dentin yapısı oldukça belirgindir. Küçük yanma odaklarına veya erimeye rastlanmamıştır.



Şekil 4.8. Lazerle hazırlanıp lazerle pürüzlendirilen kavitedeki balıksırtı sivrilikler, açık tübül ağzları ve kelepçe benzeri çıkıntılı peritübüler dentin (oklar) a) X2000, b) X5000.

TARTIŞMA

Restoratif materyalleri geliştirmeye yönelik çalışmalarda araştırmacıların en önemli hedefleri estetik, dayanıklı, diş dokularına yeterli bağlanma kuvvetiyle bağlanabilen, daha konservatif kavite preparasyonuna izin veren, kolay uygulanabilen ve biyouyumlu materyaller geliştirmek olmuştur. Biyouyumluluk anlamında, ağız içinde kullanılacak bir materyalden istenilen özellikler; pulpaya ve yumuşak dokulara zararsız olması, dokulardan absorbe olabilen ve sistemik toksisiteye yol açacak toksik maddeler içermemesi, alerjik reaksiyona neden olmaması ve karsinojenik potansiyelinin bulunmamasıdır (322).

Rezin bazlı restoratif materyallerin diş dokularına bağlanmalarını sağlayan dentin bağlayıcı ajanların yapısında bulunan polimerize olmamış monomerler, dentin tübülleri yoluyla pulpaya ulaşarak sitotoksik etki gösterirler (4,102,283).

Adeziv diş hekimliğinin temelini oluşturan hibrid tabaka, dentin yüzeyine uygulanan bağlayıcı ajanın monomerlerinin demineralize dentin içine difüzyon yapması esasına dayanmaktadır (243). Bir monomerin difüzyon katsayısı, moleküler ağırlığıyla ters orantılıdır. Diğer bir deyişle, monomerin molekül büyüklüğü ve ağırlığı arttıkça difüzyonu azalmaktadır (69,323,324). HEMA, pek çok monomerle karşılaştırıldığında düşük olan molekül ağırlığı ve sudaki yüksek çözünürlüğü sebebiyle dentinden hızlı ve yüksek miktarlarda difüzyon yapabilen bir moleküldür (3). Bu nedenle, bu çalışmada farklı preparasyon tekniklerinin ve pürüzlendirme yöntemlerinin HEMA difüzyonu üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir.

Dentin tübülleri yoluyla difüzyonun kolayca gerçekleştiği düşünülse de aslında difüzyon birçok faktörden etkilenebilir. Difüzyon; dentin yüzeyine uygulanan materyalin konsantrasyonu (29,69,74,323-325), molekül büyüklüğü ve ağırlığı (69,323), difüzyonal yüzey alanı (69,323-326), materyalin difüzyon katsayısı, kalan dentin kalınlığı (69,323,325), ısı (69,323) ve dentinin hidrolik iletkenliği (69,325) gibi faktörlere bağlıdır. Ayrıca, histolojik olarak incelendiğinde dentinin, difüzyon mekanizmasını pek çok şekilde güçleştiren etkenlere sahip bir doku olduğu saptanmıştır. Dentindeki

difüzyonal yüzey alanı sıvı dolu tübüllerle kaplıdır (324). Dentin tübülleri; kollajen lifler, mineralize daralmalar, dallanmalar ve bakteriler gibi çeşitli sebepler nedeniyle devamlılık göstermez ve fonksiyonel çapları anatomik çaplarından daha küçüktür (3,15,45). Ayrıca, restoratif işlemler sırasında oluşarak dentin tübüllerini örten smear tabakası, difüzyonal yüzey alanını azaltarak, difüzyonu da %25-30 oranında azaltır (69,325). Difüzyon, mesafe ile yani kalan dentin kalınlığı ile ters (69), dentin tübül yarıçapının karesi ile doğru orantılıdır (324,327). Bu nedenle, dentindeki tübül yoğunluğu ve çapı arttıkça, yani dentin kalınlığı azaldıkça difüzyon artar (325,326).

Difüzyon mekanizması ile ilişkilendirilebilen bir diğer faktör de “bir maddenin bir difüzyon bariyerinden ya da bariyer içine geçme kolaylığı” olarak tanımlanan geçirgenliktir (65). Dentin geçirgenliği; çürük, restoratif işlemler ve diğer lokalize lezyonlara karşı pulpanın reaksiyonunu belirler (14). Dentin geçirgenliği; dentin kalınlığı, smear tabakası varlığı, çürük ve sklerotik dentin oluşumu, dentinal sıvı ve pulpal sıvı basıncı gibi faktörlere bağlı olarak değişir (15,16).

Gerek moleküllerin dentinden pulpaya difüzyonunu, gerekse dentinin geçirgenliğini azaltan en önemli etkenlerden olan kalan dentin kalınlığı, patolojik ve iyatrojenik etkenlere karşı mükemmel bir bariyer görevi görmektedir (327). Pulpayı korumayı hedefleyen kaide materyalleri dentinin özelliklerini gösteremediklerinden pulpayı dentinden daha iyi koruyabilen başka hiçbir materyal bulunmamaktadır (328). Kalan dentin kalınlığının pulpayı koruma etkisi pulpaya olan mesafesine ve dentinin geçirgenliğine bağlıdır (329). Klinik şartlarda kalan dentin kalınlığının belirlenmesi; diş anatomisi, pulpa odası kalsifikasyonu ve reparatif dentin oluşumu gibi kişisel farklılıklar sebebiyle mümkün değildir (327). Pashley'e göre (79); pulpanın pembeliğinin görünmeye başladığı ve kalan dentin kalınlığının yaklaşık olarak 0,5 mm olduğu klinik durumlar, kanama olmasa bile fonksiyonel ekspoz olarak kabul edilmektedir. Buna karşılık Hume (102), dentinin orta derecedeki kalınlığının (1 mm veya daha fazla) pulpal hücreleri maddelerin kimyasal bileşiklerinden koruduğunu savunmaktadır. 1 mm kalınlıktaki bir dentin bariyeri, uygulanan materyalin konsantrasyonunu 100-1000 kat

azaltmaktadır (330). Camps ve diğ.ne göre (46), bakteri yokluğunda kalan dentin kalınlığı 1 mm ve üzerinde olursa ciddi bir pulpal reaksiyon görülmez. Ayrıca, 1 mm dentin kaldığı sürece restoratif işlemlerde kullanılan asitlerin pulpaya zarar vermediği gösterilmiştir (331,332). Bunun sebebi, dentin tübüllerindeki HA ve proteinlerin fosforik asitle etkileşime girmesi ve difüzyon yapan asidin konsantrasyonunda azalmaya neden olmasıdır (333). Bu çalışmada, kalan dentin kalınlığının 1 mm olarak belirlenmesinin sebebi, koruyucu bir kaide materyali kullanılmaksızın restorasyon yapılabilen minimum dentin kalınlığı olmasıdır. Dentin kalınlığının 1 mm'den az olduğu kavitelere, pulpayı dentin tübüllerinden difüzyon yapabilen rezinler ve polimerize olmamış monomerler salabilen dental materyallerin kimyasal irritasyonundan korumak için kavite tabanına Ca(OH)_2 (kalsiyum hidroksit) gibi biyouyumlu bir materyal uygulanması önerilmektedir (334,335). Dentin çürüğü ve sklerozu, dentin geçirgenliğini etkileyen diğer faktörlerdendir. Dentin sklerozu; yaşlanmaya veya atrizyon, çürük, erozyon ve abrazyon gibi dış kökenli uyaranlara karşı pulpadentin kompleksinin bir cevabıdır (106). Çürük, dentinin mineral kısmının (apatit) çözünmesi ve remineralizasyonun birbirini takip ettiği dinamik bir süreçtir. İlk aşamada bakterilerin oluşturduğu asitlerle dentinin mineral kısmı çözünür ve tübüllerdeki sıvı kalsiyum, magnezyum ve fosfat iyonlarıyla satüre hale gelir. İkinci aşama olan remineralizasyon sırasında ise, çökelme meydana gelir ve tübüller içerisinde büyük kristaller görülür (336). Çürük dentine rezin monomerlerin penetrasyon düzeyi, kısmen demineralize olan kollajen ağının özelliklerine bağlıdır. Çürükten etkilenmiş kollajen ağının yapısal ve fiziksel özellikleri normal kollajen ağından farklıdır. Çürükten etkilenmiş intertübüler dentinde, lifler arası boşlukları dolduran mineraller demineralizasyon-remineralizasyon siklusu sırasında meydana gelen büyük kalsiyum fosfat kristalleri sebebiyle farklılaşabilir. Ayrıca, çürükten etkilenmiş dentinin peritübüler dentini aside dayanıklı kristallerin birikmesi nedeniyle normal dentine kıyasla asitle daha zor demineralize edilebilir (337). Bunun yanı sıra, çürük uzaklaştırıldıktan sonra bile tübüllerde bakteriler kalabilmekte ve kalan bakteriler dentine penetre olarak geçirgenliği azaltmaktadır (79,87,338). Çürüğe bağlı gelişen

skleroz da permeabiliteyi azaltır (79). Ancak yine de çürükle oluşan dentin sklerozunun moleküllerin difüzyonunu engellemediği görülmüştür (70). Bu nedenlerle, çürüksüz dişlerin kullanıldığı in vitro çalışmalarda in vivo koşullar tamamen taklit edilememektedir. Literatürde çürük dentin yapısının, HEMA ve TEGDMA gibi monomerlerin pulpaya olan geçişi üzerine etkisine dair tek çalışma bulunmaktadır (271). Hamid ve Hume (271), konuyla ilgili yaptıkları çalışmada şiddetli çürük dentinin, HEMA ve TEGDMA için orta, hafif çürük ve sağlam dentinden daha geçirgen olduğunu belirtmişlerdir. Buna karşılık, asit kırmızısı ve tripsin mavisi boyalarıyla yapılan çalışmalarda, çürük dentinin normal dentinden daha az geçirgen yapıda olduğu gösterilmiştir. Bu sonuç, boyaların moleküler ağırlıklarının yüksek (%1.0 asit kırmızısı $m_n=508,67$ ve tripsin mavisi $m_n=24000$) ya da dentine olan afinitelerinin HEMA'dan daha az olması şeklinde açıklanmıştır (108). Hamid ve Hume (271), 30 gün sonunda kümülatif HEMA salımını hafif çürük dentinde $174,73 \pm 957,21$ nmol, orta çürük dentinde $935,06 \pm 447,93$ nmol ve şiddetli çürük dentinde $3065,48 \pm 1887,95$ nmol olarak bulmuşlardır. Buna karşılık, aynı araştırmacılar bir başka çalışmalarında, sağlam dişte $77,45 \pm 43,29$ nmol ile $1190 \pm 280,32$ nmol arasında HEMA salımı olduğunu saptamışlardır (3). Tüm bu sonuçlar, çürüğün monomer difüzyonunu değiştirebildiği şeklinde yorumlanmıştır. Çürük varlığında değişen difüzyon oranı, in vitro çalışmalarda çürüğün standardize edilme güçlüğü ve klinik uygulamalarda kavite tabanında çürük bırakılmaması sebeplerinden dolayı bu çalışmada çürüksüz süt dişleri kullanılmıştır.

Dentin sklerozunun önemli bir sebebi olan yaşlanmayla birlikte dişler kalsifiye olmaya devam eder ve dentin tübülleri daralır (106). Artan kalsifikasyon, kısmen yaşlanmanın (fizyolojik skleroz) bir parçasıdır (106). Sekiz-dokuz yıl fonksiyon görmüş yaşlı süt dişlerinde peritübüler dentin matriksi apozisyonuna yani skleroza bağlı olarak geçirgenlik azalır (57). Buna karşılık, genç süt dişlerinde peritübüler dentinin daha ince olmasına ve yaşlı dişlerde tübüllerin tıkanmasına sebep olabilen kristal birikiminin bulunmamasına bağlı olarak dentin geçirgenliği daha fazladır (106). Genç ve yaşlı süt dişlerinin dentin geçirgenliğindeki farklılıkları dikkate alınarak bu

çalışmada kök rezorpsiyonunun en az 2/3'ünü tamamlamış yaşlı süt dişleri kullanılmıştır.

Dentinden pulpaya geçen monomerlerin incelendiği çalışmalarda, sertleşme reaksiyonuna katılmayan monomerlerin saptandığı MIR Spektroskopisi (*Multipl Internal Reflection Spectroscopy*) yöntemi (339), polimerizasyon sonrasında çift bağlara dönüşme yüzdesinin hesaplandığı *Infrared Spektroskopisi* yöntemi (306,340), materyalin ağırlık kaybının dikkate alındığı miktar tayini yöntemi (341), materyallerden sıvı ortama salınan maddelerin belirli çözücülerle ayrıştırılması esasına dayanan HPLC ya da Gaz Kromatografisi analiz yöntemleri kullanılmaktadır (283,309,342-358). Son yıllarda diş hekimliği literatüründe Gaz Kromatografisi ve HPLC metodları daha sık tercih edilmektedir (263). Gaz Kromatografisi metodu, molekül ağırlığı küçük, termal stabilitesi iyi olan bileşenlerin analizinde kullanışlı bir yöntemdir. Daha büyük bileşenlerin, çözünür ve uçucu olmayan reaktif bileşiklerin analizinde ise HPLC tercih edilmektedir (316,359). HPLC, mobil fazda monomerlerin çözünür olması nedeniyle, ayırma işlemi esnasında Gaz Kromatografisi metoduna göre daha kontrollü çalışmayı sağlamaktadır (360). HPLC; çözünürlüğünün yüksek olması, operatörün becerilerine dayanmaması, analiz süresinin kısalığı, çok geniş alanlarda kullanılabilmesi sebebiyle tercih edilen bir yöntemdir (303). Bu özellikleri nedeniyle, çalışmamızda dentin bağlayıcı ajandan salınan HEMA'nın değerlendirilmesinde güçlü bir analitik ölçüm cihazı olan HPLC kullanılmıştır.

HPLC analizinde incelenecek monomerlerin, rezin bazlı materyallerden distile su, etanol, metanol, asetonitril ve tükürük gibi çeşitli çözücülere geçmesi gerekmektedir (361). Resin bazlı materyallerden salınan artık monomerlerin tespitinde birçok araştırmacı tarafından çözücü olarak distile su kullanılmıştır (3,31,271,273,283). Distile suyun tercih edilme sebebi, bu çalışmalarda hidrofilik bir monomer olan HEMA salımının incelenmesi ve HEMA'nın suda yüksek çözünürlüğe sahip olmasıdır (3,30,31,33,271,321). Dentin bağlayıcı ajandan HEMA salımının değerlendirildiği çalışmamızda da, salınabilecek maksimum HEMA miktarını tespit etmek için distile sudan yararlanılmıştır.

İn vitro çalışmalara in vivo ortamın tam olarak yansıtılamayacağı göz ardı edilmemesi gereken bir gerçektir. İn vitro ortamda dentinal sıvı ve pulpal basıncın var olduğu pulpadentin kompleksinin dinamik yapısı kolaylıkla taklit edilemez. İn vivo koşullarda pulpal hidrostatik basınç ağız içi basınçtan yüksektir (79). Yaklaşık olarak 20 mm Hg (16) ya da 15 cm H₂O olan pozitif pulpal basınç (47), dentinal sıvıyı yüzeyden pulpaya difüzyon yapan moleküllerin tam tersi yönünde, yani yüzeye doğru yavaşça yükseltir (16). Ancak, moleküllerin pulpaya doğru olan difüzyonu, dentinal sıvının dışarı doğru olan hareketinden daha hızlıdır (16). Nitekim, yapılan çalışmalarda pozitif intrapulpal basıncın HEMA ve TEGDMA'nın dentinden geçişini engellemediği gösterilmiştir (29). Gerzina ve Hume (29), daimi dişlerde 72 sa sonunda pulpaya salınan HEMA miktarını, in vitro koşullardaki atmosferik basınçta 175 nmol, fizyolojik olduğu kabul edilen 15 cm H₂O'da yani düşük basınçta 125 nmol ve inflame pulpayı taklit eden 36 cm H₂O'da yani yüksek basınçta 75 nmol olarak bulmuşlardır. Bu sonuç; artan intrapulpal basıncın HEMA'nın kümülatif difüzyonunu azalttığını, ancak HEMA'nın yüksek difüzyon katsayısı sebebiyle difüzyonunu önleyemediğini ortaya çıkarmıştır (29). Gerzina ve Hume'un çalışmasıyla karşılaştırıldığında, bu çalışmada 72 sa sonunda elde edilen değerlerin (155,25 - 350,42 nmol) pulpal basınç uygulanmamasına bağlı olarak daha yüksek olduğu görülmüştür. Camps ve diğ. (362,363) ise, in vivo koşulları taklit etmek amacıyla daimi dişlere nabızsal pulpal basınç uygulamışlardır. Araştırmacılar, basınç uygulanan dişlerde basınç olmayanlara göre dentinden difüzyonel geçişin arttığını saptamışlardır. Bu durum, her kalp atışında nabızsal bir dalgalanma olduğu ve bunun da sıvı hareketini modifiye ederek difüzyonu değiştirdiği, diğer bir deyişle, sinüzoidal nabızsal basınç sırasında oluşan negatif basıncın, sıvıyı emerek difüzyonu artırdığı sonucunu ortaya çıkarmıştır (363).

İn vitro ortamda pulpadentin kompleksinin dinamik yapısını etkileyip monomer salımını değiştirebilen bir diğer faktör de vazokonstriktörlü lokal anestezik uygulamalarıdır. Vazokonstriktörlü lokal anestezikler pulpal basıncın düşmesine ve dışarı doğru sıvı akışının durmasına neden olur (291,364). Açık dentinde, tübüllerden dışarı doğru olan sıvı akışı zararlı

maddelerin pulpaya difüzyonunu önleyen ilk savunma mekanizmasıdır (365). Dentinal sıvı içerisindeki bazı plazma proteinleri antikor görevi görmektedir (79). Albümin ve globülin gibi plazma proteinleri, difüzyon yapan bazı maddelere bağlanarak ya da onları çökelterek koruyucu rol oynamaktadır (365). Fibrinojen gibi büyük molekül ağırlıklı proteinler tübül duvarlarına yapışarak ve asidik ajanlarla temas edince koagüle olarak dentin geçirgenliğini düşürür (79,273,366). Nikaido ve diğ. (367), seyreltilmiş sığır serumu kullanarak yaptıkları bir çalışmada, dentin bağlayıcı ajanın primeri ile etkileşime giren serum proteinlerinin tübüller içerisine çökerek dentin geçirgenliğini azalttıklarını göstermişlerdir.

Bahsi geçen tüm çalışmalardaki amaç, adeziv restoratif materyallerden pulpaya geçen bileşiklerin ve geçiş miktarlarının tespit edilmesidir. Çünkü adeziv restoratif materyaller hastalarda ve dental personelde toksisite ve alerji riski taşırlar. Bu iki etkinin de oluşabilmesi için materyallerden biyolojik olarak aktif bileşiklerin salınması gerekmektedir. Salınan kimyasal maddelerin miktarının azlığına bağlı olarak sistemik toksisite oluşma riski oldukça düşüktür. Ancak, dentin aracılığıyla pulpaya geçen bileşikler pulpal toksisiteye neden olabilir (283). Pulpada gelişen reaksiyonun derecesi, pulpanın interstisyel sıvısındaki toksinin dozuna ya da konsantrasyonuna bağlıdır (368). Sağlıklı bir pulpa, difüzyon yapan maddeleri hızla uzaklaştırabilir (79). Okluzal travma, restoratif işlemler veya farmakolojik ajan gibi herhangi bir sebeple pulpal kan akımının azalması, pulpal interstisyel sıvıda yabancı madde konsantrasyonunun artmasına, bu durum da pulpada immünolojik ya da inflamatuvar reaksiyonların başlamasına sebep olmaktadır (368). Bununla birlikte; bileşiklere bağlanabilen çeşitli moleküllerin (albümin, globülin, fibrinojen) varlığı, pulpa dokusunun kanlanması ve çeşitli parakrinal ve hormonal etkiler sebebiyle difüzyon yapan moleküllerin konsantrasyonu ve hücrel cevaplar farklılık göstermektedir (73). Yapılan çalışmalarda dentinin, üzerine uygulanan HEMA solüsyonunun konsantrasyonunu; intrapulpal basınca, dentin kalınlığına ve dentinal sıvıyla etkileşimine bağlı olarak 1000-20000 kez seyreltebildiği saptanmıştır (10,369).

Kavite preparasyonu sırasında oluşan smear tabakası, dentin tübüllerini tıkadığı için doğal bir bariyer görevi görmekte ve dentin geçirgenliğini %85-86 oranında azaltmaktadır (15,45,50,75,100,101). Adeziv restorasyonlarda, bağlantı kuvvetlerini artırmak için smear tabakasının uzaklaştırılması veya modifiye edilmesi gerekmektedir (234,370-373). Smear tabakasını uzaklaştırmada kullanılan asit yapıdaki preparatların hipertonik özelliği dentin yüzeyinde, asitle pürüzlendirme sonrasında, yüzeyde dentin sıvısının göllenmesine ve neticede primer ve/veya adeziv rezinin tam olarak polimerize olamamasına neden olmaktadır (279,280,365).

Polimerizasyon anlık bir olay olmadığı için ışıkla aktivasyon durdurulduktan sonra bile çapraz bağlanma reaksiyonu devam etmektedir (374). Monomerler, serbest radikal reaksiyonu ile çapraz bağlar yaparak polimere dönüşmektedirler. Çapraz bağ reaksiyonu, jel bir yapı oluşturarak moleküler hareketliliği ciddi oranda azaltır ve polimerizasyon hızını düşürerek ışıkla polimerizasyon sonrasında monomer salımına sebep olur (278,375). Polimerizasyona bağlı büzülmenin büyük kısmı ilk 10 dk'da gerçekleşmektedir. İlk 4 dk'dan sonra artış göstermeden devam eder. Bunun sebebi de monomerlerin hızla çapraz bağlar yaparak polimere dönüşmeleridir (375). Monomer salımı en fazla polimerizasyon sırasında olmaktadır (376). İdeal koşullarda bile rezin bazlı materyallerin polimerizasyonunun tam olmadığı ve polimerizasyon derecesinin %55-72 arasında olduğu bildirilmiştir (280,377). Ayrıca, dentin bağlayıcı ajan içerisindeki rezinin polimerizasyonu sırasında açığa çıkan ısı, dentinal sıvı akışına neden olup rezin tagların derin bölgelerde az polimerize olmasına sebep olmaktadır. İçeri doğru dentinal sıvı akışı ise polimerize olmamış rezini dentin tübüllerinden pulpaya taşımaktadır (279). Resin tagların derinliği ve boyutları ile tagların polimerizasyon derecesi sitotoksikite açısından önem taşımaktadır (75). Dentine uygulanan bağlayıcı ajanların viskozitesi ve hidrofilik olmaları gibi fiziksel özellikleri; polimerizasyon derecesini, salınan bileşiklerin konsantrasyonunu ve dolayısıyla sitotoksik potansiyellerini belirlemektedir (312). Bağlayıcı ajanların kompozisyonunda yaygın olarak kullanılan HEMA monomerinin dentinden yüksek miktarda ve hızlı difüzyon

özelliği vardır. Hibrid tabaka ve dentin tübüllerinde bulunan veya kalan su, monomerin polimere dönüşümünü azaltmakta ve monomer salımını artırmaktadır (3,283). Bu sebeple, hibrid tabaka monomer salımı için bir rezervuar görevi görmektedir (312).

Restorasyon-dentin arayüzünde kalan serbest ve polimerize olmamış HEMA iritan olarak davranabilir (284) ve alerjik cevap gelişmesine neden olabilir (290). Ayrıca, HEMA apoptotik hücre ölümünde etkili bir mediyatördür (290). Yapılan çalışmalarda HEMA'nın hücresel mitokondriyal solunumu (284) ve TPH-1 makrofajlarının süksinik dehidrogenaz (SDH) aktivitelerini azalttığı (11,285), insan monosit-makrofajlarının aktivite ve proliferasyonlarını değiştirdiği ve hücre bölünmesini kısıtladığı (11) gösterilmiştir.

Rezin bazlı materyallerden salınan HEMA miktarı toksisiteyi etkileyen önemli bir faktördür (270). Bir maddenin sitotoksik değerinin tanımlanmasında, mitokondriyal bir enzim olan SDH aktivitesinin ölçümü veya mitokondriyal aktiviteyi %50 oranında baskılayan toksik ajan konsantrasyon değeri olarak tanımlanan TC50 değeri kullanılmaktadır (270). HEMA'nın TC50 konsantrasyonu da birçok araştırmacı tarafından incelenmiş ve bu değeri Ratanasathien ve diğ. (265) yaklaşık olarak 468 µg/ml, Takeda ve diğ. (378) 169 µg/ml, Sato ve diğ. (379) 1555 µg/ml olarak bildirmişlerdir. Kaga ve diğ. (270) ise L929 hücrelerinin sinyal iletimi ve hücre büyüme aktivitesi ile ilişkili olan tirozin fosforilasyonları üzerinde dentin bağlayıcı ajanların sitotoksik etkilerini inceledikleri çalışmalarında, HEMA miktarının 96,9 µg'dan düşük olan değerlerinin sitotoksik olmadığını ileri sürmüşlerdir. İlaveten, polimerizasyona uğramamış HEMA pulpal dolaşım nedeniyle pulpa odasından temizlenerek zamanla sitotoksik etkisini kaybedebilir (270). Bu çalışmada elde edilen en yüksek HEMA salım miktarı Frez + AP grubunda olup ortalama 350,42 nmol (0,00035 µmol/L)'dir. HEMA'nın moleküler ağırlığının 130,1 g/mol olduğu göz önünde bulundurulduğunda, bu değer 45,5 µg'a karşılık gelmektedir. Bu miktar kabul edilen toksik değerlerin altındadır (265,270,378,379). Bu bulguların ışığında, süt dişlerinde 1 mm kalan dentin kalınlığı bulunan durumlarda dentin bağlayıcı ajan uygulamalarının pulpal toksisite bakımından güvenli olduğu düşünülmüştür.

Artık monomerlerin tamamen salımı için gereken zaman hakkında çelişkili görüşler bulunmaktadır. Bazı araştırmalarda salımın tamamlanmasının 1-7 gün içerisinde gerçekleştiği vurgulanırken (278,318), bazılarında ise bu süre 30 gün olarak verilmektedir (278). Pilo ve Cardash (374) ise polimerizasyonun 3 günden sonra tamamlandığını belirtmişlerdir. Dentin bağlayıcı ajanlardan erken dönemde daha yüksek miktarlarda bileşik salınırken, zamanla salım oranında düşme görülmektedir (75). Erken zaman aralıklarındaki yüksek salım oranı, kısmen polimerize olmuş ya da hiç polimerize olmamış monomerler ya da HEMA gibi küçük moleküllerin hızlı difüzyonuna bağlıdır (75). Hamid ve diğ. (283), ışıkla polimerize olan altı cam iyonomer ve bir kompomer simandan direkt suya ve dentin aracılığıyla pulpa odasına 30 günlük zaman periyodu içinde salınan monomerleri değerlendirdikleri çalışmalarında, sadece HEMA'nın salındığını ve en yüksek ortalama salım miktarının 0 - 4.32 dk'lık ilk zaman periyodunda gerçekleştiğini, 1 gün sonra ise salımın giderek azaldığını gözlemlemişlerdir. Çetingüç (273), genç ve yaşlı süt dişlerinde dentin bağlayıcı ajanlardan pulpaya geçen HEMA miktarını incelediği çalışmada, en yüksek miktardaki ve en hızlı HEMA salımını ilk 4.32 dk'da gözlemlemiştir. 72 sa'teki kümülatif HEMA salımının %50'si ilk 4.32 dk'da gerçekleşmektedir. Tüm bu bilgilerin ışığında, bu çalışmada en yüksek salımın gerçekleştiği zaman dilimi olarak 4.32 dk, salımın azaldığı zaman dilimleri olarak da 24 ve 72 sa'ler kullanılmıştır.

HEMA salımının değerlendirildiği çalışmalar metodolojik olarak benzerlik gösterse de; kavitede bırakılan dentin kalınlığı, diş tipi ve yaşı gibi birçok faktör çalışmalar arası birebir karşılaştırma yapma imkanını güçleştirmektedir. Bu faktörlerden diğer bir tanesi de, çalışmalarda restoratif materyal olarak kompozit rezin veya kompomerler gibi rezin esaslı restoratif materyallerin kullanılmış olmasıdır. Resin bazlı materyallerden monomer salımının olması, toplam monomer salımının ne kadarının sadece dentin bağlayıcı ajan kaynaklı olduğunun belirlenmesini imkansız kılmaktadır (30,283). Bu sebeple çalışmamızda, örnekler HEMA içermeyen bir cam iyonomer siman ile restore edilmiştir. Çalışmada dentin bağlayıcı ajan olarak

tek şişe, total pürüzlendirmeli adeziv olan XP Bond kullanılmıştır. Total pürüzlendirmeli adezivler içerisinde kullanılan çözücü, tedavinin performansını etkileyen en önemli faktörlerden biri olup (231,380), XP Bond'un içerisinde kullanılan çözücü alkol *tert-butanol*'dür (381). *Tert-butanol* (2-metil-2-propanol) su ve polimerize olabilen rezinler ile tamamen karıştırılabilmektedir. *Tert-butanol* etanolden daha yüksek molekül ağırlığına sahip olmasına rağmen, buharlaşma oranı etanol ile hemen hemen aynıdır (382,383). Aseton bazlı dentin bağlayıcı ajanlarla karşılaştırıldığında, *tert-butanol* içeren ajanlarda adeziv tabaka kalınlığında artışla beraber daha yüksek dayanıklılık değerleri bildirilmiştir (382). XP Bond ve dentin arasındaki kimyasal etkileşimin, XP Bond'un formülasyonunda bulunan fosfat esterlerden ve dentindeki mineral apatitten kaynaklanan kalsiyum fosfat komplekslerinin oluşumu ile gerçekleştiği belirtilmektedir (384). Lattaa (384), fosforik asitle demineralize olan dentine XP Bond uygulaması sonrasında tam bir rezin infiltrasyonu göstermiştir. Bu sonuç, XP Bond bağlayıcı ajanın asit uygulaması sonrasında kollaps olmuş demineralize dentin içerisine difüze olabilme yeteneği nedeniyle neme karşı hassasiyetin düşük olması ve adeziv rezin penetrasyonunun yüksek olması ile ilişkilendirilebilir (381,384). XP Bond gerek bahsi geçen bu özelliklerine bağlı olarak mine ve dentine yüksek bağlanma değerleri göstermesi, gerekse HEMA içermesi sebepleriyle çalışmamızda kullanılmıştır (382,384).

Total pürüzlendirmeli adezivlerin uygulanması öncesinde dentin dokusunun asitle pürüzlendirilmesi de HEMA salım oranlarında değişikliğe neden olmaktadır. Hamid ve diğ. (272), kompozitle restore edilen çürüksüz daimi dişlerde 4.32 dk'daki HEMA salım oranını asit uygulanınca $11,89 \pm 8,14$ nmol/dk, asit uygulanmayınca $1,05 \pm 0,9$ nmol/dk olarak bulmuşlardır. Üç gün sonunda kümülatif HEMA salımı asit uygulanınca 2500 nmol, asit uygulanmayınca 2000 nmol olarak belirlenmiştir.

HEMA geçişini etkileyen önemli bir faktör de kavitede bırakılan dentin kalınlığıdır. Hamid ve Hume (3), dentin kalınlığı ile HEMA geçişinin ters orantılı olduğunu vurgulayarak, asitle pürüzlendirme uygulanan ve kompozitle restore edilen daimi dişlerde, 72 sa sonunda kalan dentin

kalınlıklarına göre 0,5 mm'de 1100 nmol, 1,5 mm'de 600 nmol, 2,5 mm'de 200 nmol ve 3,5 mm'de 100 nmol HEMA difüzyon miktarı bildirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçları incelendiğinde, 1 mm kalan dentin kalınlığında süt dişlerinde ölçülen kümülatif HEMA salım miktarının aynı dentin kalınlığında daimi dişlerde ölçülenlere (Frez + AP + BA grubunda 350,42 nmol) göre daha düşük olduğu ortaya çıkmıştır. Bu sonuç, kıyaslanan çalışmalarda restoratif materyal olarak kompozit rezinlerin kullanılmasına ve bu materyallerden de gerçekleşen HEMA salımına bağlanmıştır (3,272). Ayrıca, süt dişlerinde peritübüler dentin daimi dişlerdeki peritübüler dentine oranla 2-5 kat daha kalın olup tübül çapları bu sebeple daha küçüktür (385). Süt dişi dentini daimi diş dentinine oranla daha az tübül yoğunluğuna sahiptir (55,56,386-388). Bu faktörler daimi dişlere göre süt dişlerinin geçirgenliğinin daha düşük olduğunu ve daha az HEMA geçişine izin verdiğini ortaya koymaktadır.

Çalışmamızda en yüksek miktardaki HEMA salımı, tüm gruplarda ilk 4.32 dk'da gerçekleşmiştir. Lazer gruplarında 72 sa'teki kümülatif HEMA salımının %73,71'i ilk 4.32 dk'da meydana gelirken, frez grubunda bu oran %78,62'dir. Zamanla HEMA salım miktarındaki düşüş polimerizasyonun devam etmesine bağlanmıştır. Lazerin süt veya daimi diş dentininden geçen HEMA miktarına etkisi ile ilgili daha önceden yapılmış bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle, lazer uygulamasının HEMA salımı üzerine etkileri tartışılırken lazerin dentin dokusu üzerine etkilerinin incelendiği SEM bulgularımız ve literatürdeki diğer SEM çalışmaları dikkate alınarak yorumlanmıştır.

Bu çalışmadan elde edilen bulgular asitle pürüzlendirmenin monomer difüzyonunu artırdığı görüşünü desteklemektedir (31,272). Nitekim, en yüksek kümülatif HEMA salım miktarları, lazer ve frez gruplarında asit uygulanması sonrasında (Lazer + AP ve Frez + AP) meydana gelmiştir.

Lazer kullanılan gruplar arasında, her ne kadar Lazer + AP grubunda en yüksek salım meydana gelse de, Lazer + LP grubu ile istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Çalışmamızın SEM görüntülerinde her iki grupta da smear tabakası tamamen uzaklaşmış ve dentin tübülleri açılmış

olarak izlenmiştir. HEMA salımı ve SEM görüntüleri arasındaki benzerlik; lazerle preparasyon uygulanan kavitelere, lazer ile pürüzlendirmenin asitle pürüzlendirme kadar etkili olduğu sonucunu ortaya koymuştur (389).

Çalışmamızda pürüzlendirme yapılmadan sadece lazer uygulanan dentin dokusunda gözlenen smear tabakasından yoksun, açık dentin tübüllerinin olduğu, kat kat ve pulsu dentin yüzeyi ile çıkıntılı peritübüler dentin görüntüsü birçok çalışmada da elde edilmiştir (19,28,173,177,179,180,389-397). Lazer uygulamasının yarattığı bu farklı görüntü, dişin inorganik yapısında mikro patlamalara neden olan termomekanik ablasyon sonucu oluşmaktadır (28,398). Lazer uygulanması ile öncelikle dentin dokusundaki su ve diğer hidrate organik içerikler buharlaşır. Bu esnada doku iç basıncı artar, inorganik içeriğin patlayarak yıkımı gerçekleşir ve kopan parçalar hızlı bir şekilde dokudan uzaklaşır (28,394,398). İntertübüler dentin peritübüler dentinden daha fazla su içermesi ve daha az mineral içeriğe sahip olması nedeniyle, peritübüler dentine göre daha fazla ablasyona uğrar. Böylece dentin tübül ağızlarının etrafında kelepçe benzeri çıkıntılı bir görüntü oluşur (21,28,173,389). Çalışmamızda lazerle preparasyon ve/veya lazerle pürüzlendirme yapılan örneklerde de bu yapı çok belirgin bir bulgu olarak saptanmıştır. Ancak, Lazer +AP grubunda kelepçe benzeri bu yapının asit uygulaması sonrasında hasara uğradığı ve peritübüler dentinde yer yer çözünmeye neden olduğu saptanmıştır (390,399). Lee ve diğ. (21) daimi dişlerde Er,Cr:YSGG lazerle yaptıkları çalışmada, sadece lazer uygulanan yüzeylerde, smear tabakası bulunmayan ve tübüllerin genişlemeden açıldığı dentin yüzeyi saptamışlardır. Araştırmacılar, lazer uygulanmış dentin yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesi sonrasında ise tübüllerin genişleyerek açıldığını gözlemlemişlerdir. Çalışmamızda Lazer + AP grubunda sadece Lazer grubuna göre fazla olan HEMA salımı, dentin dokusunda asit uygulamasına bağlı olarak gelişen hasara bağlanmıştır.

Frez kullanılan gruplar incelendiğinde; Frez + AP grubunda Frez + LP grubuna göre daha yüksek miktarda HEMA geçişi saptanmıştır. Bu bulgu, Frez + AP grubunda dentin tübül ağızlarında daha fazla açılma meydana gelmesine bağlanmıştır. Bu konuyla ilgili olarak Chou ve diğ. (389) yaptıkları

çalışmada, dentinin asitle pürüzlendirilmesinin ardından dentin tübüllerinin açılımının Er,Cr:YSGG lazer ile pürüzlendirme sonrasındakilere göre daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda, sadece frez ile preparasyon yapılan grupta en düşük geçirgenlik değerlerinin elde edilmesi ise, bu grupta dentin yüzeyinin tamamen smear tabakası ile kaplı olması ve dentin tübüllerinin tıkalı olmasına bağlanmıştır. Frez kullanımı sonrasındaki bu bulgular süt (394,400) ve daimi (19,173,401) dişlerde birçok araştırmacı tarafından da gösterilmiştir.

Çalışmamızda kavite preparasyon teknikleri HEMA geçişi yönünden karşılaştırıldığında; lazer kullanımının frez kullanımına göre daha fazla HEMA geçişine neden olduğu sonucuna varılabilir. Çalışmamıza ait SEM görüntüleri elde edilen bu bulguyu destekler niteliktedir. Literatürdeki pek çok çalışmaya paralel olarak, Frez grubunda geçirgenliği azaltan smear tabakası ile kaplı dentin yüzeyi ve tıkalı dentin tübülleri, Lazer grubunda ise geçirgenliği artıran smear tabakasından yoksun, açık dentin tübüllerine sahip dentin yüzeyi elde edilmiştir (177,396,397,402-404).

Frezle preparasyonun Lazerle preparasyona göre daha fazla HEMA geçişine neden olduğu tek durum, asitle pürüzlendirme işleminin devreye girmesidir. Diğer bir ifadeyle, Frez + AP grubunda Lazer + AP grubuna göre geçirgenlik daha fazla olarak bulunmuştur. Bu sonuç, Frez + AP grubunda dentin tübül ağzlarının belirgin olarak daha geniş olmasına bağlanmıştır. Lee ve diğ. (21) aynı bulguları daimi dişlerde yaptıkları çalışmada da bildirmişlerdir.

Lazer uygulaması sonrasında sert dokuların iç yapısında meydana gelen değişiklikler uygulanan lazerin güç ayarlarına bağlı olarak değişebilmektedir (173). Süt dişlerinde lazer ile kavite preparasyonu için uygun olan parametreler henüz tam olarak bilinmemektedir (394). Lazer uygulaması sonrasında süt ve daimi dişlerin dentin dokusunda meydana gelen değişiklikler birbirine benzemektedir. Ancak, daimi dişlere kıyasla süt dişlerinde daha gevşek bir yüzey, oldukça katlı bir görünüm ve düzgün şekilde sıralanmış dentin tübül ağzları bildirilmiştir. Bu görünüm intertübüler dentinin intratübüler dentinden daha fazla su içermesine, süt dişlerinin dentin

yapısının daimi dişlere göre daha az kalsifiye olmasına, daha fazla suya ve organik içeriğe sahip olmasına ve sayıca az dentin tübüllerine bağlanmıştır. Bu farklılıklar nedeniyle fazla doku uzaklaşmasını önlemek için süt dişlerinde kullanılan parametrelerin daimi dişlerdekine göre daha düşük olması tavsiye edilmiştir (394). Zhang ve diğ. (394) süt dişlerinde Er:YAG lazer ile farklı parametreler kullanarak açtıkları kaviteyi SEM'de incelemiştir. Araştırmacılar, 10 Hz/200 mJ ya da 10 Hz/300 mJ ile yapılan lazer ışınlamasını diş yapısını uzaklaştırmada güvenli ve etkili bulurken 10 Hz ve 400 mJ ile dentinde çatlak oluşumu gözlemlemiştir. Bu nedenle araştırmacılar süt dişlerinin 4 W'tan daha düşük güç değerlerinde prepare edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Hossain ve diğ. yaptıkları çalışmada (225,405) süt dişlerinde Er,Cr:YSGG lazer ile 3 W ve 20 Hz ile ışınlanan dentin yüzeyinde erime ya da yanma bulgusu bildirmemişlerdir. Bu çalışmada dentin preparasyonu Er,Cr:YSGG lazer ile 4 W ve 20 Hz'de (200 mJ), pürüzlendirme ise 1 W ve 10 Hz'de (100 mJ) gerçekleştirilmiş ve hiçbir grupta erime ya da yanma bulgusuna rastlanmamıştır. Er,Cr:YSGG lazerin süt dişi dentininde kullanılabilmesi için uygun çalışma parametreleri hakkında henüz tam bir görüş birliği bulunmamaktadır. Bu sebeple, bu konu ile ilgili daha fazla sayıda çalışmaya ihtiyaç vardır.

Bu çalışmanın sonuçları lazerle kavite preparasyonunun HEMA geçişini artırdığı yönündedir. Lazer uygulaması; ağrısız olması, vibrasyon ve ısı oluşturmaması, dişin izolasyonuna gerek olmaması (406) gibi özellikleri sebebiyle özellikle çocuk hastalar için çekici hale gelse de, monomer geçişini artırdığı sonucu klinik uygulamalarda göz ardı edilmemesi gereken bir gerçektir. Bununla birlikte, çalışmamızın sonuçları pürüzlendirme ajanı olarak lazerin fosforik asit uygulamasına bir alternatif oluşturabileceği yönündedir. Lazerin bahsi geçen avantajlarına ek olarak pürüzlendirme amacı ile mine ve dentine uygulanması sonrası adezyon için ideal olan, açık dentin tübüllerinin görüldüğü düzensiz bir yüzey elde edilmektedir (389,407,408). Bu yüzeyler aynı zamanda aside karşı direçlidir. Lazer ışınlaması diş sert dokularının kalsiyum / fosfor oranını modifiye eder, karbonat / fosfat oranını azaltır, daha stabil ve asitlerle çözünürlüğü daha az olan bileşiklerin oluşmasına neden

olur. Böylece, asit ataklarına ve çürüğe karşı duyarlılık azalmış olur (409-411). Diş dokularında meydana gelen bu değişiklikler çocuk diş hekimliğinde lazerin pürüzlendirme ajanı olarak kullanımını destekler niteliktedir.

Klinik koşullarda çürük, yaşlanma, intrapulpal basınç, vazokonstriktörlü lokal anestezi uygulaması, dentinal sıvının özellikleri, farklı preparasyon teknikleri ve pürüzlendirme yöntemleri gibi sebeplerle HEMA difüzyonu farklılık gösterebilir. Ayrıca, dentin bağlayıcı ajanlara ek olarak, rezin bazlı restoratif materyallerden de HEMA salınabildiği ve dentin bağlayıcı ajanların içeriğindeki HEMA'da çözünebilen ya da HEMA ile birlikte taşınabilen diğer monomerlerin de sitotoksik etkileri artırabileceği unutulmamalıdır (283,327).

SONUÇLAR

Bu çalışmada; lazer veya frez teknikleri ile açılan kavitelerde, 1 mm kalan dentin kalınlığında, üç farklı pürüzlendirme yönteminin kullanımı sonrasında uygulanan dentin bağlayıcı ajandan, üç farklı zaman aralığında süt dişi pulpasına geçen HEMA miktarı araştırılmıştır. Ayrıca, farklı preparasyon teknikleri ve pürüzlendirme yöntemlerinin dentin yüzey morfolojisi üzerine etkileri incelenmiş, çalışmanın yürütüldüğü deneysel koşullar içerisinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Dentin bağlayıcı ajandan erken dönemde (4.32 dk) daha yüksek miktarda HEMA salımı gerçekleşirken, zamanla azalma olmuştur.

2. Tüm gruplar içerisinde, 72 sa sonundaki en fazla HEMA salım miktarı frezle prepare edilip asitle pürüzlendirilen örneklerde, en az HEMA salım miktarı ise frezle prepare edilip pürüzlendirme yapılmayan örneklerde meydana gelmiştir.

3. Lazer veya frezle preparasyon yapılan gruplarda en yüksek HEMA salım miktarı asitle pürüzlendirme uygulanan gruplarda, en düşük HEMA salım miktarı ise pürüzlendirme işlemi uygulanmayan gruplarda tespit edilmiştir.

4. Genel olarak, lazer kullanımı frez kullanımına kıyasla dentin geçirgenliğinde daha fazla artışa neden olmuştur. Bu sonucu tersine döndüren tek durum asitle pürüzlendirme işleminin devreye girmesidir.

5. Süt dişi dentininde asitle pürüzlendirme monomer geçişini artırmıştır.

6. Frez ya da lazer preparasyonu sonrası süt dişi dentininden pulpaya geçen HEMA miktarları sitotoksik değerlerin altında bulunmuştur.

7. SEM bulguları; lazer uygulaması sonrasında smear tabakasından yoksun, açık dentin tübüllerinin görüldüğü, düzensiz yüzeyler frez ile preparasyon sonrasında ise tamamen smear tabakası ile kaplı ve dentin tübüllerinin tıkalı olduğu yüzeyler ortaya koymuştur.

KAYNAKLAR

- 1.Garcia-Godoy, F.,Donly, K.J. (2002) Dentin/enamel adhesives in pediatric dentistry. *Pediatric dentistry*, 24 (5), 462-464.
- 2.Croll, T. (2000). Adhesion in Pediatric Dentistry. J. F. Roulet & M. Degrange (Ed.). Adhesion: The Silent Revolution (c. 10, s. 173-196). Berlin: Quintessence Pub. Co, Inc.
- 3.Hamid, A.,Hume, W.R. (1997) The effect of dentine thickness on diffusion of resin monomers in vitro. *Journal of oral rehabilitation*, 24 (1), 20-25.
- 4.Hensten-Pettersen, A.,Jacobsen, N. (1991) Toxic effects of dental materials. *International dental journal*, 41 (5), 265-273.
- 5.Nakabayashi, N.,Takarada, K. (1992) Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 8 (2), 125-130.
- 6.Nakabayashi, N., Watanabe, A.,Gendusa, N.J. (1992) Dentin adhesion of "modified" 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 8 (4), 259-264.
- 7.Munksgaard, E.C.,Asmussen, E. (1984) Bond strength between dentin and restorative resins mediated by mixtures of HEMA and glutaraldehyde. *Journal of dental research*, 63 (8), 1087-1089.
- 8.Hitmi, L., Bouter, D.,Degrange, M. (2002) Influence of drying and HEMA treatment on dentin wettability. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 18 (7), 503-511.
- 9.Schuster, G.S., Caughman, G.B.,Rueggeberg, F.A. (2000) Changes in cell phospholipid metabolism in vitro in the presence of HEMA and its degradation products. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 16 (4), 297-302.
- 10.Bouillaguet, S., Wataha, J.C., Hanks, C.T., Ciucchi, B.,Holz, J. (1996) In vitro cytotoxicity and dentin permeability of HEMA. *Journal of endodontics*, 22 (5), 244-248.
- 11.Bouillaguet, S., Wataha, J.C., Virgillito, M., Gonzalez, L., Rakich, D.R.,Meyer, J.M. (2000) Effect of sub-lethal concentrations of HEMA (2-hydroxyethyl methacrylate) on THP-1 human monocyte-macrophages, in

vitro. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 16 (3), 213-217.

12.Costa, C.A., Teixeira, H.M., do Nascimento, A.B.,Hebling, J. (1999) Biocompatibility of an adhesive system and 2-hydroxyethylmethacrylate. *ASDC journal of dentistry for children*, 66 (5), 337-342, 294.

13.Pashley, D.H., Livingston, M.J., Reeder, O.W.,Horner, J. (1978) Effects of the degree of tubule occlusion on the permeability of human dentine in vitro. *Archives of oral biology*, 23 (12), 1127-1133.

14.Kawasaki, K., Tanaka, S.,Ishikawa, T. (1979) On the daily incremental lines in human dentine. *Archives of oral biology*, 24 (12), 939-943.

15.Pashley, D. (2002). Pulpodentin Complex. K. M. Hargreaves & H. E. Goodis (Ed.). Seltzer and Bender's Dental Pulp (c. 4, s. 63-85): Quintessence Publishing Co, Inc.

16.Pashley, D.H. (1988) Consideration of dentine permeability in cytotoxicity testing. *International endodontic journal*, 21 (2), 143-154.

17.Kotlow, L.A. (2004) Lasers in pediatric dentistry. *Dental clinics of North America*, 48 (4), 889-922, vii.

18.Celiberti, P., Francescut, P.,Lussi, A. (2006) Performance of four dentine excavation methods in deciduous teeth. *Caries research*, 40 (2), 117-123.

19.Shahabi, S.,Zendedel, S. (2010) Atomic analysis and hardness measurement of the cavity prepared by laser. *Lasers in medical science*, 25 (3), 379-383.

20.Secilmis, A., Altintas, S., Usumez, A.,Berk, G. (2008) Evaluation of mineral content of dentin prepared by erbium, chromium:yttrium scandium gallium garnet laser. *Lasers in medical science*, 23 (4), 421-425.

21.Lee, B.S., Lin, P.Y., Chen, M.H., Hsieh, T.T., Lin, C.P., Lai, J.Y. ve diğerleri. (2007) Tensile bond strength of Er,Cr:YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin-resin interface. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 23 (5), 570-578.

22.Cozean, C., Arcoria, C.J., Pelagalli, J.,Powell, G.L. (1997) Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. *Journal of the American Dental Association*, 128 (8), 1080-1087.

- 23.Kato, J., Moriya, K., Jayawardena, J.A., Wijeyeweera, R.L. (2003) Clinical application of Er:YAG laser for cavity preparation in children. *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 21 (3), 151-155.
- 24.Eversole, L.R., Rizioiu, I.M. (1995) Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. *Journal of the California Dental Association*, 23 (12), 41-47.
- 25.Hossain, M., Nakamura, Y., Yamada, Y., Kimura, Y., Matsumoto, N., Matsumoto, K. (1999) Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 17 (4), 155-159.
- 26.Eversole, L.R., Rizioiu, I., Kimmel, A.I. (1997) Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium:YSGG laser-powered hydrokinetic system. *Journal of the American Dental Association*, 128 (8), 1099-1106.
- 27.Rizioiu, I., Kohanghadosh, F., Kimmel, A.I., Eversole, L.R. (1998) Pulpal thermal responses to an erbium, chromium: YSGG pulsed laser hydrokinetic system. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, 86 (2), 220-223.
- 28.Aoki, A., Ishikawa, I., Yamada, T., Otsuki, M., Watanabe, H., Tagami, J. ve diğ erleri. (1998) Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. *Journal of dental research*, 77 (6), 1404-1414.
- 29.Gerzina, T.M., Hume, W.R. (1995) Effect of hydrostatic pressure on the diffusion of monomers through dentin in vitro. *Journal of dental research*, 74 (1), 369-373.
- 30.Gerzina, T.M., Hume, W.R. (1996) Diffusion of monomers from bonding resin-resin composite combinations through dentine in vitro. *Journal of dentistry*, 24 (1-2), 125-128.
- 31.Cetinguc, A., Olmez, S., Vural, N. (2007) HEMA diffusion from dentin bonding agents in young and old primary molars in vitro. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 23 (3), 302-307.

32. Altintas, S.H., Usumez, A. (2009) HPLC analysis of HEMA released from two different adhesive systems. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 91 (2), 924-929.
33. Cetinguc, A., Olmez, S., Vural, N. (2006) HEMA diffusion from dentin bonding agents through various dentin thicknesses in primary molars. *American journal of dentistry*, 19 (4), 231-235.
34. Nicholson, J. (1996). Biologic considerations. R. Schwartz, J. Summitt & J. Robbins (Ed.). *Fundamentals of Operative Dentistry A Contemporary Approach*. (s. 1-26.). Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc
35. Avery, J. (1992). Dentin. J. Avery (Ed.). *Essentials of Oral Histology and Embryology* (s. 93-104). St. Louis: Mosby Inc
36. Jansen van Rensburg, B. (1995). Dentine. B. Jansen van Rensburg (Ed.). *Oral Biology* (s. 271-280). IL: Quintessence Publishing Co, Inc
37. Sturdevant, J., Lundeen, T., Sluder, T. (2002). Clinical Significance of Dental Anatomy, Histology, Physiology and Occlusion. J. Sturdevant, H. Heymann & E. Swift (Ed.). *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry* (4 bs., s. 13-62): St. Louis: Mosby Inc
38. Hall, R., Embery, G., Shellis, R. (2000). Biological and structural features of enamel and dentine: current concepts relevant to erosion and dentine hypersensitivity. M. Addy, G. Embery, W. Edgar & R. Orchardson (Ed.). *Tooth Wear and Sensitivity*. (s. 3-18). London: Martin Dunitz Ltd
39. Sano, H., Ciucchi, B., Matthews, W.G., Pashley, D.H. (1994) Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *Journal of dental research*, 73 (6), 1205-1211.
40. D'Souza, R. (2002). Development of the pulpodentin complex. K. Hargreaves & H. Goodis (Ed.). *Seltzer and Bender's Dental Pulp* (s. 13-40.). IL: Quintessence Publishing Co, Inc
41. Trowbridge, H., Kim, S., Suda, H. (2002). Structure and functions of the dentin and pulp complex. S. C. R. Burns (Ed.). *Pathways of the Pulp* (c. Eighth Edition bs, s. 411-455). St. Louis: Mosby Inc

- 42.Okiji, T. (2002). Pulp as a connective tissue. K. Hargreaves & H. Goodis (Ed.). Seltzer and Bender's Dental Pulp (s. 95-122): Quintessence Publishing Co, Inc
- 43.Linde, A.,Goldberg, M. (1993) Dentinogenesis. *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists*, 4 (5), 679-728.
- 44.Mjör, I.A.,Nordahl, I. (1996) The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Archives of oral biology*, 41 (5), 401-412.
- 45.Sturdevant, J.R., Lundeen, T.F.,Studer, T.B. (2002). Clinical Significance of Dental Anatomy, Histology, Physiology and Occlusion. T. M. Roberson, H. O. Heymann & E. J. Swift (Ed.). Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry (4 bs., c. 2, s. 22-31): St. Louis: Mosby
- 46.Camps, J., Dejou, J., Remusat, M.,About, I. (2000) Factors influencing pulpal response to cavity restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 16 (6), 432-440.
- 47.Ciucchi, B., Bouillaguet, S., Holz, J.,Pashley, D. (1995) Dentinal fluid dynamics in human teeth, in vivo. *J Endod*, 21 (4), 191-194.
- 48.Akino, K., Okada, T., Fujii, H.,Machida, Y. (1996). Study on changes in the pulp chamber and coronal dentin thickness in deciduous teeth. M. Shimono, T. Maeda, H. Suda & K. Takahashi. (Ed.). Dentin/Pulp Complex (s. 289-290): Quintessence Publishing Co, Inc
- 49.Pashley, D. (2002). Pulpodentin Complex. K. Hargreaves & H. Goodis (Ed.). Seltzer and Bender's Dental Pulp (s. 63-93): IL: Quintessence Publishing Co, Inc
- 50.Perdigao, J.,Lopes, M. (1999) Dentin bonding--questions for the new millennium. *J Adhes Dent*, 1 (3), 191-209.
- 51.Mjör, I.A. (2002). Normal Structure and Physiology. I. Mjör (Ed.). Pulp-Dentin Biology in Restorative Dentistry (s. 1-22): IL: Quintessence Publishing Co
- 52.Nor, J.E., Feigal, R.J., Dennison, J.B.,Edwards, C.A. (1996) Dentin bonding: SEM comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *J Dent Res*, 75 (6), 1396-1403.

53. Puppini-Rontani, R.M., Caetano, E., Garcia-Godoy, F., De Goes, M.F. (2001) Effect of antimicrobial agents on the micromorphology of primary dentin. *The Journal of clinical pediatric dentistry*, 25 (2), 137-141.
54. Angker, L., Swain, M.V., Kilpatrick, N. (2003) Micro-mechanical characterisation of the properties of primary tooth dentine. *Journal of dentistry*, 31 (4), 261-267.
55. Ruschel, H.C., Chevotarese, O. (2002) Density and diameter of dentinal tubules of first and second primary human molars--comparative scanning electron microscopy study. *J Clin Pediatr Dent*, 26 (3), 297-304.
56. Nor, J.E., Feigal, R.J., Dennison, J.B., Edwards, C.A. (1997) Dentin bonding: SEM comparison of the dentin surface in primary and permanent teeth. *Pediatric dentistry*, 19 (4), 246-252.
57. Koutsi, V., Noonan, R.G., Horner, J.A., Simpson, M.D., Matthews, W.G., Pashley, D.H. (1994) The effect of dentin depth on the permeability and ultrastructure of primary molars. *Pediatric dentistry*, 16 (1), 29-35.
58. Mjör, I.A. (1979). Dentin and Pulp. M. IA & F. O (Ed.). Histology of the human tooth (2 bs., s. 43-51). Munksgaard, Copenhagen
59. Avery, J.K. (1990). Dentin. S. N. Bhasker (Ed.). Orban's Oral histology and embryology (11 bs., s. 106-120): Mosby Year Book, St. Louis-Toronto
60. Trowbridge, H., Kim, S., Suda, H. (2002). Structure and functions of the dentin and pulp complex. S. C. R. Burns (Ed.). Pathways of the Pulp (8 bs., s. 411-419). St. Louis: Mosby Inc
61. Smith, A. (2002). Dentin formation and repair. K. Hargreves & H. Goodis (Ed.). Seltzer and Bender's Dental Pulp (s. 41-62): Quintessence Publishing Co, Inc
62. Smith, A., Sloan, A., Matthews, J., Murray, P., Lumley, P. (2000). Reperative processes in dentine and pulp. M. Addy, G. Embry, W. Edgar & R. Orchardson (Ed.). Tooth Wear and Sensitivity (s. 53-66). London: Martin Dunitz Ltd
63. Murray, P.E., About, I., Lumley, P.J., Franquin, J.C., Remusat, M., Smith, A.J. (2000) Human odontoblast cell numbers after dental injury. *Journal of dentistry*, 28 (4), 277-285.

- 64.Kusunoki, M., Itoh, K., Hisamitsu, H.,Wakumoto, S. (2002) The efficacy of dentine adhesive to sclerotic dentine. *Journal of dentistry*, 30 (2-3), 91-97.
- 65.Mjör, I.A. Dentin and pulp: reaction patterns in human teeth. Boca Raton: CRC Press: 1983. (kaynak 36'dan alınmıştır).
- 66.Pashley, D.H., Ciucchi, B., Sano, H.,Horner, J.A. (1993) Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence international*, 24 (9), 618-631.
- 67.Pashley, D.H., Pashley, E.L., Carvalho, R.M.,Tay, F.R. (2002) The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent. Clin. North. Am.*, 46 (2), 211-245.
- 68.Pashley, D.H., Andringa, H.J., Derkson, G.D., Derkson, M.E.,Kalathoor, S.R. (1987) Regional variability in the permeability of human dentine. *Archives of oral biology*, 32 (7), 519-523.
- 69.Alaçam, T., Uzel, İ., Alaçam, A.,Aydın, M. (2000). Dentin ve pulpa tedavileri. T. Alaçam, İ. Uzel, A. Alaçam & M. Aydın (Ed.). Endodonti (c. 6, s. 107-152). Ankara: Barış Yayınları
- 70.Schmalz, G., Schuster, U., Koch, A.,Schweikl, H. (2002) Cytotoxicity of low pH dentin-bonding agents in a dentin barrier test in vitro. *Journal of endodontics*, 28 (3), 188-192.
- 71.Mjor, I.A. (2009) Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. *Brazilian dental journal*, 20 (1), 3-16.
- 72.Murray, P.E., Lumley, P.J.,Smith, A.J. (2002) Preserving the vital pulp in operative dentistry: 3. Thickness of remaining cavity dentine as a key mediator of pulpal injury and repair responses. *Dental update*, 29 (4), 172-178.
- 73.Hanks, C.T., Wataha, J.C., Parsell, R.R., Strawn, S.E.,Fat, J.C. (1994) Permeability of biological and synthetic molecules through dentine. *Journal of oral rehabilitation*, 21 (4), 475-487.
- 74.Schmalz, G.,Schweikl, H. (1994) Characterization of an in vitro dentin barrier test using a standard toxicant. *Journal of endodontics*, 20 (12), 592-594.

75. Bouillaguet, S., Virgillito, M., Wataha, J., Ciucchi, B., Holz, J. (1998) The influence of dentine permeability on cytotoxicity of four dentine bonding systems, in vitro. *Journal of oral rehabilitation*, 25 (1), 45-51.
76. Prati, C., Ferrieri, P., Galloni, C., Mongiorgi, R., Davidson, C.L. (1995) Dentine permeability and bond quality as affected by new bonding systems. *Journal of dentistry*, 23 (4), 217-226.
77. Nakabayashi, N., Pashley, D. (1998). Evolution of dentin-resin bonding. N. Nakabayashi & D. Pashley (Ed.). Hybridization of dental hard tissues (s. 1-20). Tokyo: Quintessence publishing Co Ltd
78. Fogel, H.M., Marshall, F.J., Pashley, D.H. (1988) Effects of distance from the pulp and thickness on the hydraulic conductance of human radicular dentin. *Journal of dental research*, 67 (11), 1381-1385.
79. Pashley, D.H. (1990) Clinical considerations of microleakage. *Journal of endodontics*, 16 (2), 70-77.
80. Van Meerbeek, B., Inoue, S., Perdigao, J., Lambrechts, P., Vanherle, G. (2001a). Enamel and dentin adhesion. J. B. Summitt, J. W. Robbins, R. S. Schwartz & J. D. Santos (Ed.). Fundamentals of Operative Dentistry (s. 178-235)
81. Michelich, V.J., Pashley, D.H., Whitford, G.M. (1978) Dentin permeability: A comparison of functional versus anatomical tubular radii *J Dent Res*, 57, 1019-1024.
82. Dai, X.F., Ten Cate, A.R., Limeback, H. (1991) The extent and distribution of intratubular collagen fibrils in human dentine. *Archives of oral biology*, 36 (10), 775-778.
83. Vongsavan, N., Matthews, B. (1991) The permeability of cat dentine in vivo and in vitro. *Archives of oral biology*, 36 (9), 641-646.
84. Vongsavan, N., Matthews, B. (1992) Fluid flow through cat dentine in vivo. *Archives of oral biology*, 37 (3), 175-185.
85. Pashley, D.H., Liewehr, F.R. (2006). Structure and Functions of the Dentin and Pulp Complex. S. Cohen & K. M. Hardgreaves (Ed.). Pathways of the Pulp (9. bs., s. 460-513). St. Louis: Mosby C.

- 86.Avery, J.K.,Chiego, D.J. (2006). Dentin. Essentials of Oral Histology and Embryology (3. bs., s. 107-136). St. Louis: Mosby C.
- 87.Pashley, D.H., Nelson, R.,Kepler, E.E. (1982) The effects of plasma and salivary constituents on dentin permeability. *Journal of dental research*, 61 (8), 978-981.
- 88.Maita, E., Simpson, M.D., Tao, L.,Pashley, D.H. (1991) Fluid and protein flux across the pulpodentine complex of the dog in vivo. *Archives of oral biology*, 36 (2), 103-110.
- 89.Hahn, C.L.,Overton, B. (1997) The effects of immunoglobulins on the convective permeability of human dentine in vitro. *Archives of oral biology*, 42 (12), 835-843.
- 90.Vongsavan, N., Matthews, R.W.,Matthews, B. (2000) The permeability of human dentine in vitro and in vivo. *Archives of oral biology*, 45 (11), 931-935.
- 91.Honjo, H., Tsubakimoto, K., Utsumi, N.,Tsutsui, M. (1970) Localization of plasma proteins in the human dental pulp. *Journal of dental research*, 49 (4), 888.
- 92.Okamura, K. (1985) Histological study on the origin of dentinal immunoglobulins and the change in their localization during caries. *Journal of oral pathology*, 14 (9), 680-689.
- 93.Ackermans, F., Klein, J.P.,Frank, R.M. (1981) Ultrastructural localization of immunoglobulins in carious human dentine. *Archives of oral biology*, 26 (11), 879-886.
- 94.Pashley, D.H., Galloway, S.E.,Stewart, F. (1984) Effects of fibrinogen in vivo on dentine permeability in the dog. *Archives of oral biology*, 29 (9), 725-728.
- 95.Pashley, D.H., Kepler, E.E., Williams, E.C.,O'Meara, J.A. (1984) The effect on dentine permeability of time following cavity preparation in dogs. *Archives of oral biology*, 29 (1), 65-68.
- 96.Markowitz, K.,Kim, S. (1990) Hypersensitive teeth. Experimental studies of dentinal desensitizing agents. *Dental clinics of North America*, 34 (3), 491-501.

- 97.Knutsson, G., Jontell, M.,Bergenholtz, G. (1994) Determination of plasma proteins in dentinal fluid from cavities prepared in healthy young human teeth. *Archives of oral biology*, 39 (3), 185-190.
- 98.Love, R.M.,Jenkinson, H.F. (2002) Invasion of dentinal tubules by oral bacteria. *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists*, 13 (2), 171-183.
- 99.Ghazali, F.B.C. (2003) Permeability of Dentin. *Malaysian Journal of Medical Sciences*, 10 (1), 27-36.
- 100.Brannstrom, M. (1984) Smear layer: pathological and treatment considerations. *Operative dentistry. Supplement*, 3, 35-42.
- 101.Mjor, I.A.,Odont, D. (2001) Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 2: initial reactions to preparation of teeth for restorative procedures. *Quintessence international*, 32 (7), 537-551.
- 102.Hume, W.R. (1994) Influence of dentine on the pulpward release of eugenol or acids from restorative materials. *Journal of oral rehabilitation*, 21 (4), 469-473.
- 103.Ersoy, M. (2005) Dentin Geçirgenliği. *EÜ Diş Hek Fak Dergisi*, 26, 101-105.
- 104.Pashley, D.H.,Livingston, M.J. (1978) Effect of molecular size on permeability coefficients in human dentine. *Archives of oral biology*, 23 (5), 391-395.
- 105.Berkovitz, B.K.B., Holland, G.R.,Moxham, B.J. (2002). Dentine. *Oral Anatomy, Embryology and Histology* (3 bs., s. 125-148). St. Louis: Mosby C.
- 106.Stanley, H.R., Pereira, J.C., Spiegel, E., Broom, C.,Schultz, M. (1983) The detection and prevalence of reactive and physiologic sclerotic dentin, reparative dentin and dead tracts beneath various types of dental lesions according to tooth surface and age. *Journal of oral pathology*, 12 (4), 257-289.
- 107.Elgalaid, T.O., Creanor, S.L., Creanor, S.,Hall, A.F. (2007) The permeability of natural dentine caries before and after restoration: An in vitro study. *Journal of dentistry*, 35 (8), 656-663.

108. Miller, W.A., Massler, M. (1962) Permeability and staining of active and arrested lesions in dentine. *Br Dent J*, 112, 187-197.
109. Pashley, D.H. (1989). Dentine Permeability: Theory and Practice. L. S. W. Spangberg (Ed.). Experimental Endodontics (s. 19-49): Boca Raton: CRC Press
110. Pashley, E.L., Talman, R., Horner, J.A., Pashley, D.H. (1991) Permeability of normal versus carious dentin. *Endod Dent Traumatol*, 7 (5), 207-211.
111. Marshall, G.W., Jr., Marshall, S.J., Kinney, J.H., Balooch, M. (1997) The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *Journal of dentistry*, 25 (6), 441-458.
112. Puapichartdumrong, P., Ikeda, H., Suda, H. (2003) Facilitation of iontophoretic drug delivery through intact and caries-affected dentine. *International endodontic journal*, 36 (10), 674-681.
113. Tagami, J., Hosoda, H., Burrow, M.F., Nakajima, M. (1992) Effect of aging and caries on dentin permeability. *Proc Finn Dent Soc.*, 88 (Suppl 1), 149-154.
114. Berggren, G., Braennstroem, M. (1965) The Rate of Flow in Dentinal Tubules Due to Capillary Attraction. *Journal of dental research*, 44, 408-415.
115. Kurosaki, N., Kubota, M., Yamamoto, Y., Fusayama, T. (1990) The effect of etching on the dentin of the clinical cavity floor. *Quintessence international*, 21 (2), 87-92.
116. Love, R.M., Chandler, N.P., Jenkinson, H.F. (1996) Penetration of smeared or nonsmeared dentine by *Streptococcus gordonii*. *International endodontic journal*, 29 (1), 2-12.
117. Bjorndal, L., Mjor, I.A. (2001) Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 4: Dental caries--characteristics of lesions and pulpal reactions. *Quintessence international*, 32 (9), 717-736.
118. Moritz, A., Schoop, U., Strassl, M., Wintner, E. (2006). Cavity Preparation. A. Moritz (Ed.). Oral Laser Application (s. 75-138). Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH

119. Qualtrough, A.J.E., Satterthwaite, J.D., Morrow, L.A., Brunton, A.P. (2005). Principles of Operative Dentistry. (1 bs., s. 27-36): Blackwell Publishing, Incorporated
120. Reyto, R. (2001) Lasers and air abrasion. New modalities for tooth preparation. *Dental clinics of North America*, 45 (1), 189-206.
121. Yip, H.K., Samaranayake, L.P. (1998) Caries removal techniques and instrumentation: a review. *Clinical oral investigations*, 2 (4), 148-154.
122. Zach, L., Cohen, G. (1965) Pulp Response to Externally Applied Heat. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*, 19, 515-530.
123. Armengol, V., Jean, A., Marion, D. (2000) Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin. *Journal of endodontics*, 26 (3), 138-141.
124. Cavalcanti, B.N., Lage-Marques, J.L., Rode, S.M. (2003) Pulpal temperature increases with Er:YAG laser and high-speed handpieces. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90 (5), 447-451.
125. Hadley, J., Young, D.A., Eversole, L.R., Gornbein, J.A. (2000) A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. *Journal of the American Dental Association*, 131 (6), 777-785.
126. Kansu, Ö., Gürkan, S. (1989) Kavite Preparasyonunun Diş Yapısında Neden Olduğu Çatlakların Transilluminasyon Yöntemiyle İncelenmesi. *Hacettepe Üniv. Dişhek Fak Derg*, 13 (4), 203-206.
127. Kawahara, H., Yamagami, A. (1970) In vitro studies of cellular responses to heat and vibration in cavity preparation. *Journal of dental research*, 49 (4), 829-835.
128. Searls, J.C. (1967) Light and electron microscope evaluation of changes induced in odontoblasts of the rat incisor by the high-speed drill. *Journal of dental research*, 46 (6), 1344-1355.
129. Niemz, M.H. (1995) Cavity preparation with the Nd:YLF picosecond laser. *Journal of dental research*, 74 (5), 1194-1199.
130. Melcer, J., Chaumette, M.T., Zeboulon, S., Melcer, F., Hasson, R., Merard, R. ve diğerleri. (1985) Preliminary report on the effect of the CO2

laser beam on the dental pulp of the *Macaca mulatta* primate and the beagle dog. *Journal of endodontics*, 11 (1), 1-5.

131.Myers, T.D.,McDaniel, J.D. (1991) The pulsed Nd:YAG dental laser: review of clinical applications. *Journal of the California Dental Association*, 19 (11), 25-30.

132.White, J.M., Goodis, H.E., Setcos, J.C., Eakle, S., Hulscher, B.E.,Rose, C.L. (1993) Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth: a three-year follow-up study. *Journal of the American Dental Association*, 124 (7), 45-51.

133.Turkmen, C., Gunday, M., Karacorlu, M.,Basaran, B. (2000) Effect of CO₂, Nd:YAG, and ArF excimer lasers on dentin morphology and pulp chamber temperature: an in vitro study. *Journal of endodontics*, 26 (11), 644-648.

134.Vogel, A.,Venugopalan, V. (2003) Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues. *Chemical reviews*, 103 (2), 577-644.

135.Burkes, E.J., Jr., Hoke, J., Gomes, E.,Wolbarsht, M. (1992) Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *The Journal of prosthetic dentistry*, 67 (6), 847-851.

136.Van As, G. (2004) Erbium lasers in dentistry. *Dental clinics of North America*, 48 (4), 1017-1059, viii.

137.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. *International journal of paediatric dentistry / the British Paedodontic Society [and] the International Association of Dentistry for Children*, 15 (3), 205-209.

138.Featherstone, J.D.,Nelson, D.G. (1987) Laser effects on dental hard tissues. *Advances in dental research*, 1 (1), 21-26.

139.Adams, T.C.,Pang, P.K. (2004) Lasers in aesthetic dentistry. *Dental clinics of North America*, 48 (4), 833-860, vi.

140.de Freitas, P.M., Soares-Geraldo, D., Biella-Silva, A.C., Silva, A.V., da Silveira, B.L.,Eduardo Cde, P. (2008) Intrapupal temperature variation during

Er,Cr: YSGG enamel irradiation on carries prevention. *Journal of applied oral science : revista FOB*, 16 (2), 95-99.

141.Kilinc, E., Roshkind, D.M., Antonson, S.A., Antonson, D.E., Hardigan, P.C., Siegel, S.C. ve diğerleri. (2009) Thermal safety of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers in hard tissue removal. *Photomedicine and laser surgery*, 27 (4), 565-570.

142.Altshuler, G.B., Belikov, A.V.,Sinelnik, Y.A. (2001) A laser-abrasive method for the cutting of enamel and dentin. *Lasers in surgery and medicine*, 28 (5), 435-444.

143.Hans, J.K.,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.

144.Keller, U.,Hibst, R. (1965). 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.

145.Meral, G. (1999). Nd-YAG Lazerin Oral Florada Bulunan Mikroorganizmalar Üzerindeki Bakterisidal Etkilerinin Deneysel Laboratuvar ve Klinik Olarak İncelenmesi.Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Ankara

146.Schoop, U., Kluger, W., Moritz, A., Nedjelik, N., Georgopoulos, A.,Sperr, W. (2004) Bactericidal effect of different laser systems in the deep layers of dentin. *Lasers in surgery and medicine*, 35 (2), 111-116.

147.Ando, Y., Aoki, A., Watanabe, H.,Ishikawa, I. (1996) Bactericidal effect of erbium YAG laser on periodontopathic bacteria. *Lasers in surgery and medicine*, 19 (2), 190-200.

148.Mehl, A., Folwaczny, M., Haffner, C.,Hickel, R. (1999) Bactericidal effects of 2.94 microns Er:YAG-laser radiation in dental root canals. *Journal of endodontics*, 25 (7), 490-493.

149.Dostalova, T., Jelinkova, H., Kucerovala, H., Krejsa, O., Hamal, K., Kubelka, J. ve diğerleri. (1998) Noncontact Er:YAG laser ablation: clinical evaluation. *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 16 (5), 273-282.

150.Dayangaç, G.B. (2000). Kompozit Rezinler, Kompozit Rezin Restorasyonlar. (s. 4-38). Ankara: Güneş Kitabevi Ltd Şti.

- 151.Swift, E.J., Jr., Perdigao, J.,Heymann, H.O. (1995) Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence international*, 26 (2), 95-110.
- 152.Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., De Munck, J., Inoue, S., Yoshida, Y., Perdigao, J. ve diğerleri. (2006). Bonding to Enamel and Dentin. J. B. Summitt, J. W. Robins, T. J. Hilton & R. S. Schwartz (Ed.). Fundamentals of Operative Dentistry, a contemporary approach (s. 183 – 260): Quintessence Publishing Co, Illinois USA
- 153.Latta, M.A.,Barkmeier, W.W. (1998) Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dental clinics of North America*, 42 (4), 567-577.
- 154.Lopes, G.C., Baratieri, L.N., de Andrada, M.A.,Vieira, L.C. (2002) Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence international*, 33 (3), 213-224.
- 155.Van Meerbeek, B., Perdigao, J., Lambrechts, P.,Vanherle, G. (1996). Enamel and dentin adhesion. Schwartz RS, Summitt JB & Robbins JW (Ed.). Fundamentals of Operative Dentistry A Contemporary Approach. (s. 141-186): Illinois, Quintessence Publishing Co, Inc
- 156.Gwinnett, A.J. (1971) Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Archives of oral biology*, 16 (7), 731-738.
- 157.Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Perdigao, J.,Vanherle, G. (2000). Adhesives: Dos and Don'ts. J. F. Roulet & M. Degrange (Ed.). Adhesion: The silent revolution in dentistry. (s. 45-60): Illinois, Quintessence Publishing Co, Inc
- 158.Gwinnett, A.J. (1992) Structure and composition of enamel. *Operative dentistry*, Suppl 5, 10-17.
- 159.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.
- 160.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.

- 161.Çelikten, K.Z. (2011). Er,Cr:YSGG Lazerin Süt ve Sürekli Dişlerde Kullanılabilirliğinin İn Vitro Koşullarda Değerlendirilmesi.Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi, Ankara.
- 162.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 in medical science*, 17 (2), 93-100.
- 163.Goldman, L., Gray, J.A., Goldman, J., Goldman, B.,Meyer, R. (1965) Effect of Laser Beam Impacts on Teeth. *Journal of the American Dental Association*, 70, 601-606.
- 164.Kantola, S. (1973) Laser-induced effects on tooth structure. VII. X-ray diffraction study of dentine exposed to a CO2 laser. *Acta odontologica Scandinavica*, 31 (6), 381-386.
- 165.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. *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 20 (1), 27-35.
- 166.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 in surgery and medicine*, 15 (3), 269-276.
- 167.Stern, R.H.,Sognnaes, R.F. (1964) Laser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res*, 43, 873.
- 168.Usumez, A.,Aykent, F. (2003) Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90 (1), 24-30.
- 169.Yazıcı, R. (1999). Kompozit Rezin Restorasyonlarda İki Farklı Yüzey Pürüzlendirme Yöntemi Olan Asit ve Lazerin Kenar Sızıntısına Etkisinin İn Vitro Olarak İncelenmesi.Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
- 170.von Fraunhofer, J.A., Allen, D.J.,Orbell, G.M. (1993) Laser etching of enamel for direct bonding. *The Angle orthodontist*, 63 (1), 73-76.
- 171.Palma Dibb, R.G., Milori Corona, S.A., Borsatto, M.C., Ferreira, K.C., Pereira Ramos, R.,Djalma Pecora, J. (2002) Assessing microleakage on class V composite resin restorations after Er:YAG laser preparation varying

the adhesive systems. *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 20 (3), 129-133.

172. Pelagalli, J., Gimbel, C.B., Hansen, R.T., Swett, A., Winn, D.W., 2nd. (1997) Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation--phase I. *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 15 (3), 109-115.

173. Ekworapoj, P., Sidhu, S.K., McCabe, J.F. (2007) Effect of different power parameters of Er,Cr:YSGG laser on human dentine. *Lasers in medical science*, 22 (3), 175-182.

174. 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. *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 17 (3), 105-109.

175. Stock, K., Hibst, R., Keller, U. (1997) Comparison of Er:YAG and Er:YSGG laser ablation of dental hard tissue. *Proc SPIE*, 3192, 88-95.

176. 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. *Photomedicine and laser surgery*, 24 (6), 715-722.

177. 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. *Microscopy research and technique*, 70 (9), 803-808.

178. 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. *European journal of oral sciences*, 110 (4), 322-329.

179. 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. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 21 (7), 616-624.

180. 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. *Journal of oral rehabilitation*, 30 (5), 515-521.

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

182.Aranha, A.C., Turbino, M.L., Powell, G.L., Eduardo Cde, P. (2005) Assessing microleakage of class V resin composite restorations after Er:YAG laser and bur preparation. *Lasers in surgery and medicine*, 37 (2), 172-177.

183.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 in surgery and medicine*, 35 (1), 51-57.

184.Cardoso, M.V., Coutinho, E., Ermis, R.B., Poitevin, A., Van Landuyt, K., De Munck, J. ve diğ erleri. (2008) Influence of dentin cavity surface finishing on micro-tensile bond strength of adhesives. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 24 (4), 492-501.

185.Coluzzi, D.J. (2004) Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dental clinics of North America*, 48 (4), 751-770, v.

186.Işık. (2011). Erişim: 19 Eylül 2011, Ağ Sitesi: <http://tr.wikipedia.org/wiki/I%C5%9F%C4%B1k>

187.Yazıcı, E. (2009). Er:YAG Lazerin Farklı Atım Süreleriyle Uygulanmasının Etch&Rinse Adeziv Sistemlerde Kullanılan Bir Kompozitin Mine ve Dentine Mikro Gerilim Bağlanma Dayanıklılığı Üzerine Etkisi.Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.

188.Foton. (2011). Erişim: 19 Eylül 2011, Ağ Sitesi: <http://tr.wikipedia.org/wiki/Foton>

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

190.Elektromanyetik Işın. (2011). Ağ Sitesi: [http://tr.wikipedia.org/wiki/Elektromanyetik ışın](http://tr.wikipedia.org/wiki/Elektromanyetik_ışın)

- 191.Bohr Atom Modeli. (2011). Erişim: 19 Eylöl 2011, Ağ Sitesi: http://tr.wikipedia.org/wiki/Bohr_Atom_Modeli
- 192.Einstein, A. (1917) Zur Quantentheorie der Strahlung (On the Quantum Theory of Radiation). *Physika Zeitschrift*, 18, 121-128.
- 193.Wintner, E.,Strassl, M. (2006). Oral Laser Application. A. Moritz (Ed.). Basic Information on Lasers (1 bs., s. 1-55). Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH
- 194.Schawlow, A.L.,Townes, C.H. (1958) Infrared and optical masers. *Phys. Rev.*, 112, 1940-1949.
- 195.Lazer. (2011). Erişim: 19 Eylöl 2011, Ağ Sitesi: <http://tr.wikipedia.org/wiki/Lazer>
- 196.Erdoğan, S. (2007). Lazerle Delmede İşleme Parametrelerinin Delik Kalitesine Olan Etkisinin Deneysel Arastırılması.Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara.
- 197.Parker, S. (2007) Verifiable CPD paper: laser-tissue interaction. *British dental journal*, 202 (2), 73-81.
- 198.Dederich, D.N. (1993) Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *Journal of the American Dental Association*, 124 (2), 57-61.
- 199.E-Bölten. (2011). Erişim: 19 Eylöl 2011, Ağ Sitesi: <http://www.medicadent.com/online.asp?id=5>
- 200.Frank, F. (1989) Laser light and tissue biophysical aspects of medial laser application. *SPIE Lasers Med*, 1353, 37-45.
- 201.Convissar, R.A. (2004) The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. *Dental clinics of North America*, 48 (4), 771-794, v.
- 202.Walsh, L.J. (2003) The current status of laser applications in dentistry. *Australian dental journal*, 48 (3), 146-155; quiz 198.
- 203.Fotona: Producing the Highest Performance Laser Systems for Over Forty Years. (2011). Erişim 19 Eylöl 2011, Ağ Sitesi: http://www.fotona.com/media/press/Quark_corporate_profile.pdf
- 204.Lukac, M., Marko, M.,Ladislav, G. (2004) Super VSP Er:YAG Pulses for Fast and Precise Cavity Preparation. *J Oral Laser Applic*, 4, 171-173.

- 205.Strassl, M., Kasenbacher, A.,Wintner, E. (2002) Ultrashort Laser Pulses in Dentistry. *J Oral Laser Applic*, 2, 213-222.
- 206.Corona, S.A., de Souza, A.E., Chinelatti, M.A., Borsatto, M.C., Pecora, J.D.,Palma-Dibb, R.G. (2007) Effect of energy and pulse repetition rate of Er: YAG laser on dentin ablation ability and morphological analysis of the laser-irradiated substrate. *Photomedicine and laser surgery*, 25 (1), 26-33.
- 207.Meister, J., Franzen, R., Apel, C.,Gutknecht, N. (2004) Influence of the spatial beam profile on hard tissue ablation, part II: pulse energy and energy density distribution in simple beams. *Lasers in medical science*, 19 (2), 112-118.
- 208.Meister, J., Apel, C., Franzen, R.,Gutknecht, N. (2003) Influence of the spatial beam profile on hard tissue ablation. Part I: Multimode emitting Er:YAG lasers. *Lasers in medical science*, 18 (2), 112-118.
- 209.Barat, K. (2006). Laser Safety Management: CRC Press.
- 210.Laser safety. (2011). 20.09.2011, Ağ Sitesi: http://en.wikipedia.org/wiki/Laser_safety
- 211.IEC 60825-1. (2007). Ağ Sitesi: http://webstore.iec.ch/preview/info_iec60825-1%7Bed2.0%7Db.pdf
- 212.ANSI 136- Chapter 64 E-4 Control of Nonionizing Radiation Hazards. Ağ Sitesi: <http://www.doh.state.fl.us/environment/radiation/regs/chapter64E-4.pdf>
- 213.Beer, F., Strassl, M.,Wernisch, J. (2006). Laser Safety. A. Moritz (Ed.). Oral Laser Application (s. 57-73). Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH
- 214.Yenen, Z. (2008). İkinci Sınıf Kompozit Kavite Preparasyonu ve Pürüzlendirme işlemlerinde Er,Cr:YSGG Lazer Kullanımının Mine ve Dentinin Yüzey Morfolojisi ve Kenar Sızıntısı Üzerine Etkilerinin İn Vitro Olarak İncelenmesi.Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Ankara.
- 215.Dederich, D.N.,Bushick, R.D. (2004) Lasers in dentistry: separating science from hype. *Journal of the American Dental Association*, 135 (2), 204-212; quiz 229.
- 216.Rechmann, P., Goldin, D.S.,Hennig, T. (1998) Er:YAG lasers in dentistry: an overview. *SPIE*, 3248, 0277-0286.

- 217.Sakurai, Y., Yamaguchi, M.,Abiko, Y. (2000) Inhibitory effect of low-level laser irradiation on LPS-stimulated prostaglandin E2 production and cyclooxygenase-2 in human gingival fibroblasts. *European journal of oral sciences*, 108 (1), 29-34.
- 218.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. *Journal of periodontal research*, 37 (1), 50-59.
- 219.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 in surgery and medicine*, 33 (2), 140-147.
- 220.Strauss, R.A.,Fallon, S.D. (2004) Lasers in contemporary oral and maxillofacial surgery. *Dental clinics of North America*, 48 (4), 861-888, vi.
- 221.Sulewski, J.G. (2000) Historical survey of laser dentistry. *Dental clinics of North America*, 44 (4), 717-752.
- 222.De Moor, R.J.,Delme, K.I. (2009) Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure: part 1. Laser-assisted cavity preparation. *The journal of adhesive dentistry*, 11 (6), 427-438.
- 223.Shahabi, S., Ebrahimpour, L.,Walsh, L.J. (2008) Microleakage of composite resin restorations in cervical cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser radiation. *Australian dental journal*, 53 (2), 172-175.
- 224.Uzer, Ç.E., Ergücü, Z., Türkün, L.S.,Türkün, M. (2006) Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının dentinin kompozisyonu ve mikrosertliği üzerine etkisi. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 9, 15-20.
- 225.Hossain, M., Nakamura, Y., Yamada, Y., Murakami, Y.,Matsumoto, K. (2002) Microleakage of composite resin restoration in cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation and etched bur cavities in primary teeth. *The Journal of clinical pediatric dentistry*, 26 (3), 263-268.

- 226.Wallace, R.J., Whitters, C.J., McGeough, J.A.,Muir, A. (2004) Experimental evaluation of laser cutting of bone. *Journal of Materials Processing Technology*, 149 (1-3), 557-560.
- 227.Coluzzi, D.J. (2000) An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dental clinics of North America*, 44 (4), 753-765.
- 228.Omae, M., Inoue, M., Itota, T., Finger, W.J., Tanaka, K., Yamamoto, K. ve diğerleri. (2007) Effect of a desensitizing agent containing glutaraldehyde and HEMA on bond strength to Er:YAG laser-irradiated dentine. *Journal of dentistry*, 35 (5), 398-402.
- 229.Duke, E.S. (1993) Adhesion and its application with restorative materials. *Dental clinics of North America*, 37 (3), 329-340.
- 230.Eakle, W.S. (1986) Fracture resistance of teeth restored with class II bonded composite resin. *Journal of dental research*, 65 (2), 149-153.
- 231.De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M. ve diğerleri. (2005) A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research*, 84 (2), 118-132.
- 232.Van Meerbeek, B., Inokoshi, S., Braem, M., Lambrechts, P.,Vanherle, G. (1992) Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *Journal of dental research*, 71 (8), 1530-1540.
- 233.Perdigao, J., Lambrechts, P., van Meerbeek, B., Tome, A.R., Vanherle, G.,Lopes, A.B. (1996) Morphological field emission-SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 12 (4), 262-271.
- 234.Nakabayashi, N.,Pashley, D. (1998). Acid conditioning and hybridization of substrates. Nakabayashi N & Pashley D (Ed.). Hybridization of Dental Hard Tissues (s. 37-56). Osaka: Quintessence Publishing Co, Inc
- 235.Van Meerbeek, B., Vargas, M., Inoue, S., Yoshida, Y., Peumans, M., Lambrechts, P. ve diğerleri. (2001) Adhesives and Cements to Promote Preservation Dentistry. *Oper Dent.*, Suppl. 6, 119-144.

- 236.Tyas, M.J.,Burrow, M.F. (2004) Adhesive restorative materials: a review. *Australian dental journal*, 49 (3), 112-121; quiz 154.
- 237.Van Meerbeek, B., Perdigao, J., Lambrechts, P.,Vanherle, G. (1998) The clinical performance of adhesives. *Journal of dentistry*, 26 (1), 1-20.
- 238.Swift, E.J., Jr. (2002) Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatric dentistry*, 24 (5), 456-461.
- 239.Kanca, J., 3rd. (1992) Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. *Quintessence international*, 23 (1), 39-41.
- 240.Erickson, R.L. (1992) Surface interactions of dentin adhesive materials. *Operative dentistry*, Suppl 5, 81-94.
- 241.Douglas, W.H. (1989) Clinical status of dentine bonding agents. *Journal of dentistry*, 17 (5), 209-215.
- 242.Gwinnet, A.J., Tay, F.R.,Wei, S.H.Y. (1996). Bridging the gap between overly dry and overwet bonding phenomenon optimization of dentin hybridization and tubular seal. Shinimo M, Maeda T, Suda H & Takahashi K (Ed.). *Dentin Pulp Complex* (s. 359-363). Tokyo: Quintessene Publishing Co, Inc
- 243.Perdigao, J.,Lopes, M. (1999) Dentin bonding state of the art 1999. *Compendium of continuing education in dentistry*, 20 (12), 1151-1162.
- 244.Perdigao, J. (2002) Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dental clinics of North America*, 46 (2), 277-301, vi.
- 245.Tay, F.R.,Pashley, D.H. (2001) Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 17 (4), 296-308.
- 246.Watanabe, I., Nakabayashi, N.,Pashley, D.H. (1994) Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *Journal of dental research*, 73 (6), 1212-1220.
- 247.Strydom, C. (2004) Self-etching adhesives: review of adhesion to tooth structure part I. *SADJ : journal of the South African Dental Association = tydskrif van die Suid-Afrikaanse Tandheelkundige Vereniging*, 59 (10), 413, 415-417, 419.

248. Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P. ve diğerleri. (2003) Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative dentistry*, 28 (3), 215-235.
249. Yoshida, Y., Nagakane, K., Fukuda, R., Nakayama, Y., Okazaki, M., Shintani, H. ve diğerleri. (2004) Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of dental research*, 83 (6), 454-458.
250. Nakabayashi, N., Saimi, Y. (1996) Bonding to intact dentin. *Journal of dental research*, 75 (9), 1706-1715.
251. Hosoya, Y. (1994) Resin adhesion to the ground young permanent enamel: influence of etching times and thermal cycling test. *The Journal of clinical pediatric dentistry*, 18 (2), 115-122.
252. Yoshida, Y., Van Meerbeek, B., Nakayama, Y., Snauwaert, J., Hellemans, L., Lambrechts, P. ve diğerleri. (2000) Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *Journal of dental research*, 79 (2), 709-714.
253. Inoue, S., Van Meerbeek, B., Abe, Y., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G. ve diğerleri. (2001) Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 17 (5), 445-455.
254. De Munck, J., Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Inoue, S., Suzuki, K., Lambrechts, P. (2004) Four-year water degradation of a resin-modified glass-ionomer adhesive bonded to dentin. *European journal of oral sciences*, 112 (1), 73-83.
255. Asakawa, T., Manabe, A., Holn, K., Inoue, M., Hisamitsu, H., Saso, R. (2001) Efficacy of dentin adhesives in primary and permanent teeth. *J Clin Pediatr Dent.*, 25 (3), 231-236.
256. El-Kalla, I.H., Garcia-Godoy, F. (1998) Bond strength and interfacial micromorphology of compomers in primary and permanent teeth. *Int J Paediatr Dent*, 8 (2), 103-114.

- 257.Nor, J.E., Feigal, R.J., Dennison, J.B.,Edwards, C.A. (1996) Dentin bonding: SEM comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *Journal of dental research*, 75 (6), 1396-1403.
- 258.Agostini, F.G., Kaaden, C.,Powers, J.M. (2001) Bond strength of self-etching primers to enamel and dentin of primary teeth. *Pediatric dentistry*, 23 (6), 481-486.
- 259.Finger, W.J., Lee, K.S.,Podszun, W. (1996) Monomers with low oxygen inhibition as enamel/dentin adhesives. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 12 (4), 256-261.
- 260.Peutzfeldt, A. (1997) Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*, 105 (2), 97-116.
- 261.Tanumiharja, M., Burrow, M.F.,Tyas, M.J. (2000) Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 16 (3), 180-187.
- 262.McCabe, J.F.,Walls, A.W.G. (1998). Applied Dental Materials (8 bs., s. 154-238). Malden, USA: Blackwell Science Ltd
- 263.Tak, Ö. (2008). İki Farklı Polimerizasyon Mekanizmasına Sahip Rezin Simanların Pulpa Odasına Diffüze olan HEMA Miktarının İncelenmesi.Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya.
- 264.Tarumi, H., Imazato, S., Ehara, A., Kato, S., Ebi, N.,Ebisu, S. (1999) Post-irradiation polymerization of composites containing bis-GMA and TEGDMA. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 15 (4), 238-242.
- 265.Ratanasathien, S., Wataha, J.C., Hanks, C.T.,Dennison, J.B. (1995) Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts. *Journal of dental research*, 74 (9), 1602-1606.
- 266.Reichl, F.X., Simon, S., Esters, M., Seiss, M., Kehe, K., Kleinsasser, N. ve diğerleri. (2006) Cytotoxicity of dental composite (co)monomers and the amalgam component Hg(2+) in human gingival fibroblasts. *Archives of toxicology*, 80 (8), 465-472.
- 267.Geurtsen, W., Lehmann, F., Spahl, W.,Leyhausen, G. (1998) Cytotoxicity of 35 dental resin composite monomers/additives in permanent

- 3T3 and three human primary fibroblast cultures. *Journal of biomedical materials research*, 41 (3), 474-480.
- 268.Szep, S., Kunkel, A., Ronge, K.,Heidemann, D. (2002) Cytotoxicity of modern dentin adhesives--in vitro testing on gingival fibroblasts. *Journal of biomedical materials research*, 63 (1), 53-60.
- 269.Ruyter, I.E.,Sjovik, I.J. (1981) Composition of dental resin and composite materials. *Acta Odontol Scand*, 39, 133-146.
- 270.Kaga, M., Noda, M., Ferracane, J.L., Nakamura, W., Oguchi, H.,Sano, H. (2001) The in vitro cytotoxicity of eluates from dentin bonding resins and their effect on tyrosine phosphorylation of L929 cells. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 17 (4), 333-339.
- 271.Hamid, A.,Hume, W.R. (1997) Diffusion of resin monomers through human carious dentin in vitro. *Endodontics & dental traumatology*, 13 (1), 1-5.
- 272.Hamid, A., Sutton, W.,Hume, W.R. (1996) Variation in phosphoric acid concentration and treatment time and HEMA diffusion through dentin. *American journal of dentistry*, 9 (5), 211-214.
- 273.Çetingüç, A. (2005). Üç Dentin Bağlayıcı Sistem Uygulaması ile Yaşlı ve Genç Süt Dişi Dentininden Geçen HEMA Miktarının Belirlenmesi.Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
- 274.Pashley, E.L., Zhang, Y., Lockwood, P.E., Rueggeberg, F.A.,Pashley, D.H. (1998) Effects of HEMA on water evaporation from water-HEMA mixtures. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 14 (1), 6-10.
- 275.Nakaoki, Y., Nikaido, T., Pereira, P.N., Inokoshi, S.,Tagami, J. (2000) Dimensional changes of demineralized dentin treated with HEMA primers. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 16 (6), 441-446.
- 276.Nishiyama, N., Suzuki, K., Nagatsuka, A., Yokota, I.,Nemoto, K. (2003) Dissociation states of collagen functional groups and their effects on the priming efficacy of HEMA bonded to collagen. *Journal of dental research*, 82 (4), 257-261.

- 277.Spahl, W., Budzikiewicz, H.,Geurtsen, W. (1998) Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *Journal of dentistry*, 26 (2), 137-145.
- 278.Ferracane, J.L. (1994) Elution of leachable components from composites. *Journal of oral rehabilitation*, 21 (4), 441-452.
- 279.Costa, C.A., Hebling, J.,Hanks, C.T. (2000) Current status of pulp capping with dentin adhesive systems: a review. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 16 (3), 188-197.
- 280.Rueggeberg, F.A.,Margeson, D.H. (1990) The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *Journal of dental research*, 69 (10), 1652-1658.
- 281.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. *Journal of oral rehabilitation*, 29 (7), 662-667.
- 282.Imazato, S., McCabe, J.F., Tarumi, H., Ehara, A.,Ebisu, S. (2001) Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 17 (2), 178-183.
- 283.Hamid, A., Okamoto, A., Iwaku, M.,Hume, W.R. (1998) Component release from light-activated glass ionomer and compomer cements. *Journal of oral rehabilitation*, 25 (2), 94-99.
- 284.Costa, C.A., Vaerten, M.A., Edwards, C.A.,Hanks, C.T. (1999) Cytotoxic effects of current dental adhesive systems on immortalized odontoblast cell line MDPC-23. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 15 (6), 434-441.
- 285.Rakich, D.R., Wataha, J.C., Lefebvre, C.A.,Weller, R.N. (1998) Effects of dentin bonding agents on macrophage mitochondrial activity. *Journal of endodontics*, 24 (8), 528-533.

- 286.Sandberg, E., Bergenholtz, G., Eklund, C.,Dahlgren, U.I. (2002) HEMA bound to self-protein promotes auto-antibody production in mice. *Journal of dental research*, 81 (9), 633-636.
- 287.Nakamura, M., Oshima, H.,Hashimoto, Y. (2003) Monomer permeability of disposable dental gloves. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90 (1), 81-85.
- 288.Huang, F.M., Chou, M.Y.,Chang, Y.C. (2003) Dentin bonding agents induce c-fos and c-jun protooncogenes expression in human gingival fibroblasts. *Biomaterials*, 24 (1), 157-163.
- 289.Kleinsasser, N.H., Wallner, B.C., Harreus, U.A., Kleinjung, T., Folwaczny, M., Hickel, R. ve diğeri. (2004) Genotoxicity and cytotoxicity of dental materials in human lymphocytes as assessed by the single cell microgel electrophoresis (comet) assay. *Journal of dentistry*, 32 (3), 229-234.
- 290.Paranjpe, A., Bordador, L.C., Wang, M.Y., Hume, W.R.,Jewett, A. (2005) Resin monomer 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) is a potent inducer of apoptotic cell death in human and mouse cells. *Journal of dental research*, 84 (2), 172-177.
- 291.Imazato, S., Tarumi, H., Ebi, N.,Ebisu, S. (2000) Cytotoxic effects of composite restorations employing self-etching primers or experimental antibacterial primers. *Journal of dentistry*, 28 (1), 61-67.
- 292.Munksgaard, E.C., Peutzfeldt, A.,Asmussen, E. (2000) Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *European journal of oral sciences*, 108 (4), 341-345.
- 293.Pulgar, R., Olea-Serrano, M.F., Novillo-Fertrell, A., Rivas, A., Pazos, P., Pedraza, V. ve diğeri. (2000) Determination of bisphenol A and related aromatic compounds released from bis-GMA-based composites and sealants by high performance liquid chromatography. *Environmental health perspectives*, 108 (1), 21-27.
- 294.Koda, T., Tsuchiya, H., Yamauchi, M., Hoshino, Y., Takagi, N.,Kawano, J. (1989) High-performance liquid chromatographic estimation of eluates from denture base polymers. *Journal of dentistry*, 17 (2), 84-89.

- 295.Yıldız, A.,Genç, Ö. (1993) Enstrümental Analiz. *Hacettepe Üniversitesi Yayınları.*, 421-438.
- 296.Meyer, V.R. (1988). Theoretical principals. V. R. Meyer (Ed.). Practical High-Performance Liquid Chromatography (s. 15-43). Chichester: John Wiley& Sons Ltd
- 297.Smith, R.M. (1998). Liquid chromatography. R. M. Smith (Ed.). Gas and Liquid chromatography in analytical chemistry (c. 8, s. 179-191): St. Edmundsbury Press, Suffolk.
- 298.Smith, R.M. (1998). Detection in high-performance liquid chromatography. R. M. Smith (Ed.). Gas and Liquid chromatography in analytical chemistry (c. 11, s. 232-262): St. Edmundsbury Press, Suffolk.
- 299.Smith, R.M. (1998). High-performance liquid chromatography seperation methods: columns and mobile phases. R. M. Smith (Ed.). Gas and Liquid chromatography in analytical chemistry (c. 12, s. 263-310): St. Edmundsbury Press, Suffolk.
- 300.Skoog, D.A.,Leary, J.J. (1992). High-performance liquid chromatography. D. A. Skoog & J. J. Leary (Ed.). Principals of instrumental analysis (4. bs., c. 26, s. 628-669). Philadelphia: Saunders Company.
- 301.Hamilton, R.J.,Sewell, P.A. (1982). Introduction to High Performance Liquid Chromatography. R. J. Hamilton & P. A. Sewell (Ed.). Introduction to High Performance Liquid Chromatography (2. bs., c. 1, s. 1-12): Chapman and Hall, Bristol.
- 302.Sadek, P.C. (2000). HPLC system components. P. C. Sadek (Ed.). Troubleshooting HPLC systems (c. 1, s. 7-37). New York: John Wiley&Sons, Inc.
- 303.Robinson, J.W. (1995). Chromatography. J. W. Robinson (Ed.). Undergraduate instrumental analysis (5. bs., c. 13, s. 576-660). New York: Marcel Dekker Inc.
- 304.Altıntaş, S.H. (2007). Farklı rezin simanların artık monomer salınımının in vitro şartlarda incelenmesi.Doktora tezi, SÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.

- 305.Silikas, N.,Watts, D.C. (2000) High pressure liquid chromatography of dentin primers and bonding agents. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 16 (2), 81-88.
- 306.Tuna, E.B. (2006). Süt ve sürekli dişlerde kullanılan dört farklı kompozit materyalden monomer salımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, İstanbul.
- 307.Bilgin, B. (2002). Çürük profilaksisinde kullanılan dört farklı materyalin in vivo ve in vitro koşullarda karşılaştırmalı olarak incelenmesi.Doktora tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- 308.Kızıltan, B. (2004). Gu nu mu zde kullanılan iki tip bağlayıcı ajanın fibroblast hü creleri u zerindeki sitotoksik etkilerinin incelenmesi.Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, İstanbul.
- 309.Nayır, E. (1999) Dishekimliği maddeler bilgisi. *İÜ Dis Hek Fak*, 131-145.
- 310.Al-Hiyasat, A.S., Darmani, H.,Elbetieha, A.M. (2004) Leached components from dental composites and their effects on fertility of female mice. *European journal of oral sciences*, 112 (3), 267-272.
- 311.Eliades, T., Eliades, G., Brantley, W.A.,Johnston, W.M. (1995) Residual monomer leaching from chemically cured and visible light-cured orthodontic adhesives. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 108 (3), 316-321.
- 312.Gerzina, T.M.,Hume, W.R. (1994) Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro. *Journal of oral rehabilitation*, 21 (4), 463-468.
- 313.Hansel, C., Leyhausen, G., Mai, U.E.,Geurtsen, W. (1998) Effects of various resin composite (co)monomers and extracts on two caries-associated micro-organisms in vitro. *Journal of dental research*, 77 (1), 60-67.

- 314.Nathanson, D., Lertpitayakun, P., Lamkin, M.S., Edalatpour, M.,Chou, L.L. (1997) In vitro elution of leachable components from dental sealants. *Journal of the American Dental Association*, 128 (11), 1517-1523.
- 315.Noda, M., Komatsu, H.,Sano, H. (1999) HPLC analysis of dental resin composites components. *Journal of biomedical materials research*, 47 (3), 374-378.
- 316.Ortengren, U., Wellendorf, H., Karlsson, S.,Ruyter, I.E. (2001) Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *Journal of oral rehabilitation*, 28 (12), 1106-1115.
- 317.Pearson, G.J.,Longman, C.M. (1989) Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. *Journal of oral rehabilitation*, 16 (1), 57-61.
- 318.Tanaka, K., Taira, M., Shintani, H., Wakasa, K.,Yamaki, M. (1991) Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible-light-cured dental composite resin when immersed in water. *Journal of oral rehabilitation*, 18 (4), 353-362.
- 319.Yap, A.U., Han, V.T., Soh, M.S.,Siow, K.S. (2004) Elution of leachable components from composites after LED and halogen light irradiation. *Operative dentistry*, 29 (4), 448-453.
- 320.Hume, W.R. (1985) A New technique for screening chemical toxicity to the pulp from dental restorative materials and procedures. *J Dent Res*, 64, 1322-1325.
- 321.Rathke, A., Alt, A., Gambin, N.,Haller, B. (2007) Dentin diffusion of HEMA released from etch-and-rinse and self-etch bonding systems. *European journal of oral sciences*, 115 (6), 510-516.
- 322.Phillips, R.W. (1991). Skinner's science of dental materials. W. B. Saunders (Ed.). (9. bs.). Philadelphia.
- 323.Pashley, D.H.,Matthews, W.G. (1993) The effects of outward forced convective flow on inward diffusion in human dentine in vitro. *Archives of oral biology*, 38 (7), 577-582.

- 324.Camps, J., Giustiniani, S., Dejou, J.,Franquin, J.C. (1997) Low versus high pressure for in vitro determination of hydraulic conductance of human dentine. *Archives of oral biology*, 42 (4), 293-298.
- 325.Pashley, D.H., Agee, K., Zhang, Y., Smith, A., Tavss, E.A.,Gambogi, R.J. (2002) The effects of outward forced convective flow on inward diffusion of potassium across human dentin. *American journal of dentistry*, 15 (4), 256-261.
- 326.Abou Hashieh, I., Franquin, J.C., Cosset, A., Dejou, J.,Camps, J. (1998) Relationship between dentine hydraulic conductance and the cytotoxicity of four dentine bonding resins in vitro. *Journal of dentistry*, 26 (5-6), 473-477.
- 327.Hatton, J.F., Pashley, D.H., Shunk, J.,Stewart, G.P. (1994) In vitro and in vivo measurement of remaining dentin thickness. *Journal of endodontics*, 20 (12), 580-584.
- 328.Hilton, T.J. (1996) Cavity sealers, liners, and bases: current philosophies and indications for use. *Operative dentistry*, 21 (4), 134-146.
- 329.Murray, P.E., Smith, A.J., Windsor, L.J.,Mjor, I.A. (2003) Remaining dentine thickness and human pulp responses. *International endodontic journal*, 36 (1), 33-43.
- 330.Pashley, D.H.,Pashley, E.L. (1991) Dentin permeability and restorative dentistry: a status report for the American Journal of Dentistry. *American journal of dentistry*, 4 (1), 5-9.
- 331.Stanley, H.R. (1993) Pulpal responses to conditioning and bonding agents. *Journal of esthetic dentistry*, 5 (5), 208-214.
- 332.Stanley, H.R., Going, R.E.,Chauncey, H.H. (1975) Human pulp response to acid pretreatment of dentin and to composite restoration. *Journal of the American Dental Association*, 91 (4), 817-825.
- 333.Schuurs, A.H., Gruythuysen, R.J.,Wesselink, P.R. (2000) Pulp capping with adhesive resin-based composite vs. calcium hydroxide: a review. *Endodontics & dental traumatology*, 16 (6), 240-250.
- 334.Hebling, J., Giro, E.M.,Costa, C.A. (1999) Human pulp response after an adhesive system application in deep cavities. *Journal of dentistry*, 27 (8), 557-564.

- 335.al-Dawood, A.,Wennberg, A. (1993) Biocompatibility of dentin bonding agents. *Endodontics & dental traumatology*, 9 (1), 1-7.
- 336.Daculsi, G., LeGeros, R.Z., Jean, A.,Kerebel, B. (1987) Possible physico-chemical processes in human dentin caries. *Journal of dental research*, 66 (8), 1356-1359.
- 337.Nakajima, M., Sano, H., Urabe, I., Tagami, J.,Pashley, D.H. (2000) Bond strengths of single-bottle dentin adhesives to caries-affected dentin. *Operative dentistry*, 25 (1), 2-10.
- 338.Michelich, V.J., Schuster, G.S.,Pashley, D.H. (1980) Bacterial penetration of human dentin in vitro. *Journal of dental research*, 59 (8), 1398-1403.
- 339.Rueggeberg, F.A., Dlugokinski, M.,Ergle, J.W. (1999) Minimizing patients' exposure to uncured components in a dental sealant. *Journal of the American Dental Association*, 130 (12), 1751-1757.
- 340.Bala, O.,Türköz, E. (1995) Görünür Işıkla Sertleşen Kompozit Dolgu Maddelerinde Artık Monomer Miktarını Etkileyen Faktörler. *Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 22 (2), 131-136.
- 341.Elliott, J.E., Lovell, L.G.,Bowman, C.N. (2001) Primary cyclization in the polymerization of bis-GMA and TEGDMA: a modeling approach to understanding the cure of dental resins. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 17 (3), 221-229.
- 342.Arenholt-Bindslev, D., Breinholt, V., Preiss, A.,Schmalz, G. (1999) Time-related bisphenol-A content and estrogenic activity in saliva samples collected in relation to placement of fissure sealants. *Clinical oral investigations*, 3 (3), 120-125.
- 343.Baker, S., Brooks, S.C.,Walker, D.M. (1988) The release of residual monomeric methyl methacrylate from acrylic appliances in the human mouth: an assay for monomer in saliva. *Journal of dental research*, 67 (10), 1295-1299.
- 344.Eliades, G., Eliades, T., Brantley, W.A.,Watts, D.C. (2003). *Dental Materials in Vivo, Aging and Related Phenomena* (s. 99-119). Chicago, USA: Quintessence Publishing Co, Inc.

- 345.Forss, H. (1993) Release of fluoride and other elements from light-cured glass ionomers in neutral and acidic conditions. *Journal of dental research*, 72 (8), 1257-1262.
- 346.Geurtsen, W., Spahl, W.,Leyhausen, G. (1998) Residual monomer/additive release and variability in cytotoxicity of light-curing glass-ionomer cements and compomers. *Journal of dental research*, 77 (12), 2012-2019.
- 347.Geurtsen, W., Spahl, W.,Leyhausen, G. (1999) Variability of cytotoxicity and leaching of substances from four light-curing pit and fissure sealants. *Journal of biomedical materials research*, 44 (1), 73-77.
- 348.Hallstrom, U. (1993) Adverse reaction to a fissure sealant: report of case. *ASDC journal of dentistry for children*, 60 (2), 143-146.
- 349.Kehe, K., Reichl, F.X., Durner, J., Walther, U., Hickel, R.,Forth, W. (2001) Cytotoxicity of dental composite components and mercury compounds in pulmonary cells. *Biomaterials*, 22 (4), 317-322.
- 350.Lovell, L.G., Newman, S.M.,Bowman, C.N. (1999) The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *Journal of dental research*, 78 (8), 1469-1476.
- 351.Mitra, S.B., Wu, D.,Holmes, B.N. (2003) An application of nanotechnology in advanced dental materials. *Journal of the American Dental Association*, 134 (10), 1382-1390.
- 352.Muller, H., Olsson, S.,Soderholm, K.J. (1997) The effect of comonomer composition, silane heating, and filler type on aqueous TEGDMA leachability in model resin composites. *European journal of oral sciences*, 105 (4), 362-368.
- 353.Olea, N., Pulgar, R., Perez, P., Olea-Serrano, F., Rivas, A., Novillo-Fertrell, A. ve diğ erleri. (1996) Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry. *Environmental health perspectives*, 104 (3), 298-305.
- 354.Price, R.B., Felix, C.A.,Andreou, P. (2003) Evaluation of a second-generation LED curing light. *J Can Dent Assoc*, 69 (10), 666.

- 355.Spagnuolo, G., Annunziata, M.,Rengo, S. (2004) Cytotoxicity and oxidative stress caused by dental adhesive systems cured with halogen and LED lights. *Clinical oral investigations*, 8 (2), 81-85.
- 356.Stanislawski, L., Lefeuvre, M., Bourd, K., Soheili-Majd, E., Goldberg, M.,Perianin, A. (2003) TEGDMA-induced toxicity in human fibroblasts is associated with early and drastic glutathione depletion with subsequent production of oxygen reactive species. *Journal of biomedical materials research. Part A*, 66 (3), 476-482.
- 357.Ure, D.,Harris, J. (2003) Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dental update*, 30 (1), 10-15.
- 358.Yap, A.U., Tan, S.H., Wee, S.S., Lee, C.W., Lim, E.L.,Zeng, K.Y. (2001) Chemical degradation of composite restoratives. *Journal of oral rehabilitation*, 28 (11), 1015-1021.
- 359.Ruyter, I.E.,Oysaed, H. (1988) Analysis and characterization of dental polymers. *CRC Crit Rev Biocompatib*, 4, 247-279.
- 360.Moharamzadeh, K., Van Noort, R., Brook, I.M.,Scutt, A.M. (2007) HPLC analysis of components released from dental composites with different resin compositions using different extraction media. *Journal of materials science. Materials in medicine*, 18 (1), 133-137.
- 361.Altintas, S.H.,Usumez, A. (2008) Evaluation of monomer leaching from a dual cured resin cement. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 86 (2), 523-529.
- 362.Camps, J., Santin, V., Rieu, R., Fuseri, J.,Franquin, J.C. (1996) Effects of pulsatile versus non-pulsatile pulpal pressure simulations on diffusional transport across human dentine in vitro. *Archives of oral biology*, 41 (8-9), 837-843.
- 363.Camps, J., Tardieu, C., Dejou, J., Franquin, J.C., Ladaique, P.,Rieu, R. (1997) In vitro cytotoxicity of dental adhesive systems under simulated pulpal pressure. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 13 (1), 34-42.

364. Matthews, B., Vongsavan, N. (1994) Interactions between neural and hydrodynamic mechanisms in dentine and pulp. *Archives of oral biology*, 39 Suppl, 87S-95S.
365. Pashley, D.H. (1996) Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists*, 7 (2), 104-133.
366. Tagami, J., Nakajima, M., Hosada, H. (1994) Influence of dentine primers on the flow of bovine serum through dentine. *Archs Oral Biol*, 39 (suppl), 146.
367. Nikaido, T., Burrow, M.F., Tagami, J., Takatsu, T. (1995) Effect of pulpal pressure on adhesion of resin composite to dentin: bovine serum versus saline. *Quintessence international*, 26 (3), 221-226.
368. Pashley, D.H. (1979) The influence of dentin permeability and pulpal blood flow on pulpal solute concentrations. *Journal of endodontics*, 5 (12), 355-361.
369. Hashieh, I.A., Cosset, A., Franquin, J.C., Camps, J. (1999) In vitro cytotoxicity of one-step dentin bonding systems. *Journal of endodontics*, 25 (2), 89-92.
370. Yu, X.Y., Davis, E.L., Joynt, R.B., Wieczkowski, G., Jr. (1992) Origination and progression of microleakage in a restoration with a smear layer-mediated dentinal bonding agent. *Quintessence international*, 23 (8), 551-555.
371. Vassiliadis, L., Liolios, E., Kouvas, V., Economides, N. (1996) Effect of smear layer on coronal microleakage. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, 82 (3), 315-320.
372. Hayakawa, T., Nemoto, K., Horie, K. (1995) Adhesion of composite to polished dentin retaining its smear layer. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 11 (3), 218-222.
373. Gettleman, B.H., Messer, H.H., ElDeeb, M.E. (1991) Adhesion of sealer cements to dentin with and without the smear layer. *Journal of endodontics*, 17 (1), 15-20.
374. Pilo, R., Cardash, H.S. (1992) Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dental*

materials : official publication of the Academy of Dental Materials, 8 (5), 299-304.

375.Yap, A.U., Lee, H.K.,Sabapathy, R. (2000) Release of methacrylic acid from dental composites. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 16 (3), 172-179.

376.Schedle, A., Franz, A., Rausch-Fan, X., Spittler, A., Lucas, T., Samorapoompichit, P. ve diğ erleri. (1998) Cytotoxic effects of dental composites, adhesive substances, compomers and cements. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 14 (6), 429-440.

377.Ferracane, J.L.,Greener, E.H. (1984) Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins--methods comparison. *Journal of dental research*, 63 (8), 1093-1095.

378.Takeda, S., Hashimoto, Y., Miura, Y., Kimura, Y.,Nakamura, M. (1993) Cytotoxicity test of dental monomers using serum-free cell culture (in vitro) . *J J Dent Mater*, 12, 613-619.

379.Sato, K., Takakuwa, M., Ohmura, T.,Sato, A. (1995) Cytotoxic effects of dental resin monomers on cultured human pulp cells. *J J Dent Mater*, 14, 341-347.

380.Tay, F.R., Gwinnett, J.A.,Wei, S.H. (1998) Relation between water content in acetone/alcohol-based primer and interfacial ultrastructure. *Journal of dentistry*, 26 (2), 147-156.

381.Blunck, U., Knitter, K.,Jahn, K.R. (2007) Six-month clinical evaluation of XP BOND in noncarious cervical lesions. *The journal of adhesive dentistry*, 9 Suppl 2, 265-268.

382.Manhart, J.,Trumm, C. (2010) Marginal adaptation of an etch-and-rinse adhesive with a new type of solvent in class II cavities after artificial aging. *Clinical oral investigations*, 14 (6), 699-705.

383.Compendium, S. (2006) XP Bond universal total-etch adhesive. *Dentsply DeTrey, Konstanz*.

- 384.Lattaa, M.A. (2007) Shear bond strength and physicochemical interactions of XP Bond. *The journal of adhesive dentistry*, 9 Suppl 2, 245-248.
- 385.Sumikawa, D.A., Marshall, G.W., Gee, L.,Marshall, S.J. (1999) Microstructure of primary tooth dentin. *Pediatric dentistry*, 21 (7), 439-444.
- 386.Rontani, R.M., Ducatti, C.H., Garcia-Godoy, F.,De Goes, M.F. (2000) Effect of etching agent on dentinal adhesive interface in primary teeth. *The Journal of clinical pediatric dentistry*, 24 (3), 205-209.
- 387.Costa, L.R., Watanabe, I.S., Kronka, M.C.,Silva, M.C. (2002) Structure and microstructure of coronary dentin in non-erupted human deciduous incisor teeth. *Brazilian dental journal*, 13 (3), 170-174.
- 388.Ruschel, H.C.,Chevitarese, O. (2003) A comparative study of dentin thickness of primary human molars. *The Journal of clinical pediatric dentistry*, 27 (3), 277-281.
- 389.Chou, J.C., Chen, C.C.,Ding, S.J. (2009) Effect of Er,Cr:YSGG laser parameters on shear bond strength and microstructure of dentine. *Photomedicine and laser surgery*, 27 (3), 481-486.
- 390.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. *Journal of dentistry*, 31 (2), 127-135.
- 391.Harashima, T., Kinoshita, J., Kimura, Y., Brugnera, A., Zanin, F., Pecora, J.D. ve diğerleri. (2005) Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers. *Photomedicine and laser surgery*, 23 (1), 52-55.
- 392.Aranha, A.C., De Paula Eduardo, C., Gutknecht, N., Marques, M.M., Ramalho, K.M.,Apel, C. (2007) Analysis of the interfacial micromorphology of adhesive systems in cavities prepared with Er,Cr:YSGG, Er:YAG laser and bur. *Microscopy research and technique*, 70 (8), 745-751.
- 393.Esteves-Oliveira, M., Zezell, D.M., Apel, C., Turbino, M.L., Aranha, A.C., Eduardo Cde, P. ve diğerleri. (2007) Bond strength of self-etching primer to bur cut, Er,Cr:YSGG, and Er:YAG lased dental surfaces. *Photomedicine and laser surgery*, 25 (5), 373-380.

- 394.Zhang, S., Chen, T.,Ge, L.H. (2010) Scanning electron microscopy study of cavity preparation in deciduous teeth using the Er:YAG laser with different powers. *Lasers in medical science*.
- 395.Hibst, R.,Keller, U. (1989) Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers in surgery and medicine*, 9 (4), 338-344.
- 396.Kornblit, R., Bossu, M., Mari, D., Rocca, J.P.,Polimeni, A. (2009) Enamel and dentine of deciduous teeth Er:YAG laser prepared. A SEM study. *European journal of paediatric dentistry : official journal of European Academy of Paediatric Dentistry*, 10 (2), 75-82.
- 397.Kohara, E.K., Hossain, M., Kimura, Y., Matsumoto, K., Inoue, M.,Sasa, R. (2002) Morphological and microleakage studies of the cavities prepared by Er:YAG laser irradiation in primary teeth. *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 20 (3), 141-147.
- 398.Li, Z.Z., Code, J.E.,Van De Merwe, W.P. (1992) Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers in surgery and medicine*, 12 (6), 625-630.
- 399.Beer, F., Buchmair, A., Korpert, W., Marvastian, L., Wernisch, J.,Moritz, A. (2011) Morphology of resin-dentin interfaces after Er,Cr:YSGG laser and acid etching preparation and application of different bonding systems. *Lasers in medical science*.
- 400.Flury, S., Koch, T., Peutzfeldt, A.,Lussi, A. (2011) Micromorphology and adhesive performance of Er:YAG laser-treated dentin of primary teeth. *Lasers in medical science*.
- 401.Obeidi, A., Liu, P.R., Ramp, L.C., Beck, P.,Gutknecht, N. (2010) Acid-etch interval and shear bond strength of Er,Cr:YSGG laser-prepared enamel and dentin. *Lasers in medical science*, 25 (3), 363-369.
- 402.Camerlingo, C., Lepore, M., Gaeta, G.M., Riccio, R., Riccio, C., De Rosa, A. ve diğ erleri. (2004) Er:YAG laser treatments on dentine surface: micro-Raman spectroscopy and SEM analysis. *Journal of dentistry*, 32 (5), 399-405.

403. Israel, M., Cobb, C.M., Rossmann, J.A., Spencer, P. (1997) The effects of CO₂, Nd:YAG and Er:YAG lasers with and without surface coolant on tooth root surfaces. An in vitro study. *Journal of clinical periodontology*, 24 (9 Pt 1), 595-602.
404. 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 in surgery and medicine*, 34 (5), 385-390.
405. Hossain, M., Nakamura, Y., Yamada, Y., Murakami, Y., Matsumoto, K. (2002) Compositional and structural changes of human dentin following caries removal by Er,Cr:YSGG laser irradiation in primary teeth. *The Journal of clinical pediatric dentistry*, 26 (4), 377-382.
406. Sungurtekin, E., Oztas, N. (2010) The effect of erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser etching on marginal integrity of a resin-based fissure sealant in primary teeth. *Lasers in medical science*, 25 (6), 841-847.
407. Visuri, S.R., Gilbert, J.L., Wright, D.D., Wigdor, H.A., Walsh, J.T., Jr. (1996) Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *Journal of dental research*, 75 (1), 599-605.
408. Sung, E.C., Chenard, T., Caputo, A.A., Amodeo, M., Chung, E.M., Rizoiu, I.M. (2005) Composite resin bond strength to primary dentin prepared with Er, Cr:YSSG laser. *The Journal of clinical pediatric dentistry*, 30 (1), 45-49.
409. Usumez, S., Orhan, M., Usumez, A. (2002) Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 122 (6), 649-656.
410. Fowler, B.O., Kuroda, S. (1986) Changes in heated and in laser-irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility. *Calcified tissue international*, 38 (4), 197-208.

411.Keller, U.,Hibst, R. (1990) Ultrastructural changes of enamel and dentin following Er:YAG laser radiation on teeth. *Proc SPIE*, 1200, 408-415.

