

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI PARAMETRELERDE Er,Cr:YSGG VE DİYOT LAZER
UYGULAMASININ MİNE VE DENTİN EROZYONUNU ÖNLEME ÜZERİNE
ETKİSİNİN *İN VİTRO* OLARAK İNCELENMESİ

Dt. Funda KUKUL

Tedavi Programı
DOKTORA TEZİ

ANKARA
2013

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI PARAMETRELERDE Er,Cr:YSGG VE DİYOT LAZER
UYGULAMASININ MİNE VE DENTİN EROZYONUNU ÖNLEME ÜZERİNE
ETKİSİNİN *İN VİTRO* OLARAK İNCELENMESİ

Dt. Funda KUKUL

Tedavi Programı
DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Jale Görücü

ANKARA
2013

Anabilim Dalı : **Diş Hastalıkları ve Tedavisi**
 Program : **Tedavi Programı**
 Tez Başlığı : **Farklı Parametrelerde Er,Cr:YSGG ve Diyet Lazer**
Uygulamasının Mine ve Dentin Erozyonunu Önleme
Üzerine Etkisinin İn Vitro Olarak İncelenmesi

Öğrenci Adı-Soyadı : **Funda Kukul**

Savunma Sınavı Tarihi: **13.11.2013**

Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans/doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı ve Tez Danışmanı: Prof. Dr. Jale Görücü

Hacettepe Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. A. Rüya Yazıcı

Hacettepe Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Filiz Yalçın Çakır

Hacettepe Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Yıldırım Hakan Bağış

Ankara Üniversitesi

Üye : Yard. Doç. Dr. Esra Ergin

Hacettepe 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. Ersin FADILIOĞLU

Müdür

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, büyük bir özveri ve içtenlikle her konuda yol gösteren ve güleryüzünü esirgemeyen çok değerli tez danışmanım Prof. Dr. Jale Görücü'ye,

Her zaman üzerimde desteğini hissettiğim ve bilimsel alanda ilerlememde emeği olan çok sevdiğim hocam Prof. Dr. Sevil Gürkan'a,

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

Bu bölümde doktora yapmamda çok büyük rolü olan, tez çalışmam boyunca her türlü desteği veren biricik arkadaşım Ayşegül Asal Çalı ve sabırla bana yardımcı olan eşi Serdal Çalı'ya,

İçtenliği, yardımseverliği ve çok değerli dostluğuyla her zaman yanımda olan Gonca Yıldırım'a

Doktora eğitimim boyunca sıklıkla bilgi ve yardımlarına başvurduğum, çok sevdiğim Yard. Doç. Dr. Esra Ergin'e,

Bana her konuda sınırsız sevgi, moral ve anlayış gösteren, tez çalışmam boyunca yanımda olan, emeğinin ve fedakarlığının karşılığını asla ödeyemeyeceğim dünyanın en iyi annesi Şadiye Kukul'a, desteğini her zaman hissettiren, beni koruyan kollayan babam İsmail Kukul'a ve çok sevdiğim kardeşlerim, Demet, Derya ve Emine'ye

Tüm kalbimle sonsuz teşekkür ederim.

ÖZET

Kukul F. Farklı Parametrelerde Er,Cr:YSGG ve Diyet Lazer Uygulamasının Mine ve Dentin Erozyonunu Önleme Üzerine Etkisinin *İn Vitro* Olarak İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tedavi Programı Doktora Tezi, Ankara, 2013. Bu *in vitro* çalışmanın amacı, Er,Cr:YSGG ve diyet lazerlerin farklı parametrelerde uygulanmasının mine ve dentin erozyonunu önleme üzerine etkisini, mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü testlerini kullanarak değerlendirmektir. Çekilmiş 40 adet insan daimi molar dişi meziyodistal yönde ikiye ayrılmış, yüzeyleri düzleştirilerek 40'ar adet mine ve dentin örnekleri (6x3x3 mm) hazırlanmıştır. Yüzey uygulama işlemlerine göre mine (M) ve dentin (D) örnekleri rastgele 4'er gruba ayrılmıştır (n=10): M1: Er,Cr:YSGG lazer, 0,25 W, M2: Er,Cr:YSGG lazer, 0,75 W, M3: Diyet lazer, 15 J/cm², M4: Diyet lazer, 60 J/cm², D1: Er,Cr:YSGG lazer, 0,25 W, D2: Er,Cr:YSGG lazer, 0,75 W, D3: Diyet lazer, 15 J/cm², D4: Diyet lazer, 60 J/cm²'dir. Er,Cr:YSGG lazer, 20 Hz frekans, %30 hava, %0 su parametreleri seçilerek kullanılmıştır. Lazer uygulamalarından sonra örnekler 3 gün boyunca günde 3 kez demineralizasyon (%0,3'lük sitrik asit, pH 2,45, 5 dk) ve remineralizasyon (yapay tükürük, 60 dk) siklusuna maruz bırakılmıştır. Erozyon siklusu uygulanmadan önce (kontrol) ve sonra Vickers mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapılmıştır. Morfolojik değişiklikler SEM ile incelenmiştir. Tüm mine gruplarında (M1, M2, M3 ve M4), lazer uygulamasının erozyon siklusundan sonra yüzey mikrosertlik değerinin azalmasını istatistiksel olarak anlamlı derecede önlediği gözlenmiştir (p<0,05). M2 grubunun diğer mine gruplarından yüzey mikrosertlik değerinin azalmasını önlemede istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az etkili olduğu izlenmiştir (p<0,05). Dentin gruplarından D1, D3 ve D4 de, lazer uygulamasının erozyon siklusundan sonra yüzey mikrosertliğinin azalmasını bir miktar önlediği ancak bu etkinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür (p>0,05). D2 grubunda ise; lazer uygulamasının erozyon siklusundan sonra yüzey mikrosertliğinin azalmasına neden olduğu

görülmüştür ($p<0,05$). M1 grubunda, lazer uygulamasının erozyon siklusundan sonra yüzey pürüzlülüğünün artmasını istatistiksel olarak anlamlı derecede önlediği gözlenmiştir ($p<0,05$). M2, M3, M4, D1, D3 ve D4 gruplarında, lazer uygulamasının erozyon siklusundan sonra yüzey pürüzlülüğünün artmasını bir miktar önlediği ancak bu durumun istatistiksel olarak anlamlı olmadığı izlenmiştir ($p>0,05$). D2 grubunda ise, lazer uygulamasının erozyon siklusundan sonra yüzey pürüzlülüğünün artmasına neden olduğu görülmüştür ($p<0,05$). Er,Cr:YSGG ve diyet lazerin çalışmada kullanılan parametrelerinin, minenin erozyonunu önlemede etkili olabileceği ancak aynı etkiyi dentinde göstermediği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Er,Cr:YSGG Lazer, Diyet Lazer, Erozyon, Mine, Dentin

ABSTRACT

Kukul F. Effect of Er,Cr:YSGG and Diode Lasers with Different Parameters on the Prevention of Enamel and Dentin Erosion. Hacettepe University Health Sciences Institute PhD Thesis in Restorative Dentistry, Ankara, 2013. The aim of this *in vitro* study was to evaluate the effect of Er,Cr:YSGG and diode laser with different parameters on the prevention of enamel and dentin erosion regarding microhardness and surface roughness. Extracted 40 human permanent molar teeth were separated into two via mesiodistal direction. Forty specimens for either enamel and dentin were prepared by flattening the surfaces, in dimensions of 6x3x3 mm. Both the enamel specimens (M) and the dentin specimens (D) were divided into 4 groups according to the laser treatment applied (n=10), which were E1: Er,Cr:YSGG laser, 0.25 W, E2: Er,Cr:YSGG laser, 0.75 W, E3: Diode laser, 15 J/cm², E4: Diode laser, 60 J/cm², D1: Er,Cr:YSGG laser, 0.25 W, D2: Er,Cr:YSGG laser, 0.75 W, D3: Diode laser, 15 J/cm² and D4: Diode laser, 60 J/cm². For Er,Cr:YSGG laser, frequency of 20 Hz, 30% air and 0% water parameters were employed. The laser treated specimens were submitted to demineralization (0.3% citric acid, pH 2.45, for 5 min) and remineralization (artificial saliva for 60 min) cycles, three times a day, for 3 days. Vickers microhardness and surface roughness values of the specimens were measured before and after erosion cycles. The morphological changes were observed by scanning electron microscopy (SEM). For all of the enamel groups (M1, M2, M3 and M4), it was observed that, laser application prevented decrease in surface micro-hardness after erosion cycle, in a statistically significant manner (p<0.05). On the other hand, the group M2 had a statistically significant lower effect on the prevention of decrease in micro-hardness than the other enamel groups (p<0.05). In the dentin groups, for D1, D3 and D4, laser application had an effect on prevention of decrease in micro-hardness, but the results were not statistically significant (p>0.05). Furthermore, in group D2, it was seen that laser application caused a decrease in surface microhardness after erosion cycle (p<0.05). In group M1 laser application prevented the increase of surface roughness after erosion

cycle ($p < 0.05$). On the other side, laser application on groups M2, M3, M4, D1, D3 and D4 did not show a statistically significant prevention on the increase of surface roughness after erosion cycle ($p > 0.05$). In group D2 laser application increased surface roughness after erosion cycle ($p < 0.05$). As a conclusion, Er,Cr:YSGG and diode lasers may prevent erosion on enamel; however, they do not show the same effect on dentin.

Keywords: Er,Cr:YSGG Laser, Diode Laser, Erosion, Enamel, Dentin

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiii
ŞEKİLLER	xvii
TABLolar	xviii
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1.Erozyon	3
2.1.1.Erozyonun Tanımı	3
2.1.2.Erozyonun Prevelansı	4
2.1.3.Erozyona Neden Olan Etkenler	5
2.1.3.1. Dış Kaynaklı Etkenler	5
2.1.3.1.1. Diyet Ürünleri ve Kimyasal Özellikleri	5
2.1.3.1.2. Biyolojik Etkenler	8
2.1.3.1.2.1.Tükürük	8
2.1.3.1.2.2. Pelikül	9
2.1.3.1.2.3.Diş Anatomisi ve Yumuşak Dokular	10
2.1.3.1.3. Davranışsal Etkenler	10
2.1.3.1.4. Meslek ve Sporla İlgili Etkenler	12
2.1.3.1.5. Ağız Hijyen Ürünleri ve Medikal Preparatlar	13

2.1.3.2. İç Kaynaklı Etkenler	13
2.1.3.2.1. Gastroözafageal Reflü	13
2.1.3.2.2. Kusma	14
2.1.3.2.3. Ruminasyon	15
2.1.4. Erozyonun Oluşma Mekanizması	15
2.1.4.1. Mine ve Dentin Yapısı	15
2.1.4.2. Asit ve Şelasyon Ajanları	17
2.1.4.3. Erozyonun Histopatolojisi	18
2.1.5. Erozyonun Sınıflandırılması	20
2.1.5.1. Klinik Şiddetine Göre	20
2.1.5.2. Patojenik Aktivitesine Göre	20
2.1.5.3. Neden Olan Etkenlere Göre	20
2.1.5.4. Lokalizasyonuna Göre	21
2.1.6. Erozyonun Teşhisi	21
2.1.7. Erozyonun İndeksleri	22
2.1.8. Erozyonun Tedavisi	25
2.1.8.1. Erken Teşhis ve Korumaya Yönelik Yaklaşımlar	25
2.1.8.2. Tedaviye Yönelik Yaklaşımlar	30
2.1.9. Erozyon Değerlendirme Yöntemleri	32
2.1.9.1. Niceliksel Yöntemler	32
2.1.9.2. Niteliksel ve Yarı-niceliksel Yöntemler	35
2.2. Lazer	36
2.2.1. Lazerin Tanımı ve Tarihçesi	36
2.2.2. Lazer Fiziği	37
2.2.2.1. Atom, Soğurulma, Salınım ve Uyarılmış Salınım	37
2.2.2.2. Elektromanyetik Dalgalar, Işık ve Elektromanyetik Spektrum	39

2.2.2.3. Lazer Sistemlerinin Bileşenleri	42
2.2.2.4. Lazer Işığının Oluşumu ve Özellikleri	43
2.2.2.5. Lazer Işığının Dokuya Etkileri	46
2.2.2.6. Lazerin Fotobiyolojik Etkileri	49
2.2.2.6.1. Fotokimyasal Etkiler	49
2.2.2.6.2. Fototermal Etkiler	50
2.2.2.6.3. Fotomekanik ve Fotoelektriksel Etkiler	50
2.2.2.7. Lazer Kullanım Parametreleri	51
2.2.2.8. Lazer Çalışma Yöntemi	54
2.2.3. Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması	55
2.2.3.1. Lazer Aktif Maddesine Göre	55
2.2.3.2. Lazer Çalışma Yöntemine Göre	56
2.2.3.3. Lazer Işığının Dalga Boyuna Göre	56
2.2.3.3. Lazer Işığının Enerjisine Göre	56
2.2.4. Diş Hekimliği Uygulamalarında Lazer Çalışma Güvenliği	56
2.2.4.1. Lazer Güvenliği ile İlgili Standartlar	56
2.2.4.2. Lazer Risk Sınıflandırılması	57
2.2.4.3. Lazerin Oluşturabileceği Hasarlar	59
2.2.4.3.1. Birincil Hasarlar	59
2.2.4.3.2. İkincil Hasarlar	60
2.2.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler	61
2.2.5.1. Erbiyum Lazerler (Er:YAG, Er,Cr:YSGG)	62
2.2.5.2. Diyet Lazerler	65
3.GEREÇ VE YÖNTEM	66
3.1. Mine ve Dentin Örneklerinin Hazırlanması	66
3.2. Başlangıç Mikrosertlik Ölçümleri	70

3.3. Başlangıç Yüzey Pürüzlülük Ölçümleri	71
3.4. Mine ve Dentin Örneklerinin Yüzeylerinin Hazırlanması	71
3.5. Er,Cr:YSGG Lazer Uygulamaları	72
3.6. Diyet Lazer Uygulamaları	73
3.7. Erozyon Siklusu Uygulamaları	73
3.8. Erozyon Siklusu Uygulamalarından Sonra Mikrosertlik ve Yüzey Pürüzlülük Ölçümleri	74
3.9. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri	74
3.10. İstatistiksel Değerlendirme	75
4. BULGULAR	76
4.1. Mikrosertlik Testi Bulguları	76
4.2.Yüzey Pürüzlülük Testi Bulguları:	82
4.3. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları:	87
4.3.1. Yüzey Bulguları	87
4.3.1.1. Mine Gruplarında Yüzey Bulguları	87
4.3.1.2. Dentin Gruplarında Yüzey Bulguları	89
5. TARTIşMA	92
6. SONUÇLAR	111
KAYNAKLAR	112
EKLER	128
EK 1	128
EK 2	129

SİMGELER VE KISALTMALAR

BEWE	Basic Erosive Wear Examination
C	Işık hızı
⁰ C	Santigrat derece
Ca ²⁺	Kalsiyum
CaF ₂	Kalsiyum florür
CCP-ACP	Kazein fosfopeptid- amorf kalsiyum fosfat
CE	Conformité Européenne
CLSM	Confocal laser scanning microscop
cm	Santimetre
cm ²	Santimetrekare
CO ₂	Karbon dioksit
CO ₃	Karbonat
CW	Continuous wave
D	Dentin
dk	Dakika
DNA	Deoksi ribo-nükleik asit
E	Enerji
EDTA	Etilen diamin tetra asetik asit
Er,Cr:YSGG	Erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet
Er:YAG	Erbium: yttrium-aluminium-garnet
f	Frekans
F	Flor
FAP	Floroapatit
FDA	Food and Drug Administration
FHAP	Florürlü hidroksiapatit

GaAlAs	Gallium-aluminium-arsenide
GaAs	Gallium-arsenide
GÖRH	Gastroözafageal reflü hastalığı
h	Planck sabiti
H	Hidrojen
HCO ₃	Hidrojen karbonat
H ₂ CO ₃	Karbonik asit
H ₂ PO ₄	Dihidrojen fosfat
HPO ₄ ²⁻	Hidrojen fosfat
HAP	Hidroksiapatit
HeNe	Helium-neon
Ho:YAG	Holmium:yttrium-aluminium-garnet
Hz	Hertz
IADS	International American Dental Society
IEC	International Electrotechnical Commission
IR	Infrared
J	Joule
M	Mine
MASER	Microwave Amplification of Stimulated Emission of Radiation
m ²	Metrekare
mJ	Milijoule
ml	Mililitre
mm	Milimetre
mN	Miliniyewton
mW	Miliwatt

MPE	Maximum permissible exposures
N	Newton
Nd:YAG	Neodmium: yttrium-aluminium-garnet
nm	Nanometre
LASER	Light Amplification of Stimulated Emission of Radiation
pK _a	İyonizasyon sabiti
PO ₄ ³⁻	Fosfat
QLF	Quantitative light-induced fluorescence
RNA	Ribo nükleik asit
SD	Standart Deviasyon
SEM	Tarama Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscopy)
SI	Uluslararası Birimler Sistemi (Système International d'unités)
SiC	Silikon karbit
sn	Saniye
t	Zaman
TWI	Tooth Wear Index
USA	United States of America
UV	Ultraviolet
V	Hız
VHN	Vickers Hardness Number
W	Watt
γ	Gama
λ	Dalga boyu
%	Yüzde
μm	Mikrometre

μsn	Mikrosaniye
μW	Mikrowatt

ŞEKİLLER

Sayfa

Şekil 2.1.1. Mikrosertlik cihazı uçları	33
Şekil 2.2.1. Uyarılmış atom, kendiliğinden ve uyarılmış salınım	38
Şekil 2.2.2. Elektromanyetik spektrum	41
Şekil 2.2.3. Lazer sistemlerinin bileşenleri	43
Şekil 2.2.4. Lazer ışığının özellikleri	45
Şekil 2.2.5. Lazer ışığının doku üzerine etkileri	47
Şekil 2.2.6. Lazer ışığının dokuya etkilerinin güç yoğunluğu ve süre ile ilişkisi	51
Şekil 2.2.7. Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin dalga boyları ve elektromanyetik spektrumdaki yerleri	53
Şekil 2.2.8. Biyolojik doku bileşenlerinin çeşitli dalga boylarını soğurma katsayıları	53
Şekil 3.1. Mine ve dentin örneklerinin hazırlanması	67
Şekil 3.2. Mikrosertlik cihazı	70
Şekil 3.3. Profilometre cihazı	71
Şekil 3.4. Orta kısmından çizilmiş örnek	72
Şekil 3.5. Er,Cr:YSGG lazer	72
Şekil 3.6. Diyet lazer	73
Şekil 3.7. Erozyon siklusu uygulanan örnek	74
Şekil 3.8. SEM cihazı	75
Şekil 3.1.1. Çalışma gruplarının şeması	68
Şekil 4.1.1. Mikrosertlik değerlerinin gruplara göre ortalama ve standart sapma grafiği	81
Şekil 4.1.2. Mikrosertlik değerlerinin gruplara göre kutu-çizgi grafiği	81
Şekil 4.2.1. Yüzey pürüzlülük değerlerinin gruplara göre ortalama ve standart sapma grafiği	86
Şekil 4.3.1.1. Mine örneklerinin yüzeylerinin SEM fotoğrafları	89
Şekil 4.3.1.2. Dentin örneklerinin yüzeylerinin SEM fotoğrafları	91

TABLOLAR

Sayfa

Tablo 2.1.1. Erozyon yaygınlığı ile ilgili yapılan araştırmalar- Jaeggi ve Lussi (2006)	4
Tablo 2.1.2. Farklı içeceklerin erozyon potansiyelleri – Shaw ve Smith (1999)	6
Tablo 2.1.3. Mine ve dentin bileşenlerinin hacimce yüzde değerleri	16
Tablo 2.1.4. Smith ve Knight' ın aşınma indeksi	24
Tablo 2.1.5. Temel eroziv aşınma indeksi (BEWE)	25
Tablo 2.2.1. Lazer risk sınıflaması	59
Tablo 2.2.2. Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan lazerler, dalga boyları ve kullanım alanları	62
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve cihazlar	69
Tablo 4.1. Mikrosertlik testine ait verilerin ortalama VHN± S.D., ortanca, minimum ve maksimum değerleri (n= 10)	78
Tablo 4.2. Yüzey pürüzlülük testine ait verilerin ortalama (μm) ± S.D. ortanca, minimum ve maksimum değerleri (n= 10)	83
Tablo 4.1.1. Mine gruplarının HLE, HE ve ΔH değerleri arasındaki farklar	79
Tablo 4.1.2. Dentin gruplarının HLE, HE ve ΔH değerleri arasındaki farklar	80
Tablo 4.2.1. Mine gruplarının RLE, RE ve ΔR değerleri arasındaki fark	84
Tablo 4.2.2. Dentin gruplarının RLE, RE ve ΔR değerleri arasındaki fark	85

1.GİRİŞ

Yaşam süresinin uzamasının yanı sıra; bireylerin ağız-diş sağlığı konusundaki bilinçlerinin her geçen gün artması, beslenme alışkanlıklarında yaptıkları değişiklikler, koruyucu diş hekimliği hizmetlerinin yaygınlaşması, bireylerin doğal dişlerini ağızda tutma istekleri, günümüzde diş sert dokularının en sık kaybedilme nedenlerinin başında yer alan diş çürüğünün yanı sıra, mikroorganizmasız farklı aşınma tiplerinin görülme sıklıklarının ciddi bir artışla ön plana çıkmasına neden olmuştur (1-3).

Diş aşınması, diş sert doku kaybı olarak tanımlanmaktadır. Diş aşınmaları, oluşumunda rol oynayan etkenlere bağlı olarak; atrizyon, abrazyon, abfraksiyon ve erozyon olarak adlandırılmaktadır (4-6). Yabancı bir cisim olmaksızın diş dişe kontağın bir sonucu olarak diş sert dokularının aşınması **atrizyon**, dişlerde mekanik etkenlerle ve parafonksiyonel alışkanlıklar sonucu meydana gelen sert doku kayıpları **abrazyon**, aşırı okluzal streslerin etkisiyle servikal bölgede oluşan aşınmalar **abfraksiyon** olarak tanımlanmaktadır (5,6). **Erozyon** ise; diş sert dokularının bakteriyel bir etki olmaksızın, asitler tarafından kimyasal olarak çözünmesidir. Bu asitler dış kaynaklı olarak asitli yiyecek ve içeceklerden ya da reflü hastalıkları gibi iç kaynaklı olarak mideden gelebilmektedir. Sert doku kaybının yapısı sıklıkla yuvarlak marjinli, düz bir girinti şeklindedir. Eroziv lezyon; erozyona neden olan faktörlere bağlı olarak, hem bukkal hem de palatinal diş yüzeyinde görülebilmektedir. Çok nadir olarak subgingival alana uzanabilmektedir. Mine ve dentinin yumuşaması sonucu meydana gelen erozyon, atrizyon ve abrazyon gibi aşınmalara neden olan mekanik etkenlere maruz kaldığında, dişteki patolojik aşınma hızlanmaktadır (4).

Günümüzde, eroziv diş aşınmaları birçok toplumda yaygın hale gelmiştir ve görülme sıklığı giderek artmaktadır (7).

Erozyon multifaktöriyel bir durumdur. Erozyona neden olan veya erozyonu önleyen her etken, erozyonun şiddetinde rol oynayabilmektedir.

Zamanla bütün bu etkenler erozyonun ilerlemesine neden olabilmekte veya yüzeyin başlangıç şeklinde korunmasını sağlayabilmektedir (8). Erozyonun ilerlemesinin önlenmesinde, mümkün olduğunca erken dönemde teşhis edilmesi, erozyona neden olan etkenlerin ortadan kaldırılması ve koruyucu önlemlerin alınması gerekmektedir (9). Ancak, erozyona neden olan başlıca etkenler, bireyin alışkanlıklarına bağlı olduğundan, bunların kontrol altına alınması oldukça zordur. Bu nedenle, erozyonu önlemeye yönelik tedavi stratejileri geliştirilmiştir. Lazer uygulamaları da bunlardan biridir.

Lazerler, diş hekimliğinin birçok alanında kullanılmaya başlanmıştır. Son yıllarda mine ve dentin demineralizasyonunu önlemede lazer uygulamalarının etkisini değerlendiren birçok çalışma yapılmıştır. Çalışmalarda, birçok lazer tipi (Ruby, CO₂, Nd: YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG ve argon) farklı parametrelerde kullanılmıştır. Lazer uygulamalarının, diş sert dokularında karbonat içeriğinin azalması, ortamda florür olduğunda hidroksi apatitin florapatite dönüşmesi gibi diş yüzeylerinde kimyasal değişikliklere neden olduğu, yüzeyde erime ve rekristalizasyon gibi morfolojik değişiklikler meydana getirdiği ve buna bağlı olarak yüzeyin asit ataklarından daha az etkilendiği bildirilmiştir (10-15). Literatürde, erozyon ve çürük önleme üzerine farklı lazer tiplerinin etkilerinin değerlendirildiği az sayıda çalışma yer almaktadır. Bu çalışmaların birçoğu da eroziv demineralizasyondan çok çürük demineralizasyonu ile ilişkilidir (13-24). Literatür incelendiğinde; mine ve dentin demineralizasyonunu, çürüğü ve erozyonu önleme amacıyla lazerlerin sub-ablatif enerji yoğunluklarında uygulanması önerilmesine rağmen, kullanılacak olan irradyasyon parametreleri hala tartışmalıdır (14,21,25-27).

Bu *in vitro* çalışmanın amacı; Er,Cr:YSGG (Erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet) ve diyet lazerlerin farklı parametrelerinin uygulanmasının, mine ve dentin dokularında erozyonu önlemede etkinliğini, mikrosertlik ve yüzey pürüzlülük testi kullanarak değerlendirmek, karşılaştırmak ve yüzey morfolojisini SEM ile incelemektir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.Erozyon

Erozyon, diş hekimliğinde yıllarca az ilgi duyulan bir konu olmuştur. Günümüzde ise, yaşam koşullarının ve beslenme tarzının değişerek asitli yiyecek ve içeceklerin tüketiminin artması; erozyon görülme sıklığını arttırmıştır. Bu durum, konu ile ilgili araştırmaların yaygınlaşmasına neden olmuştur (16).

2.1.1.Erozyonun Tanımı

Erozyon; Latince çürümek, yenmek anlamına gelen *erodere*, *erosi*, *erosum* kelimelerinden türemiştir. Genellikle; elektrolitik veya kimyasal yollarla bir maddenin yüzeyinin kademeli olarak yıkılması olayını tanımlamaktadır (28).

Dişlerde erozyon; ortamda bakteriyel bir etken olmaksızın, asit ve/veya şelasyon yoluyla gerçekleşen, geri dönüşümsüz, patolojik, kronik, lokalize diş sert doku kaybıyla sonuçlanan kimyasal bir olaydır (8,28,29). Ağız pH'sı diş minesinin kritik pH değeri olan 5.5'in altına düşerse, asit ataklarının süresi ve sıklığına bağlı olarak erozyon gerçekleşmektedir (30).

Eroziv lezyonlar; birçok nedene bağlı olarak oluşan bozukluklardır ve çok yaygın olarak gözlenmektedirler (8,9). İlk diş yüzeyi, ağız ortamına sürdüğü andan itibaren maruz kaldığı asitle birlikte erozyon da meydana gelmeye başlamaktadır (31). Asit ataklarının uzun süre devam etmesi sonucu, diş yüzeyinde gözle görülür defektler meydana gelmektedir. Erozyona bağlı demineralizasyon sonucu, dişin mikrosertliği azalmakta ve mekanik kuvvetlerden daha kolay etkilenebilir hale gelmektedir (32).

2.1.2.Erozyonun Prevelansı

İlk olarak 19. yüzyılda rapor edilen bu lezyonların varlığının ve yaygınlığının git gide artarak günümüzde gelişmiş toplumlar için önemli ve ortak bir sorun haline geldiği bildirilmiştir (33). Jaeggi ve Lussi (31) yaptıkları literatür tarama çalışmasında erozyonun sık rastlanılan bir aşınma türü olduğunu rapor etmişlerdir (Tablo 2.1.1).

Tablo 2.1.1. Erozyon yaygınlığı ile ilgili yapılan araştırmalar- Jaeggi ve Lussi (2006)

Araştırmacı Adı	Araştırmanın Yapıldığı Yaş Grubu	Denek Sayısı	Araştırma Yöntemi	Saptanan Erozyon Sıklığı
Sognaes ve diğ. (1972)	—	10,827	Çekilmiş dişler	%18
Xhonga ve diğ. (1983)	14-88	527	Klinik	%25
Johansson ve diğ. (1996)	21	95	Klinik	%28
Jaeggi ve diğ. (1999)	19-25	417	Klinik	F: %14,4/ %0,5 O: %82/ %30,7 P: %0,7/ %0
Lussi ve diğ. (1991)	26-30	194	Klinik	F: %11,9/ %7,7 O: %35,6/ %29,9 P: %3,6/ %0
	46-50	197	Klinik	F: %9,6/ %13,2 O: %40,1/ %42,6 P: %6,1/ %2
Lussi ve Schaffnerr (2000)	32-36 52-56	55	Klinik	O: %8 O: %26
Smith ve Rob (1996)	15-26 26-55 56-65 >65	1007	Klinik	% 5,73 %3,37-4,62 %8,19 %8,84

F: Fasiyal O: Okluzal P: Palatinal

Yapılan epidemiyolojik çalışmaları karşılaştırmak; skrolama sisteminin, gözlemcilerin ve değerlendirilen dişlerin farklı olması nedeniyle zor olmasına rağmen (31), sonuçlar erozyon görülme sıklığının %30'un üzerinde olduğunu göstermektedir (8). Erozyonun yetişkinlerde %4-82, çocuklarda %6-50 arasında olduğu rapor edilmiştir (31). 12 yaşında 1308 çocuğun erozyon

durumunu ve erozyonun iki yıl sonraki ilerlemesini değerlendiren bir çalışma; başlangıçta %4,9 olan erozyon oranının 2 yıl sonrasında %13,1'e ulaştığını, mine lezyonlarının derinleştiğini ve dentin lezyonlarının ortaya çıktığını bildirmiştir (9).

Bebeklik döneminde sık meyve suyu tüketen, aile eğitim düzeyi iyi olan çocuklarda erozyon daha sık görülmektedir. Yaşları 2 ile 5 arası 987 çocukta yapılan epidemiyolojik bir çalışmada; %31 oranında erozyon gözlemlendiği ve bunların %13'ünde eroziv lezyonun dentin ve/veya pulpayı içine aldığı bildirilmiştir (34).

İsviçre'de yapılan bir başka çalışmada ise; yaşları 5-9 arasında 42 çocukta minede eroziv lezyon saptandığı, bunların da %48'inde lezyonların dentine kadar ilerlediği görülmüştür. Süt molar dişlerinin okluzal yüzeyleri, erozyondan en çok etkilenen yüzey olarak bildirilmiştir (31). 11-14 yaş arası çocuklarda erozyonun en çok alt azı dişlerinin okluzal yüzeyleri ile üst kesici dişlerin palatinal yüzeylerinde gözlemlendiğini bildirmiştir (31).

Sosyoekonomik düzey ile erozyon arasında kesin bir ilişki kurulamamakla birlikte, sosyoekonomik düzeyi iyi olan toplumlarda görülme sıklığının giderek arttığı bildirilmektedir (31,35).

2.1.3.Erozyona Neden Olan Etkenler

Erozyon; birçok etkenin neden olduğu bir durumdur ve halen tam olarak anlaşılamamıştır (5).

2.1.3.1. Dış Kaynaklı Etkenler

2.1.3.1.1. Diyet Ürünleri ve Kimyasal Özellikleri

Asidik değeri yüksek olan her türlü yiyecek ve içecek dişte erozyon oluşturma potansiyeli açısından risk etkenidir. Örneğin; meyveler ve meyve

özlü içecekler, meyve aromalı şekerler, asidik gazlı ve gazsız içecekler, sporcu içecekleri, şarap, elma şarabı, asidik bitkisel çaylar, turşu, salata sosları, sirke, laktovejetaryan yiyecekler gibi diyet ürünleri başta gelmektedir (36). Çeşitli *in vivo* ve *in vitro* çalışmalarda birçok yiyecek ve içeceğin eroziv özellikleri insan ve hayvan deneyleriyle değerlendirilmiştir (37) (Tablo 2.1.2).

Yapılan bu çalışmalar sonucunda, asitli içeceklerin eroziv potansiyelinin sadece pH değerlerine değil, aynı zamanda içeriğindeki minerallere, tamponlama kapasitesine ve yiyecek ile içeceklerin kalsiyum şelasyon özelliklerine, diş yüzeyine adezyonuna, asidin tipine, kalsiyum, fosfat ve florür içeriğine bağlı olduğu bildirilmiştir (38,39). pH değeri, kalsiyum, fosfat ve florür içeriği o ürünün dişe göre doygunluk derecesini belirlemekte ve çözünme için itici güç oluşturmaktadır. Diş sert dokularına göre aşırı doygun çözeltiler, dişi çözmemektedir. Dentin ve mineye göre düşük doygunluk dereceleri, başlangıç yüzey demineralizasyonuna yol açmaktadır. Bunu, lokal pH artışı izlemekte ve diş yüzeyine komşu, sıvının mineral içeriği artmaktadır. Daha sonra mine ve dentine göre doymuş olmakta ve daha fazla demineralizasyon oluşmamaktadır (40).

Tablo 2.1.2. Farklı içeceklerin erozyon potansiyelleri – Shaw ve Smith (1999)

İçeceğin Adı	İçeceğin pH'ı	İçeceğin Tamponlama Kapasitesi	İçeceğin Erozyon Potansiyeli
Coca Cola	2,5	0,7	Orta
Karbonatlı portakal suyu	2,9	0,7	Orta
Üzüm suyu	3,2	9,3	Yüksek
Elma suyu	3,3	4,5	Yüksek
Beyaz şarap	3,7	2,2	Orta
Portakal suyu	3,8	4,5	Yüksek
Bira	3,9	0,6	Düşük
Maden suyu	5,3	0,1	Düşük

Besinlerle alınan asitlerin, ağza alınma şekli, ağızdan uzaklaştırılma zamanı ve dişlerle temas süresi de erozyon oluşumu üzerinde etkilidir (41,42).

İçeceklerin adezyonu, termodinamik özellikleri ile ilgilidir. Adeziv özelliği yüksek olan içecek, diş yüzeyi ile daha uzun süre temas etmekte ve erozyon oluşturmaktadır. Örneğin; kola film tabakasının diş yüzeyinden uzaklaştırılması için 45 milijoule/metrekare (mJ/m^2) tükürük gerekli iken, tükürüğün diş yüzeyinden uzaklaştırılması için 14 mJ/m^2 kola yeterlidir (40).

İçeceklerin tamponlama kapasitesinin yüksek olması, tükürüğün asidi nötralize etme hızını azaltmaktadır. Yüksek tamponlama kapasitesine sahip organik asit içeren içecekleri suyla seyreltme işlemi, pH'ı ve bağlı tamponlama kapasitesini azaltmaktadır. Ortamda kalsiyum ve fosfat varlığında onların konsantrasyonunu da azaltmaktadır (43,44).

Aynı pH değerine sahip asitlerin eroziv etkilerinin, asit tipine bağlı olarak farklı olduğu bildirilmiştir (45). Farklı asitlerin eroziv karakterlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, laktik asidin; asetik, sitrik, oksalik, fosforik ve tartarik asitten daha fazla; maleik ve hidroklorik asitten ise daha az eroziv özellik gösterdiği bulunmuştur (46). Hidroksiapatit içindeki kalsiyumu bağlayabilen ve çözebilen, sitrik asit tuzlarını oluşturabilen sitrik asit, dişlerde önemli miktarda eroziv kayıplara neden olmaktadır (35). Tükürük içindeki kalsiyum miktarı %32'den fazla konsantrasyonda olduğunda, sitrik asit tuzu olan sitrat ile kompleks oluşturabilmektedir. Böylece; tükürüğün aşırı doygunluğu azalmakta ve diş minerallerinin çözünmesi açısından itici bir güç oluşturmaktadır. Bu konsantrasyonlar meyve sularında yaygın olarak bulunmaktadır (47).

Gıda ve içeceklerin kalsiyum ve fosfat konsantrasyonları, diş yüzeyinin kendi ortamındaki konsantrasyon farkını etkilediğinden dolayı; eroziv potansiyel açısından önemli etkenlerdir. %1'lik sitrik asit solüsyonuna ($\text{pH}=2,2$) farklı konsantrasyonlarda kalsiyum, fosfat veya florür ilave edildiğinde;

solüsyonun eroziv potansiyelinin azaldığı izlenmiştir (48). Yoğurt (pH=4) düşük pH değerine sahip olmasına rağmen, içeriğindeki kalsiyum, fosfat konsantrasyonu nedeniyle diş apatitine göre daha doygun ve neredeyse hiç eroziv etkiye neden olmamaktadır. Ancak; yoğurt veya diğer bir süt ürünü, düşük pH, düşük kalsiyum ve fosfat içeriğine sahip olduğu zaman eroziv özellik gösterebilmektedir (40).

Demineralizasyon ve remineralizasyon döngüsü sırasında ağızda florür bulunması, hidroksiapatitten daha düşük çözünürlüğe sahip olan florapatit veya florhidroksiapatit oluşumunda rol oynamaktadır. Topikal olarak florür uygulandığında; kalsiyum florür (CaF_2) tabakası oluşmakta, diş yüzeyine çökmekte ve asit ataklarına karşı bir bariyer olarak görev yapmaktadır. Florürün çürüğe karşı koruyucu etkisi, erozyona karşı koruyucu etkisinden daha önemlidir (49,50).

2.1.3.1.2. Biyolojik Etkenler

Diş erozyonunu etkileyen biyolojik etkenler; tükürük, pelikül, diş dokusu ve yumuşak dokuların özellikleridir (8,9,16).

2.1.3.1.2.1. Tükürük

Tükürük, erozyon oluşumunu etkileyen en önemli biyolojik faktördür. Erozyona karşı koruyucu etkisini gösteren çok sayıda özelliği vardır. Bunlar; eroziv ajanın ağızda dilüe edilmesi ve ağızdan uzaklaştırılması, asitlerin nötralizasyonunu sağlayarak tamponlanması, kalsiyum fosfat iyonların etkisi ile mine remineralizasyonunu artırıp çözünme hızını azaltması, protein ve glikoproteinleri ile pelikül oluşturup mine yüzeyini diyet asitlerinin demineralizasyonuna karşı koruması, remineralizasyonu arttırmak için kalsiyum, fosfat ve florür sağlamasıdır (9,36,51,52).

Tükürük, erozyona karşı ilk koruyucu etkisini akış hızını artırarak başlatmaktadır. Tükürüğün dişleri korumak için uyarılması, eroziv atak

meydana gelmeden önce, koku veya görme gibi ekstra-uyaranlar ve asit ağza ulaştığı zaman kimyasal ve mekaniksel uyaranlarla gerçekleşmektedir. Sitrik veya maleik asit gibi içeriğe sahip eroziv gıda ve içecekler, güçlü bir tepki ortaya çıkarmaktadırlar. Çiğneme de tükürük akışını uyarmaktadır (52-55). Yüksek tükürük akış hızı, tükürüğün içeriğindeki organik ve inorganik bileşenlerinin artması ile ilk eroziv atağın minimize edilmesini ve bireyin bu ataktan korunmasını sağlamaktadır. Erozyon süreci ile ilişkili olan inorganik bileşenler; karbonik asit (H_2CO_3), hidrojen karbonat (HCO_3^-), dihidrojen fosfat (H_2PO_4^-), hidrojen fosfat (HPO_4^{2-}), kalsiyum (Ca^{2+}) ve florür (F^-)'dur (56,57). Bu iyonlar tükürüğün tamponlama kapasitesinin artırılmasında ve diş bütünlüğünün devamlılığının sağlanmasında görevlidir (58). Asidik prolinde zengin bir protein olan musin, biofilm ve plak matriksi için önemli bir yapı olup, kayganlaştırma özelliği ile erozyona uğramış alanların abrazyon aşınmasını azaltmaktadır (59). Tükürük akışını azaltan hastalıklar; bireyin erozyondan korunmasında en önemli biyolojik etken olan tükürüğün; mekanik yıkama ve asidi tamponlama etkisinin yetersizliğine ve asidin kaynağından bağımsız olarak bireyde erozyon oluşma riskinin indirekt olarak artmasına neden olmaktadır. Kontrolsüz yapılan baş-boyun radyoterapisi, sinir sistemi rahatsızlıkları, tükürük bezi hastalıkları, Sjögren sendromu gibi hastalıklar tükürük özelliklerini etkilemelerinden ötürü erozyon oluşumunda indirekt risk taşıyan hastalıklar olarak bildirilmektedirler. Aynı zamanda bazı hastalıkların tedavisinde kullanılan antidepresanlar ve diğer psikoaktif ilaçların da tükürük akış hızını azaltarak eroziv lezyon gelişimine dolaylı olarak katkı sağladıkları bildirilmektedir (1,9).

2.1.3.1.2.2. Pelikül

Pelikül; yumuşak ve sert dokuları kaplayan, bakteri içermeyen organik bir film tabakasıdır. Musin, glikoprotein, protein ve enzimlerden meydana gelmektedir (60). Difüzyon bariyeri olarak veya seçici geçirgen membran gibi davranarak, diş yüzeyi ile asitler arasında direkt teması engelleyerek erozyona karşı diş dokusunu korumaktadır. Pelikülün içeriği, kalınlığı ve olgunlaşma süresi, erozyona karşı gösterdiği koruma derecesinin

belirlenmesinde rol oynamaktadır (61). Pelikül, erozyon gelişimini etkileyecek olan remineralizasyon elektrolitleri için bir rezervuar görevi görmektedir. İçeriğindeki tükürük maddeleri, demineralizasyona karşı mine yüzeyindeki korumayı arttırmaktadır. Karbonik anhidraz VI enzimi de diş yüzeyindeki hidrojen iyonlarının nötralizasyonunu hızlandırarak erozyona karşı koruma sağlamaktadır (60,62). Pelikül, ağız içinde olduğu farklı alanlarda farklı kalınlıklar göstermektedir. Kalınlığın fazla olduğu alanlarda demineralizasyona karşı gösterdiği korumadan dolayı, erozyon görülme olasılığı daha düşüktür (63). Hanning ve diğ. (64) yaptıkları çalışmada; palatinalde oluşan pelikül kalınlığının, bukkal ve lingual yüzeylerde olduğundan daha ince olduğunu ve bu yüzeylerin sitrik aside karşı daha az dirençli olduğunu göstermiştir. Pelikül, tam kalınlığına 2 saatte ulaşmaktadır. Olgunlaşma sürecindeki yapısal değişiklikler sonrası yeni oluşmuş pelikül, aside karşı daha dirençli hale gelmiştir. Bu değişimin nedeni; içeriğindeki enzimleridir (9,61).

2.1.3.1.2.3. Diş Anatomisi ve Yumuşak Dokular

Dişlerin şekil ve konturleri, eroziv ajanların retansiyonunu etkileyebileceği için erozyon sürecini değiştirebilmektedir. Aynı şekilde, yumuşak dokuların anatomisi ve hareketleri de asidik ürünlerin temasını ve ortamdan uzaklaştırılmalarını etkileyebileceği için erozyon sürecinde yer alan önemli etkenlerdir (9). Dişlerin farklı pozisyonları, diş yüzeyinin erozyona karşı duyarlılık derecesinin farklı olmasına neden olmaktadır. Üst kesicilerin fasiyal yüzeyi yüksek oranda, alt dişlerin lingual yüzeyleri ise düşük oranda erozyona uğramaktadır (65). Dil, erozyon sonucunda yumuşamış olan mine ve dentini kaldırabilmekte; dişler üzerinde abraziv bir etki gösterebilmektedir (65,66).

2.1.3.1.3. Davranışsal Etkenler

Bireylerin yaşam şekilleri ve davranışları erozyonun görülmesi ve ilerlemesinde belirleyici etkiye sahiptir.

Asitlerin, sık ve aşırı tüketimi erozyon riski artışıyla ilişkilendirilmektedir. Asidik şekerlerin aşırı tüketimi, tükürüğün düşük tamponlama kapasitesiyle birleştiği zaman eroziv lezyonları şiddetlendirebilmektedir (9,51). Asidin dişler ile temas süresini arttıran davranışlar, erozyonun meydana gelmesi için temel itici güç olarak karşımıza çıkmaktadır. Özellikle; şişeden yudumlama gibi içme alışkanlıkları asitle temas süresini arttırarak, eroziv etkiyi arttırabilmektedir (5). İçeceklerin tüketilmesi sırasında pipet kullanılması dişlerle teması keseceğinden erozyon oluşumunu azaltmaktadır. Pipet dişlerin palatinal bölgesine yerleştirilmelidir. Böylelikle içecek doğrudan farenkse geçecektir. İçecekleri yutmadan önce ağızda tutmak, diş yüzeyinde pH'ın belirgin derecede düşmesine neden olmakta ve erozyonu arttırmaktadır. Özellikle asidik gıdaların gece tüketilmesi tükürük salgısının da azalmasıyla erozyon oluşumunu arttırmaktadır (9).

Sağlıklı yaşam şekli bir çelişki olarak dişlerde erozyona neden olabilmektedir. Yapılan düzenli egzersizler sonucu vücut su kaybetmekte, bireyler su kaybını genellikle enerji verecek düşük pH içeren şekerli içeceklerden karşılamaktadır. Vücut sıvı kaybettiğinden tükürük salgısı da azalmaktadır. Tükürük salgısının azalması ve bu düşük pH içeren içeceklerin tüketimi dişlere çift yönlü zarar vermektedir (9).

Sağlıklı beslenme, daha fazla meyve ve sebze tüketimini içermektedir. Laktovejeteryan ve çiğ gıdalarla beslenenlerde erozyon görülme sıklığı yüksektir (67). Bazı bitkisel çaylar çok sağlıklı içecekler olarak algılanmalarına rağmen, oldukça asidiktirler (pH=2,6-3,9) ve erozyon potansiyelleri yüksek olabilmektedir (68).

Asidik ürünlerin tüketilmesinin hemen ardından diş fırçalama gibi ağız hijyen alışkanlıkları, dişlerde meydana gelen madde kayıplarının şiddetini arttırabilmektedir. Diş fırçalama gibi abraziv işlemler demineralize olmuş diş sert dokularını uzaklaştırabilmektedir. Eroziv ataklardan sonra kullanılan diş fırçasının ve macunun türünün yanı sıra, diş fırçalama hareketi de aşınmanın ilerlemesini etkileyebilmektedir (5). Erozyonun tek başına meydana getirdiği

madde kaybı, abrazyonun tek başına getireceğinden daha büyüktür, ancak iki durum birlikte görüldüğünde meydana gelen hasar çok daha büyük olabilmektedir (36).

2.1.3.1.4. Meslek ve Sporla İlgili Etkenler

İş yerinde veya profesyonel ve ağır spor faaliyetlerinde maruz kalınan asitler, bireyler için eroziv risk oluşturmaktadır. Risk altındaki meslek grupları; pil, dinamit ve gübre fabrikasında çalışan işçiler, araştırma laboratuvarında çalışanlar ve profesyonel şarap tadicılarıdır (9,36,39). Almanya'da pil sanayide çalışan işçilerde yapılan ölçümler sonucunda, işçilerin sülfirik aside maruz kaldıkları saptanmıştır. Bu grupta eroziv lezyonların üst keserler bölgesinde olduğu ve dişlerin orta derecede etkilendiği belirtilmiştir (39). Profesyonel şarap tadicılığı dünyanın her yerinde yaygındır. Şarap; düşük pH, düşük kalsiyum ve fosfat içeriğine sahip eroziv potansiyeli olan bir içecektir. Şarap tadicıları, en az beş gün boyunca günde ortalama 20-50 adet farklı şarap tatmaktadırlar. Şarap tadicılarında eroziv lezyon görülme olasılığı, tükürük akış hızı, tamponlama kapasitesi ve kaç yıldır şarap tadicılığı yaptığı ile yakın ilişkilidir. Yıllar arttıkça eroziv lezyonların şiddetinin arttığı görülmüştür (69). Risk grubundaki diğer bireyler ise; düşük pH'a sahip sularda yüzen profesyonel yüzücüler ve sporcu içeceklerini sık tüketen atletlerdir (70,71). Profesyonel yüzücüler çok uzun süre havuzda kalmaktadırlar. Havuz sularını dezenfekte etmek için pH'ı düşük olan klor gazı ve sodyum hipoklorit kullanılmaktadır. Havuz suyunun tavsiye edilen pH seviyesi 7,2 ile 8 arasında olup, pH seviyesi yüksek havuz suyu dişlere herhangi bir zarar vermemektedir. Ancak, pH'ı 2,7 olan H^+ konsantrasyonu, tavsiye edilenden 100.000 kez daha fazla olan havuzda yüzen profesyonel yüzücülerin %39'unda erozyon görülmüştür (39). Ağır spor faaliyetleri Gastroözafageal Reflü Hastalığı'nı (GÖRH) tetikleyebilmektedir (72). Bu durum veya dehidratasyonla birlikte tüketilen asidik içecekler erozyon açısından risk oluşturabilmektedir.

2.1.3.1.5. Ağız Hijyen Ürünleri ve Medikal Preparatlar

Demir ilaçları, asetil salisilik asit ve hidroklorik asit içeren çiğneme tabletleri, vitamin C, aspirin, asidik ağız hijyen ürünleri, kalsiyum şelasyon ajanı içeren ürünler, asidik karakterli tükürük uyaranları gibi düşük pH değerine sahip preparatlar eroziv potansiyele sahiptirler (36,73). Düşük pH'lı ağız sağlık ürünleri, bazı florür bileşiklerinin kimyasal stabilitesini arttırıp, florür iyonlarının hidroksiapatit örgüsü içinde birleşmesini ve CaF_2 'ün diş yüzeyine çökmesini sağlayabilmektedir. Ancak; bu tabaka eroziv ataklara karşı bazı koruyucu etkiler gösterse de ortamda pH çok düşük olduğu veya florür bulunmadığı zamanlarda diş yüzeyinden direkt olarak çözünmektedir. “Kserostomia” olan bireylerde bu tarz ağız preparatlarının kullanımı, olası eroziv etkileri çok daha fazla şiddetlendirmektedir (39). Eğer bir ilaç düşük pH ve yüksek asit titresine sahipse ve uzun süre kullanılıyorsa erozyon oluşturma özelliği göstermektedir. Ayrıca, antihistaminik, antiemetik, antiparkinson, antidepresanların bazı türevleri gibi ilaçlar tükürük akış hızını ve tamponlama kapasitesini azaltmaktadırlar. Bunun yanında C vitamini günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Vitamin C çiğneme tabletlerinin yüzeyi sert ve geniştir. Ayrıca; çiğneme ile dişlerle daha uzun süre temasta kalmaktadır. Yapılan bazı araştırmalar sonucunda çiğneyerek kullanılan C vitamini tabletlerinin, tükürük pH'ını 2'nin altına düşürdüğü bildirilmiştir (74).

2.1.3.2. İç Kaynaklı Etkenler

Gastroözafageal reflü hastalığı, kusma ve ruminasyon (geviş getirme) sonucu ağza ulaşan mide asitleri veya asidik mide içerikleri, iç kaynaklı olarak erozyona neden olmaktadır.

2.1.3.2.1. Gastroözafageal Reflü

Mide asidinin mideden ağza doğru gelmesi ile ilişkilendirilen birçok durum vardır. Bunlardan en sık görüleni gastroözafageal reflüdür. Genellikle ailesel yatkınlık göstermektedir (75,76). Mide asidi ağza ulaştıncaya, diş sert

dokuları ve periodontal dokularla temasa geçmektedir. Ağıza gelen mide içeriğinin pH değeri 1-1,5 arasındadır. Mide suyunun tamponlama kapasitesi ve pH'ın, besinlerle alınan asitlere oranla daha düşük olması daha yaygın ve şiddetli eroziv lezyonların oluşmasına neden olmaktadır. Mide asidinin dişte erozyon oluşturabilmesi için en az 1-2 yıl, haftada birkaç kez dişlerle temas etmesinin gerekli olduğu belirtilmektedir (76). Asidin dişlerle uzun süreli teması, mine yüzeyinde demineralizasyonun başlaması ve daha sonra dentin ve pulpayı da içine alan yıkıcı hasarların oluşması açısından risk oluşturmaktadır (77). Başlangıçta erozyon, sadece mine yüzeyi çok iyi kurutulduğunda gözlenebilen, yüzey kaybı olarak tanımlanmaktadır. Etken devam ettiği sürece, ince kesici kenarlarda kırılmalar gözlenmekte ve diş hassasiyeti başlamaktadır. Bunlar, erozyonun ilk belirtileridir. Daha ilerleyen durumlarda, lezyon derinleştikçe sert, düz bir görüntü ile birlikte altındaki dentinin renginin belli olduğu incelmış mine görüntüsü görülmektedir (78).

Erozyon derecesi, hastalığın süresi ve sıklığı ile doğru orantılıdır. Asit reflüsü öncelikle üst keser dişlerin ve üst azı dişlerin palatinal yüzeyini etkilemekte, asit atağı devam ettikçe iki çenede de arka bölgedeki dişlerin okluzal yüzeyleri etkilenmekte ve en son labial/bukkal yüzeylere ulaşmaktadır. Alt dişlerin bukkal yüzeyleri de etkilenebilmektedir (79).

2.1.3.2.2. Kusma

Kusma, mide içeriklerinin ileri itilmesidir. Beynin kusma merkezi tarafından koordine edilmekte ve çok çeşitli medikal problemlerle ilişkili olabilmektedir. Bunlar; stres, yeme bozuklukları (anoreksia ve bulimia nervosa) gibi psikosomatik etkenler; diyabet, hamilelik, hipo/hiperparatroidizm, üremi, adrenal yetmezlik gibi metabolik ve endokrin etkenler; migren, gibi nörolojik bozukluklar; peptik ülser, kronik gastrit, intestinal obstrüksiyon gibi sindirim sistemi bozuklukları; ensafalit, neoplazm, serebral palsy gibi santral sinir sistemi bozuklukları ve çeşitli ilaçlardır. Tüm bu etkenler uzun periyotlarda devam ettiklerinde erozyona neden olmaktadır (80).

2.1.3.2.3. Ruminasyon

Yaygın olarak gözlenmeyen bir durumdur. Kişi kasıtlı olarak reflü meydana getirmekte ve ağza gelen mide içeriğini yutmadan önce çiğnemektedir. Bu bireylerdeki erozyon öncelikle üst kesici dişlerin palatinal yüzeyinde başlamakta ve eğer asitle temas uzun sürerse diğer diş yüzeylerini de kapsamaktadır. Genellikle mental-retarde bireylerde gözlenmektedir (81).

2.1.4. Erozyonun Oluşma Mekanizması

2.1.4.1. Mine ve Dentin Yapısı

Mine ve dentin; mineral, protein, yağ ve sudan oluşmaktadır (82). Benzer bileşenleri içermelerine rağmen yapısal olarak birbirlerinden oldukça farklıdır. Her ikisi de milyonlarca küçük kristalden meydana gelmiştir. Mine ağırlıkça %96 oranında mineral ihtiva etmektedir. Kalan %4'ü ise su ve organik yapıyı oluşturmaktadır. Tablo 2.1.3'de mine ve dentin bileşenlerinin hacimce yüzde değerleri görülmektedir (83,84).

Dişlerin mineral içeriği yüksek oranda hidroksiapatitten (HAP) oluşmaktadır ve minenin kalın olduğu bölgelerde fazla iken, servikal bölgelerde azalmaktadır (8). Mine, prizmatik yapıdadır. Yapısal olarak, çok sayıda mine prizmasından, prizma kınından ve bunların arasını dolduran interprizmatik matriksten meydana gelmektedir. Mine prizmaları anahtar deliği şeklinde desteler halinde uzanmış HAP kristallerinden oluşmaktadır (83,84). Minedeki HAP kristalleri embriyolojik gelişim sürecinde bazı eser elementlerle birleşmektedir. Karbonat, sodyum, demir, çinko, magnezyum gibi elementler minenin kristalin yapı ve stabilitesini etkimektedirler. Mine matriksinin bakteri ve diyet asitlerine bağlı demineralizasyonunun artmasına sebep olmaktadır (83). Bu HAP kristalleri, kalsiyum eksikliği olan karbonatlı HAP olarak adlandırılmaktadır. HAP formülü $Ca_{10} (PO_4)_6 (OH)_2$ iken, karbonatlı HAP formülü; $Ca_{10-x} Na_x (PO_4)_{6-y} (CO_3)_z (OH)_{2-u} F_u$ şeklindedir. Karbonatlı HAP formülünde de ifade edildiği gibi (Ca_{10-x}) diş minerali

kalsiyumdan eksiktir. Bazı kalsiyum iyonları, sodyum, magnezyum ve potasyum gibi diğer metal iyonları ile sodyum en fazla olacak şekilde toplamda % 1 oranında yer değiştirmektedir. Ancak; asıl değişim karbonatın (CO_3) fosfat (PO_4) ile yer değiştirmesidir. Ama bu oran birebir stokiyometri temeline dayanmadığından fosfat 6-y ve karbonat da z olarak ifade edilmiştir. Mineral kristal örgüsü içinde bu değişimler özellikle de, karbonatın değişimi yapıyı bozmaktadır (85-87). Bu değişimler nedeniyle mine ve dentin minerali aside karşı HAP' den daha fazla çözünür özelliktedir. HAP'de florapatite (FAP) ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{F}_2$) göre daha fazla çözünürdür. Minenin içerdiği su miktarı, asidin difüzyonuna ve kalsiyum, fosfat gibi minerallerin de erozyon esnasında diştten uzaklaşmasına imkan sağlamaktadır (86).

Tablo 2.1.3. Mine ve dentin bileşenlerinin hacimce yüzde değerleri

İçerik	Mine	Dentin
Hidroksiapatit	85	47
Su	12	20
Protein ve lipit	3	33

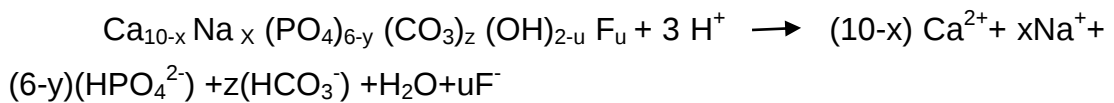
Dentin yapı olarak mineden farklıdır. Mineral içeriği az, organik içeriği fazladır. Organik bölümü %90 oranında tip 1 kollajen içermektedir. Diğer komponentleri; nonkollajen fosfoprotein ve glikoprotein, lipit ve proteoglikandır. %20 oranında su içermektedir. Sertliği mineye göre azdır. Dentinde, pulpadan mine dentin birleşimine kadar uzanan dentin tübülleri yer almaktadır. Bu tübüller peritübüler dentin ile çevrilidir ve bu peritübüler dentin mineral yoğunluğunun en fazla olduğu kısımdır. Kalsiyum ve fosfat elementlerinin yanında diğer elementler de mevcuttur (8). Dentin ve mine benzer mineral bileşimine sahip olmasına rağmen, karbonat içeriği dentinde daha fazladır. Minede yaklaşık % 3 iken, bu değer dentinde % 5-6'dır ve bu da dentini aside karşı daha çözünür yapmaktadır. Ayrıca, dentin içindeki

kristaller minedekilerden daha küçüktür; bu nedenle dentinin gram başına düşen yüzey alanı çok daha fazladır ve dolayısıyla asit ataklarına daha fazla yüzeyi maruz kalmaktadır (88).

2.1.4.2. Asit ve Şelasyon Ajanları

Erozyon sırasında asit ya da şelasyon ajanları, önce plak varsa plağa, sonra pelikül tabakasına, sonra da kristallerin etrafını saran protein/yağ tabakasına geçmektedir.

Dişlerin kimyasal erozyonuna güçlü/zayıf asitlerin hidrojen iyonları (H^+) veya bağlanabilen anyonlar veya kompleks kalsiyum neden olmaktadır. İkinci neden olarak da şelat ajanlar bilinmektedir. H^+ iyonları suda ayrışabilen asitlerden elde edilmektedirler. H^+ iyonu doğrudan dişe saldırabilmekte ve karbonat ya da fosfat iyonu ile birleşerek doğrudan kristali çözebilmektedir;



Bu direkt saldırıyla H^+ iyonu, karbonat ve/veya fosfatla birleşmekte, kristal yüzeyinin o bölgesindeki bütün iyonlar serbest kalmakta ve direkt yüzey çözünmesine sebep olmaktadır.

Sitrik asit gibi asitler, suda çözündüğünde hidrojen iyonu, sitrat gibi anyonlar ve çözülmeyen asit molekülleri açığa çıkarmaktadır. Bu salınım miktarı solüsyonun pH'ına, asit iyonizasyon sabitine (kat sayısına) (K_a) bağlıdır. Asit iyonizasyon katsayısı yüksek olan asitler daha güçlü asitlerdir. Mineral yüzeyinden daha fazla kalsiyum çekmekte ve böylece daha eroziv bir yüzey meydana getirmektedir. Etilen diamin tetra asetik asit (EDTA) ve sitrik asit en güçlü asit ve şelasyon ajanlarıdır. Sitrik asit ile erozyon, H^+ iyonlarının yüzeye atak yapması ile oluşan mineral çözünmesi ve anyonların kalsiyumu bağlaması ile meydana gelen mineral çözünmesinin kombinasyonu ile oluşmaktadır. Sonuç olarak sitrik asit gibi asitlerin kristal yapıyı çözmede çift

etkisi olması nedeniyle diş yüzeyine daha fazla zarar vermektedir (88). Sitrik asit, 2 gibi düşük pH'larda mineral yüzeyine direkt saldırabilmek için H^+ iyonu sağlarken, 7 gibi yüksek pH'larda kalsiyum iyonunu kristal yüzeyinden çekmektedir. Orta pH değerlerinde ise; her iki mekanizmada da gerçekleşmektedir (84). İçinde yüksek oranda sitrik asit bulunan meyve ve meyve suları erozyona neden olabilmektedir (40).

Erozyon, H^+ iyonlarının saldırıları ve sitrik asit, EDTA gibi güçlü şelasyon ajanları olan anyonlarla kompleks oluşturmuş kalsiyumun neden olduğu mineral çözünmelerinin bir kompozisyonudur.

Asetik asit halinde kalsiyum/asetat oluşumu çok zayıftır ve erozyonda küçük bir rol oynamaktadır. Diğer bir yandan laktik asit, moleküle OH yan grubu eklenmesinden dolayı kalsiyuma güçlü bir şekilde bağlanmaktadır. Laktik asit daha kolay H^+ iyonu sağlamasından, daha düşük pH'lı solüsyon üretmesinden dolayı asetik asitten güçlüdür. Ayrıca, laktat da kalsiyum bağlamaktadır. Bu nedenle; laktik asit mineye pH 6-7 olduğu zaman bile zarar verebilmektedir. Bu pH da hemen hemen hiç H^+ iyonu yoktur. Asidin etki göstermesinin nedeni; laktat anyonuyla kalsiyumun bağlanmasıdır (87).

Fosforik asit solüsyonda kalsiyuma daha fazla bağlanmaktadır. 2 gibi düşük pH değerinde H^+ sağlarken, 7 gibi yüksek pH değerinde kalsiyuma bağlanmaktadır. Ara değerlerde ise; sitrik asitte de olduğu gibi her iki mekanizma da geçerlidir (84).

2.1.4.3. Erozyonun Histopatolojisi

Minedeki erozyon, yüzeydeki minerallerin bir bölümünün kaybı ile başlamaktadır (8). Asit, mine yüzeyi ile temas ettiğinde asidin hidrojen komponenti mine kristallerini çözmeye başlamaktadır. İlk önce prizma kını alanını ve sonra da prizma çekirdeğini çözmekte ve ardından da bal peteği görüntüsü bırakmaktadır. İyonize olmayan asit, minenin interprizmatik alanına difüze olarak yüzey altında uzanan mineralleri çözmektedir. Bu

iyonların dışarı hareketi diş üzerindeki mine yüzeyine yakın sıvı yüzeyinde lokal pH yükselmesine neden olmaktadır (89). Eğer asit etkisi devam ederse, mineral hacim kaybı meydana gelmektedir. Eroziv minenin yüzeyi, asitlenmiş mine yüzeyi görüntüsündedir. İnce, zayıf yapılı tabaka yüzeyde bulunmakta, bu tabakanın özellikleri ve uzanımı erozyon şiddetine göre değişmektedir. Yüzeyde bir kısım mineral kaybı sertliğin azalmasına neden olmaktadır. Asit etkisi devam ettikçe eroziv mine fiziksel kuvvetlerden de etkilenmeye başlamaktadır. Çok uzun süreli veya şiddetli erozyondan sonra diş yüzeyinde hacim kaybı meydana gelmektedir (8).

Dentin uygun konsantrasyonda asit ataklarına maruz kaldığında, minerallerde çözünme başlarken organik kısımda bir çözünme gerçekleşmemektedir. Ancak; sitrik asit gibi güçlü bir aside maruz kaldığında organik kısımda da çözünmeler başlamaktadır. Dentindeki yüksek içerikli organik matriks, demineralizasyon ajanlarının daha derinlere gitmesini sağlamak ve diş minerallerinin dışarı hareketine engel olmaktadır (90). İlk olarak peritübüler ve intertübüler dentin aynı hızla uzaklaşırken ilk dakikadan sonra peritübüler dentin çözünmekte, intertübüler dentin daha stabil kalmaktadır. Asit atağı devam ettikçe demineralizasyon hızında azalma gözlenmektedir. Demineralize matriks belli bir kalınlığa ulaştığında, mineral kaybı belirgin şekilde azalmaktadır. Çözünmüş mineraller organik matriksin hemen uzaklaşmasını engellemektedir. Böylece; saturasyon artışı gerçekleşmektedir. Bu bir miktar kollajenin tamponlama kapasitesine bağlıdır. Bunun aksine; organik matriksin ortadan kalkması çözünme hızını arttırmaktadır (8).

2.1.5.Erozyonun Sınıflandırılması

2.1.5.1. Klinik Şiddetine Göre

Eccles (91) erozyonu klinik şiddetine göre şu şekilde sınıflandırmıştır:

Sınıf 1: Sadece mineyi içeren yüzeysel lezyon,

Sınıf 2: Dentinin 1/3'ünden daha az yüzeyini içeren lokalize lezyon,

Sınıf 3: Dentinin 1/3'ünden daha çok yüzeyini içeren generalize lezyon.

2.1.5.2. Patojenik Aktivitesine Göre

Mannerberg (92) patojenik aktivitesine göre manifest ve latent olmak üzere ikiye ayrılmıştır.

Manifest erozyon; aktif olarak ilerleyen erozyondur. Klinik olarak, mine sınır bölgeleriyle teşhis edilir ve bu bölgeler dentinle karşılaştıkları alanlarda incedir. Tarama elektron mikroskopunda (SEM), asitle pürüzlendirilmiş mine görüntüsüne benzer şekilde mine prizmaları bal peteği modeli göstermektedir.

Latent erozyon; inaktif erozyondur. Erozyona neden olan etkenlerdeki değişime bağlı olarak, daha fazla dekalsifikasyona maruz kalmamıştır. Belirgin, kalın mine sınırlarına sahiptir. SEM'de incelendiği zaman mine prizmalarında bal peteği görüntüsü yoktur (28).

2.1.5.3. Neden Olan Etkenlere Göre

Erozyon alınan anamnez doğrultusunda; dış kaynaklı ve iç kaynaklı olarak 2'ye ayrılmaktadır (9,93).

2.1.5.4. Lokalizasyonuna Göre

Erozyona neden olan etkenler arasında rol oynayan asidin dış kaynaklı ya da iç kaynaklı olmasına göre, lezyonun lokalizasyonu da değişmektedir. Örneğin; dış kaynaklı erozyonda ağırlıklı olarak labial ve okluzal yüzeyler etkilenirken; iç kaynaklı erozyonda üst çenedeki dişlerin palatinal ve okluzal yüzeyleri ile alt çene molar ve premolarların bukkal ve okluzal yüzeyleri etkilenmektedir (93,94). Dolayısıyla erozyonu kapsadığı dişin bölgesine göre; ön dişlerin labial yüzlerini, kaninlerin bukkal yüzlerini, dişlerin okluzal yüzlerini, dişlerin palatinal yüzlerini ve birçok yüzeyi kapsayan erozyon olarak sınıflandırılmaktadır (94).

2.1.6. Erozyonun Teşhisi

Erozyonu erken teşhis edebilmek ve erozyona uğramış yüzeyin stabil ya da aktif olup olmadığını belirleyebilmek önemlidir. Ancak; erozyonun teşhisi ve izlenmesi zordur. Bunun iki sebebi vardır: Birincisi, ölçümlerde sabit bir referans noktası sağlamadaki zorluk; ikincisi ise, rutin diş hekimliği uygulamalarında, dişlerde meydana gelen erozyonu ve ilerlemesini belirleyebilecek bir aletin bulunmamasıdır. Bu nedenle, diş hekimi için erozyonun teşhisinde en önemli özellik, mevcut olan klinik görüntüdür (8). Fasiyal ve lingual/palatinal bölgelerde mine erozyonunun tipik görüntüsü; gingival marjin boyunca bütünlüğü bozulmamış mine ile birlikte perikimataların kaybolduğu bazen mat bazen de düz parlak bir mine yüzeyidir. Diş etine yakın bölgede minenin bütünlüğünün bozulmamasının sebebi o bölgelerde plak birikiminin ve diş eti oluşu sıvısının asidi nötralize edici etkisinin olmasıdır. Bu plak birikintisi asitlere karşı difüzyon bariyeri oluşturmaktadır. Eroziv lezyon ilerlediğinde, mine morfolojisinde bir takım değişiklikler meydana gelebilmektedir. Minede genişliği derinliğinden fazla olan konkavite ler oluşmaktadır. Fasiyal erozyon, kama şekilli defektten ayırt edilmelidir. Kama şekilli defekt, mine-sement sınırında veya sınırın apikalinde bulunmaktadır. Sivri kenarları vardır, mine yüzeyini 90° derece açıyla keser ve bu lezyonların derinliği genişliğinden büyüktür (2,9,32). İlerlemiş okluzal

lezyonlarda, kasp tepeleri yuvarlaklaşmış, restorasyonlar diş yüzeyi seviyesinden yükselmiştir. Çok şiddetli lezyonlarda, okluzal morfoloji kaybolabilmekte ve pulpa ekspozları meydana gelebilmektedir (9,32,95). Aşınmanın en çok görüldüğü bölge okluzal yüzeylerdir. Bu yüzeylerde aynı zamanda, atrizyon ve abrazyon da görülebilmektedir. Ayrıca; aşınmanın erozyondan mı yoksa diğer sebeplerden mi meydana geldiği tam olarak belirlenemeyebilmektedir (2,38). Ancak; atrizyonda diş yüzeyi genellikle parlak, kenarlar belirgindir ve aynı özellikler karşıt dişte de bulunmaktadır (5).

2.1.7. Erozyonun İndeksleri

Erozyonun klinik teşhisinde kullanılmak üzere indeksler geliştirilmiştir. Bu indeksler, erozyonu diğer aşınma şekillerinden ayırt etmek ve sert dokularda meydana gelen aşınma miktarını belirleyebilmek için belirli kriterleri içermektedir. İndekslerin oluşturulmasında niteliksel ve niceliksel yöntemler kullanılmıştır. Nicel yöntemler, diş yüzeyindeki girinti derinliği, kronun yüksekliği gibi objenin fiziksel ölçümlerine dayanmaktadır. Niteliksel yöntemler ise; klinik tanımlara dayanan, daha çok subjektif olan ve değişkenlik gösterebilen yöntemlerdir.

İdeal indeks; kullanılması basit, skortlama kriterleri anlaşılır ve tekrarlanabilir olmalıdır. Bu indeksler, araştırmacılar için erozyona neden olan faktörleri belirleme, önleme ve durumu izlemede kullanışlı olup, epidemiyolojik ve klinik bir araç olarak kullanılabilirdir (96).

Erozyonun teşhisinde birçok erozyon indeksi kullanılmıştır. Son 20 yılda gelişen erozyon indeksleri (97,98).

- Eccle's İndeksi (1979)

- Smith and Knight *Tooth Wear* İndeksi (TWI) (1984)

- Skarlama sistemi modifiye edilmiş Linkosalo ve Markanken İndeksi (1985)
- Aine İndeksi (1993)
- Lussi İndeksi (1996)
- UK *National Survey of Children's Dental Health* İndeksi (1999/2003)
- Larsen ve Westergaard İndeksi (2000)
- O'Sullivan İndeksi (2000)
- Temel Eroziv Aşınma İndeksi (*Basic Erosive Wear Examination*) (BEWE) (2008)

Beckhoff ve diğ. (98) bilimsel yayınlarda en çok hangi indeksin kullanıldığını araştırdıkları çalışmalarında, 2000-2006 yılları arası yapılan tüm erozyon çalışmalarını incelemişler, yetişkinlerde en yaygın kullanılan indeksin Smith and Knight *Tooth Wear* (TWI) indeksi olduğunu bildirmişlerdir (99) (Tablo 2.1.4).

Tablo 2.1.4. Smith ve Knight'ın aşınma indeksi

Skor	Yüzey	Kriter
0	B/L/O/I	Mine yüzey özelliklerinde kayıp yok
	C	Kontürde kayıp yok
1	B/L/O/I	Mine yüzey özelliklerinde kayıp yok
	C	Kontürde minimal kayıp
2	B/L/O	Mine kaybıyla açılan dentin yüzeyinin 1/3'ünden daha az
	I	Mine kaybı ile dentinde açılma
	C	Defekt 1 mm' den daha az
3	B/L/O	Mine kaybıyla açılan dentin yüzeyinin 1/3'ünden daha fazla
	I	Minenin kaybı ve dentinin hemen hemen tamamının kaybı
	C	Defekt 1-2 mm'den az
4	B/L/O	Minenin tamamının kaybı veya pulpada açılma veya sekonder dentinde açılma
	I	
	C	Pulpada veya sekonder dentinde açılma Defekt 2 mm'den fazla veya pulpada açılma veya sekonder dentinde açılma
B: bukkal veya labial, C: servikal, I: insizal, L: lingual veya palatinal, O: okluzal		

İndekslerde, durumun şiddetini ve ilerleyişini belirtmek için skarlama veya derecelendirme sistemi kullanılmıştır. Çoğu diagnostik indeksler tam anlamıyla morfolojik defektleri yansıtmadığı gibi uluslararası standardizasyon da çok azdır (100).

Son yıllarda bilinen indekslerin yanı sıra BEWE indeksi oluşturulmuştur. Bu indeks, basit ve tekrarlanabilir bir indekstir. Erozyon tedavisinin kararında hekimi yönlendirebilen, diş sert dokularının dikkatli bir şekilde incelenmesini sağlayan bir sistem oluşturmuştur. BEWE, parçalı skarlama sisteminden oluşan, ağız 6 kadrana ayıran, her kadranı ayrı ayrı değerlendiren bir indeks olup 4 seviye skoru vardır (97).

0: yüzey kaybı yok

1: mine yüzey kaybı başlangıç seviyede

2: dentinin %50' sinden daha az bir kısmının etkilendiği belirgin sert doku kaybı

3: dentinin %50'sinden daha fazla bir kısmının etkilendiği sert doku kaybı

BEWE skorlarının hesaplanmasında; bukkal/fasiyal, okluzal, lingual/palatinal yüzeylerden en yüksek skora ait bölgenin skoru kaydedilir. Bu işlem her kadranda yapılır ve daha sonra bu skorlar toplanır (Tablo 2.1.5).

Tablo 2.1.5. Temel eroziv aşınma indeksi (BEWE)

BEWE SKORLARI					
1.Kadran	2.Kadran	3.Kadran	4.Kadran	5.Kadran	6.Kadran
17-14	13-23	24-27	37-34	33-43	44-47
Skorların toplamı					

Bu indeks, dentinin açığa çıkması ve mine kaybı arasındaki belirgin ayrımı kaldırmıştır. Böylelikle, klinik koşullar açısından daha geniş kabul edilebilirliği sağlanmıştır. Sınır değerler, öğrenmesi ve kalibre etmesi kolay değerlerdir. BEWE indeksi uluslararası kabul edilen, standart ve geçerli bir indekstir (97).

2.1.8. Erozyonun Tedavisi

2.1.8.1. Erken Teşhis ve Korumaya Yönelik Yaklaşımlar

Diş erozyonları, ağızda görülen diğer patolojiler gibi erken teşhis edildiklerinde sadece koruyucu önlemler alınarak tedavi edilebilmektedirler. Erozyon oluşumuna neden olabilen etkenlerin ortadan kaldırılmasıyla yeni lezyon oluşumu ve/veya var olan lezyonların ilerlemesi durdurulabilmektedir. Bu koruyucu önlemlerden bazıları şunlardır:

1. Asitle doğrudan teması azaltmak veya önlemek:

- Asitli içecek/yiyecek tüketim sıklığını ve miktarını azaltmak,
- Asitli içecekleri/yiyecekleri soğuk ve hızlı tüketmek,
- Asitli içecekleri yudumlamak yerine çabucak içmek, bardak yerine pipetle içmek,
- Asitli içeceklerin yüksek kalsiyum, fosfat, florür ve ksilitol içerenlerini tüketmek,
- Asitli içecekleri/yiyecekleri tükürük akış oranının ve tamponlama kapasitesinin fazla olduğu ana öğünlerde tüketmek ve kesinlikle gece son yiyecek olarak almamak,
- Yemeği, kalsiyum ve fosfat içeren peynir, süt gibi nötralize edici özelliği olan bir yiyeceklerle bitirmek,
- Asidik ilaçların yanlış kullanımından kaçınmak, mümkünse çiğnemek yerine yutmak,
- İş yerinde asidik buhar ve sıvılarla olan teması azaltmak için, maske, ağız koruyucuları ve nötralize edici ajanlar kullanmak,
- Hastadan alınan anamnezde, GÖRH, kusma, yeme bozukluğu, alkol problemi olduğu tespit edildiğinde; hastayı tıp hekimine yönlendirmek (101,102).

2. Demineralizasyonun azalması, remineralizasyonun artmasını sağlamak:

- Tükürük akış oranını arttırmak için şekerli sakız çiğnemek,

- *Kserostomiası* olan hastalarda, sistemik tükürük preparatları kullanmak,

- Asitli içecek/yiyecek tüketiminden hemen sonra, ağız bol su, süt ya da düşük konsantrasyonlu florür solüsyonları ile çalkalamak,

- Florürlü diş macunları, solüsyon ve jelleri kullanmak,

- Topikal florür preparatlarını periyodik olarak kullanmak.

3. Abrazyonu azaltmak:

- Asitli gıda tüketiminden sonra hemen diş fırçalamamak,

- Manuel diş fırçası kullanmak, elektrikli diş fırçası kullanılır ise fazla basınç uygulamamak,

- Abraziv değeri düşük olan florürlü diş macunları kullanmak gerekmektedir (5).

4. Florür tedavisi ile aside karşı direnci artırmak:

Florür, diş çürüklerinin ilerlemesini engelleyebilen ve bu nedenle de koruyucu uygulamaların en önemli maddesi olan halojen grubundan bir elementtir. Çürük önleme üzerine etkileri *in vivo* ve *in vitro* olarak en fazla çalışılan konulardan biridir. Florürün bugün için kabul edilmiş en önemli iki etkisi; demineralizasyonu inhibe etmesi ve remineralizasyonu aktive etmesidir. Florür, ağız ortamında tükürükte, plak sıvısında veya mine yüzeyine bağlı olarak bulunabildiği sürece lokal olarak etki gösterip, bu fonksiyonları yerine getirebilmektedir (103).

Florürün çürük önleyici etkisinin yanında erozyonu önleyici etkisinin de olduğu düşünülmektedir (104). Diş yüzeyinde florür deposu olarak oluşan

CaF_2 sadece yüksek konsantrasyonlu florür solüsyonları uygulanması esnasında oluşmaktadır. Topikal florür uygulamaları, özellikle asitlendirilmiş olanlar (asitlendirilmiş fosfat florür) CaF_2 benzeri materyallerin öbekler şeklinde mine yüzeyine çökmesini sağlamaktadır (105). Bu tabaka pH, florür konsantrasyonu ve ajanın florür tuzu tipine göre demineralizasyona karşı koruyucu etki göstermektedir (105-107).

Ancak; florür uygulamasının erozyona karşı koruyucu etkisinin olup olmadığı halen tartışma konusudur. Çok asidik ortamda topikal uygulama sonrası oluşan depo CaF_2 bileşiklerinin kolayca çözündüğü düşünülmektedir (5,105-108). Özellikle; nötral pH'a sahip florür ajanlarında bu bileşiklerin çözünmesi daha fazla olmaktadır (109). Nötral florürler (Sodyum Florür), mine yumuşamasını azaltmakta ancak eroziv aşınmayı önleyememektedirler (110).

Değişik florür ajanlarının erozyonu önlemedeki etkileri incelenmiş, ancak araştırmacılar arasında bu konuda bir fikir birliği oluşturulamamıştır (111). Bazı araştırmacılar florürü erozyonun ilerlemesini önlemede etkili bulurken (49), bazı araştırmacılar ise, florürün herhangi bir koruyucu etkisinin olmadığını savunmaktadırlar (112).

5. Kalsiyum ve fosfat kullanarak aside karşı direnci arttırmak:

Erozyondan korunmada bu materyaller, eroziv solüsyonların içerisine eklenerek ya da direkt olarak diş yüzeyine koruyucu bir tabaka şeklinde uygulanarak iki farklı yöntemle kullanılmaktadırlar. Eroziv bir solüsyon içerisine kalsiyum ve fosfat iyonları eklenip aşırı doymuş hale getirildiğinde dişin içerdiği mineralleri çözemeyecek bir yapı kazanmaktadır. Sütteki kazeinden elde edilen fosfopeptidler tarafından stabilize edilen amorf formdaki kalsiyum fosfat kompleksi (Kazein fosfopeptit- amorf kalsiyum fosfat) (CPP- ACP), kalsiyum ve fosfat iyonları açısından bir rezervuar olarak görev yapmakta ve sert dokulardaki mineral içeriğe yakın aşırı doymuş bir ortam oluşturmaktadır. CPP-ACP'deki kazein, bir aminoasit olup asidik

çevreyi düzenlemektedir. Asidik pH'da ACP CPP'den ayrılmaktadır. Böylece; tükürük kalsiyum ve fosfat seviyesi artmaktadır. Ayrıca; CPP tükürükte ACP seviyesini ve tükürükteki kalsiyum fosfat seviyesini stabilize etmektedir. CPP-ACP'nin erozyondan koruyucu etkisinin remineralizasyona olan etkisinden olabileceği düşünülmektedir (113,114).

6. Lazer uygulaması

İlk olarak Sognaes ve Stern, lazer uygulamasının minenin demineralizasyona karşı direncini arttırdığını bildirmişlerdir (115). Daha sonra birçok araştırmacı, lazerin çürüğü önleme üzerine etkisini araştırmışlar ve lazerin diş yüzeyinde meydana getirdiği değişiklikler sonucu, yüzeyin asit ataklarına karşı daha dirençli olduğunu bildirmişlerdir (29,116-124). Lazerin yüzeyde meydana getirdiği bu değişikliklerin erozyonu önlemede de etkili olabileceği öne sürülmüştür (18).

Lazerin demineralizasyonu önleyici etkisi birkaç mekanizma ile açıklanmaktadır. Bunlardan birincisi, mine yüzeyinin mikroyapısal elemanlarının fiziksel olarak birleşmesi ile minenin kimyasal ajanlara karşı geçirgenliğinin azalması olarak belirtilmektedir (125). Bir diğer teori ise; mine kristallerinin erimesi, kaynaşması ve rekristalize olması ile minenin morfolojisi ve kristalize yapısının değişmesi böylece çözünübilirliğinin yanı sıra mine geçirgenliğinin azalması ile açıklanmaktadır (17,125).

Daha sonraki çalışmalarda ise; lazer uygulaması ile su ve karbonat içeriğinin azaldığı, hidroksil iyon içeriğinin arttığı, pirofosfat oluşumu ve proteinlerin çözünmesi ile minenin ultramikroskopik yapısında meydana gelen değişimlerle minenin çözünübilirliğinin azaldığı ileri sürülmüştür (12,23).

Lazer uygulanan minede soğurulan enerji, ısı enerjisine dönüşmekte ve mine kristallerinde termal değişiklikler meydana gelmektedir. Yüzeyde erime ve yumuşamalar oluşarak yeni bir yüzey oluşmasını sağlamaktadır. Erimiş mine yüzeyinde, interprizmatik boşluğun azaldığı, büyük kristallerin

mevcut olduğu gösterilmiştir. Bu durum asit varlığında asit difüzyonunun azalmasını sağlayabilmektedir (10).

Mine demineralizasyonunu önlemede kullanılan lazerlerin, mine ve dentindeki su ve hidroksiapatit tarafından yüksek oranda soğurulması gerekmektedir. Lazerin, minenin asit direncini önemli ölçüde arttırdığı ve florürle kombine kullanıldığında minenin çözünürlüğünü anlamlı derecede azalttığı belirtilmektedir. Ayrıca; lazer uygulamasının mine ve dentin yüzeyinin altındaki tabakaya florür tutulumunu arttırdığı ve florür iyonlarının daha uzun süre diş yüzeyinde kalmasını sağladığı bildirilmiştir (11,17,18,117).

2.1.8.2. Tedaviye Yönelik Yaklaşımlar

Diş aşınmalarının tedavi planlamasında, lezyonların klinik görünüşleri ve hastanın şikayetleri göz önünde bulundurulmaktadır (126). Dişte aşınmaya bağlı duyarlılık varsa, dişin yapısal bütünlüğü tehlike altındaysa, aşınma lezyonu estetik açıdan sorun yaratıyorsa ve pulpanın açığa çıkma riski varsa tedavi kaçınılmaz hale gelmektedir (127).

Erozyonun başlangıç aşamasında, lezyon mine ile sınırlıdır ve hastada aşırı duyarlılık şikayeti yoktur. Estetik nedenlerle veya lezyonun ilerlemesini engellemek için restorasyonlar yapılabilir. Tedavi seçeneği olarak; direkt kompozit restorasyonlar veya porselen veneerler düşünülebilmektedir. Böylece, dişin konturları yeniden şekillendirilmiş olmaktadır. Ayrıca; mine yüzeyi restorasyonla korunmuş olacağı için bir sonraki asit ataklarında yüzeyde meydana gelecek aşınma da engellenmiş olmaktadır (127).

Dentin dokusunun etkilendiği ileri erozyon vakalarında, hasta duyarlılık şikayetiyle gelebilmektedir. Bu durumun kontrol edilebilmesi için başlangıç aşamasında florürlü preparatlar, duyarlılık giderici ajanlar ve lazerler kullanılabilir (128). Ancak; dişin yapısal bütünlüğünün tehdit altında olduğu, pulpanın açıldığı durumlarda, hastada aşırı duyarlılık varlığında,

eroziv defektin estetik olarak kabul edilemeyeceği koşullarda, farklı tedavi seçenekleri düşünülmelidir (127).

Okluzal yüzeylerde görülen eroziv lezyonlarda, geçmiş yıllarda tedavi seçeneği olarak, kron, köprü veya overdenture protezler düşünülürken; günümüzde, kompozit restoratif materyaller ve adeziv teknikler sergiledikleri olumlu gelişmeler sayesinde bu uygulamaların yerini almıştır. Restoratif tedavi planı dişlerdeki kaybın derecesi göz önünde bulundurularak yapılmalıdır.

Dikey boyut kaybı $<0,5$ milimetre (mm) ise; sealing veya direkt kompozit restorasyon uygulanabilmektedir. Eroziv diş aşınmasının tedavisi fonksiyonel ve estetik problemlerin ortaya çıkmasını önlemek için, erken aşamada yapılmalıdır. Bu aşamadaki minimal invaziv yaklaşım; etkilenen diş yüzeyine dentin adezivlerin uygulanmasıdır. Adeziv sistemler dentini bir sonraki asit ataklarına ve fırçalama abrazyonuna karşı korumaktadır. Bu uygulama her 6-9 ayda bir tekrarlanmalıdır. Erozyon sonucu okluzal yüzeylerde ve restorasyon kenarlarında meydana gelen oluklar, minimal invaziv olarak kompozit dolgularla restore edilebilmektedir. Geleneksel cam iyonomer simanlar, asidik koşullara dirençli olmadıklarından, daimi restorasyon olarak önerilmemektedirler.

Dikey boyut kaybı <2 mm ise; kompozit materyallerle direkt restore edilmektedirler. İnterokluzal alanda 1-2 mm'lik kayıp varsa, direkt kompozit materyallerle dişlerin orijinal anatomisi yeniden oluşturulmaktadır. Lokalize fasial ve palatinal yüzey defektlerin restorasyonu da aynı şekilde yapılmaktadır.

Dikey boyut kaybı >2 mm ise; indirekt seramik veneerler ve overlayler ile restore edilmektedirler. Çoğu zaman direkt adeziv yöntemler daha az invaziv oldukları için indirekt yöntemlere göre tercih edilmektedirler. Ancak; üst ön dişlerin şiddetli eroziv defektlerinde, porselen veneerler zaman zaman tercih edilebilmektedir. Benzer şekilde; arka dişlerin iki veya daha fazla

yüzeyini içine alan defektlerin varlığında ve dikey boyut kaybı 2 mm'den daha fazla olduğunda, seramik overlayler düşünülebilmektedir.

Dikey boyut kaybı >4 mm ise; indirekt seramik restorasyonlarla tedavi sağlanmaktadır. Dişlerin iki yüzeyinden daha fazla alanında görülen şiddetli doku kayıplarına artmış vertikal boyut kaybının da eklendiği durumlarda, seramik kron ve köprü gibi indirekt restorasyonlar yapılabilir.

Tedavide uzun dönem başarı sağlamak için, tüm hasta gruplarında tedavi seçenekleriyle koruyucu yaklaşımlar birleştirilmeli ve hasta düzenli aralıklarla kontrole çağrılmalıdır (31,129).

2.1.9. Erozyon Değerlendirme Yöntemleri

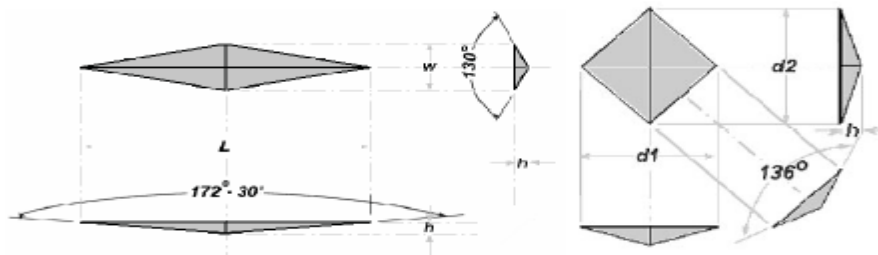
Erozyonun değerlendirilmesinde birçok yöntem kullanılmıştır.

2.1.9.1. Niceliksel Yöntemler

Çözünen minerallerin kimyasal analizi: Bu yöntem, erozyonu değerlendirmek için asit solüsyonuna salınan kalsiyum ve fosfat miktarının belirlenmesine dayanmaktadır. İyon seçici elektrotları kullanan kalsiyum analizi, bazı asitlerle kompleksleşme gösterdiğinden hatalı sonuç verebilmektedir. Atomik absorpsiyon spektrometre, kalsiyum analizi için hassas ve doğru bir yöntemdir. Fosfat gibi solüsyonlarla kompleks oluşturmamaktadır. Mine ve dentin erozyonunun miktarını belirlemek için kullanılabilir. Kalsiyum ve fosfat kolorimetreye de analiz edilebilmektedir. Demineralize solüsyondaki fosforun belirlenmesinde kullanılmaktadır. Oluşan renkli bileşiğe bağlı ışığın emilmesi ile demineralize solüsyona geçen fosfat miktarı arasında yakın ilişki vardır. Ancak, solüsyonda başka bir ajan olması veya ortamın pH'ının uygun olmaması durumunda oluşan renkli bileşik kompleksleri bozulmaktadır. Bu yöntemler, mine ve dentin dokusu için kullanılabilir. Mineral salınımının analizi, *in situ* ve *in vitro* çalışmalarda kullanılmaktadır (130,131).

Yüzey sertliği: Sertlik kaybı, örneğin yumuşama, sertlik cihazı ucunun dokuya penetrasyonuna dokunun gösterdiği dirençle ölçülmektedir (131). Sertlik ölçümü, uygulanan kuvvet ve gözlenen değişimlere göre; makro, mikro veya nano dereceli olarak tanımlanabilmektedir. Materyaller ince bir mikro yapıya sahip olduklarında, yüzey özelliklerini tanımlamak için mikrosertlik, paralel kenar şeklindeki Knoop veya eşkenar dörtgen şeklindeki Vickers elmas ucuyla ölçülmektedir (Şekil 2.1.1.A,B). Knoop ve Vickers mikrosertlik testleri, belli zaman süresince yük altındaki statik mikro elmas ucun, test edilen materyal yüzeyine kuvvet uygulamasından oluşmaktadır. Sertlik sonuçları, yük kaldırıldıktan sonra bu işlemde elde edilen çok küçük izdüşüm uzunluğunun bir mikroskop ile ölçülmesiyle elde edilmektedir (132). Bu testte elde edilen değerler doğru ve güvenilirdir. Kullanılan elmas uç zamanla bozulmamaktadır ve tüm sert materyaller için kullanılabilir.

Nanosertlik ölçümü (*nano-indentasyon*), mikrosertlik ölçüm yöntemiyle aynı prensiplere sahiptir; sadece daha küçük ölçeklidir. Trigonal piramit Berkovich elmas uca sahiptir. Nano uç, mikrosertlik uçlarından daha az derinliklere (150-500 nanometre (nm)) ulaşabilmektedir. Yüzeydeki küçük değişiklikleri daha hassas bir şekilde belirleyebilmektedir. Bu teknik başlangıç erozyon çalışmalarında daha etkili olabilmektedir (131).



A: Knoop ucu

Şekil 2.1.1. B: Vickers ucu

Şekil 2.1.1. Mikrosertlik cihazı uçları

Yüzey profilometre: Yüzey profilometre, diş sert dokularının geri dönüşümsüz kayıplarını belirlemek ve yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için kullanılmaktadır (130). Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, erozyonun erken döneminde daha kullanışlı olmaktadır.

Profilometrede örnek yüzeyi iki ya da 3 yönlü profilde, kontakt ya da kontaktsız ölçüm cihazıyla taranmaktadır. Kontakt profilometrede örnek yüzeyi elmas veya çelik uçlu kayıt iğnesi ile taranmaktadır. Uçun çapı 2-20 nm arasında değişmektedir. Taranan yüzeyin haritası oluşturulmaktadır. Ancak; bu yöntemde yüzeye uygulanan mekanik kuvvetin etkisinden dolayı değerler etkilenebilmektedir.

Kontaktsız profilometre, beyaz veya mavi lazer ışığı ölçüm ucunu kullanmaktadır (131). Çok geniş eroziv alanlar hızlı bir şekilde değerlendirilmekte ve veriler hacim üzerinde (vertikal derinlik, mine kaybı gibi) toplanmaktadır. Uç ile yüzey arasında direkt temas olmadığından yüzeye zarar vermemektedir. Ancak; yüzey altı demineralizasyonu ve krater tarzı yüzey yumuşamalarını ölçmede yetersizdir (130).

Mikroradyografi: Dişlerden alınan transvers kesitlerin mikroradyografilerinin çekilmesi ve bu radyografilerin çeşitli bilgisayar yazılımlarıyla incelenmesi sonucunda tanımlanan formüllerle meydana gelen, mineral kaybının belirlenmesine yönelik bir tekniktir.

Transverse Mikroradyografi (TMR), diş sert dokularındaki mineral kaybını hafifletilmiş X-ray ışınları ile niteliksel olarak ölçen bir alettir. Diş sert dokularından geçen X-ray ışınları X-ray hassas filmlerde toplanmaktadır. Mineral kütlesi, fotonlar sayılarak hesaplanmaktadır. Erozyon ölçümlerinde özellikle erken mine lezyonlarında iyi sonuç vermektedir. Yüzey altı demineralizasyonunu da ölçmekte ancak lezyon sınırları düzenli değilse doğru sonuç vermeyebilmektedir (130).

Kantitatif ışık etkili floresans (QLF): *In vivo* ve *in vitro* çalışmalarda kullanılabilmektedir. Demineralizasyondan sonra otofloresans kaybını ölçmektedir. Bunu da erozyon altındaki diş sert dokularının mineral değişimini ölçerek yapmaktadır. Krater duvarları floresans ışığın salınımını gizlemekte ve duvarlar gölge etkisi yaparak var olan enerjinin yansıtılmasını önlemektedir. Böylece; otofloresans kaybı oluşmaktadır (130).

İyot Geçirgenlik Testi: Bu yöntemde filtreli kağıt disklerle kaplı olan örnekler, potasyum iyodidin içerisinde birkaç dakika bekletilmekte, daha sonra disk üzerindeki iyot miktarı değerlendirilerek demineralizasyonun seviyesi belirlenmektedir. *In vitro* erozyon çalışmalarında minenin eroziv potansiyelini değerlendirmek için kullanımı uygundur. Ancak, dentin dokusunda kullanımı önerilmemektedir (130).

2.1.9.2. Niteliksel ve Yarı-niteliksel Yöntemler

Diş sert dokularındaki yapısal değişiklikleri gösteren, tek başlarına ya da niceliksel yöntemlerle birlikte kullanılan mikroskop teknikleridir.

Konfokal Lazer Tarama Mikroskobu (CLSM): Yüksek çözünürlükte görüntü sağlayan bir cihazdır. Ancak; sadece niteliksel olarak demineralizasyon hakkında bilgi verdiği için diğer metotlarla birlikte kullanılması gerekmektedir (130).

Tarama Elektron Mikroskobu: Mine ve dentin dokularında erozyonla ilişkili olarak yapıda meydana gelen değişikliklerin görüntülenmesini sağlamaktadır. Yüksek vakum ile kullanıldıklarından, örnek yüzeyinde bozulmalara neden olmaması için örnek yüzeyleri metal (örn;altın) veya karbonla kaplanmalıdır. SEM (*Scanning Electron Microscopy*) de görüntü oluşturma, örnek üzerine gönderilen elektron demetinin örnekten yansıması ve yansıyan sinyallerin algılanması esasına dayanmaktadır. SEM tekniklerinin kullanılması, görüntülerde mükemmel alan derinliği sağlamakta ve morfolojiyi çok iyi tanımlamaktadır (133). Eroziv ataklardan sonra yüzey

değişimi niteliksel olarak değerlendirilmektedir. Minede, eroziv değişikliğin şiddetinin derecesine bağlı olarak açığa çıkan mine prizmalarının görüntüsü incelenmektedir. Ayrıca; pelikülün diş yüzeyini korumadaki etkisi de değerlendirilmektedir. Çözünmüş mineraller mine yüzeyini bloke etmekte böylece eroziv mine prizma yapısı görünmeyebilmektedir (130).

SEM ve stereomikroskop arasındaki en büyük fark; stereomikroskop görüntüyü büyötmek için ışığı kullanırken, SEM'in elektron ışını kullanmasıdır. Her ikisinde de çözünme gücü dalga boyuna bağlıdır. SEM örnekleri vakum içinde gözlenirken, stereomikroskopun sıvı ve katı örnekleri atmosfer ortamında rahatlıkla gözlenmektedir. SEM'de, elektron lensleri tarafından odaklanan elektron ışını örneğin üzerini taramakta, sinyaller görüntü olarak algılanmakta ve görüntü elde edilmektedir (130).

2.2. Lazer

Hızla gelişen teknoloji ile birlikte üstün nitelikli ekipmanların kullanımı, tıbbın her alanında olduğu gibi diş hekimliğinde de giderek artmaktadır. Lazer, son yıllarda gelişmiş teknolojinin diş hekimliğine kazandırdığı en önemli ekipmanlardan biridir.

2.2.1. Lazerin Tanımı ve Tarihçesi

“LASER” kelimesi, İngilizce “*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*” kelimelerinin baş harflerinden türetilmiş bir kısaltmadır ve dilimizde karşılığı “radyasyon salınımının uyarılması (emisyonu) ile ışık şiddetinin artırılması”dır. Bu kelime IADS (*International American Dental Society*) terimleri arasına girmiştir. Türkçe telaffuzuna uyumu açısından burada “lazer” yazılışı kullanılmıştır.

Lazer; fotonları uyumlu bir huzme şeklinde oluşturan optik kaynaktır. Temeli, 1917'de Albert Einstein'ın İzafiyet teorisine yani; maddenin uyarılarak radyasyon salınımı yapabileceği kavramına dayanmaktadır. Lazer konusu;

1917'den 1957 yılına kadar teoride kalmıştır. 2. Dünya Savaşı sırasındaki uçak saldırıları, "Radar Dalgası" üzerindeki çalışmaları arttırmış ve geliştirilen radar teknolojisi ile "*Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation*" teorisi öne sürülmüştür. 1957 yılında J.P. Gordon ve C.H Townes, Bell laboratuvarlarında mikrodalga radyasyonu üreterek MASER ve onu izleyecek olan LAZER'in oluşumundaki teorik hesaplamayı yaparak yayınlamışlardır. 1958 yılında A. Schawlow ve C.H. Townes kızıl ötesi ve görünür ışığı kullanarak yapılacak olan bir lazeri, teori olarak ortaya koymuşlardır. 1960 yılında ise; Theodore Maiman, yakut (ruby) kristalinin yaydığı derin kırmızı renkli ışık demeti ile çalışan ilk lazer aletini geliştirmiştir (134). Lazerin keşfinden bir yıl sonra, neodmiyum lazerin keşfiyle, lazer sistemleri literatürde bir yere sahip olmuş ve daha sonraları farklı dalga boylarında lazer sistemleri geliştirilmiştir (134-138).

2.2.2. Lazer Fiziği

Lazer fiziğini anlayabilmek için, öncelikle atomun yapısını bilmek gerekmektedir.

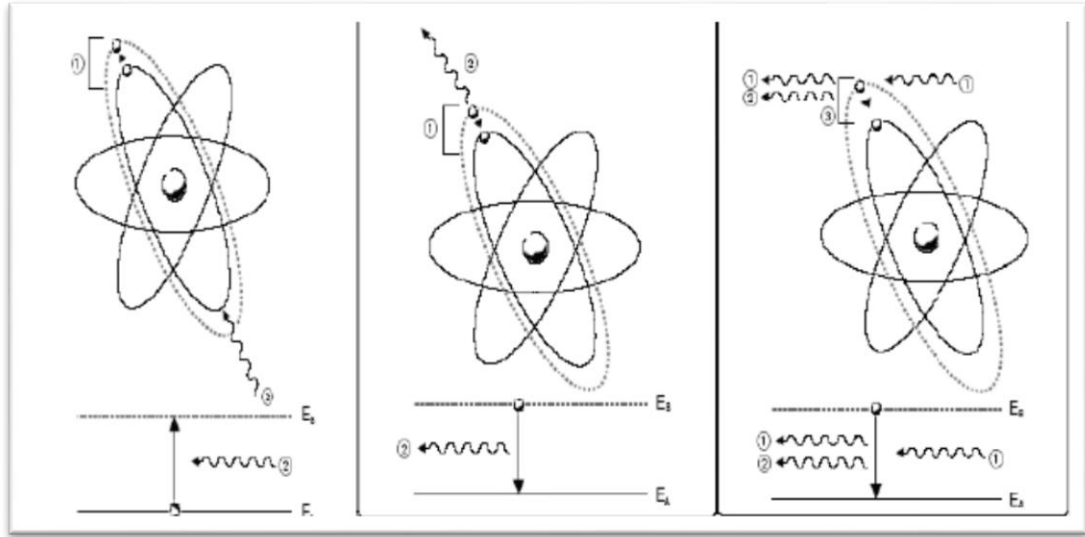
2.2.2.1. Atom, Soğurulma, Salınım ve Uyarılmış Salınım

Atom, herhangi bir maddenin en küçük birimidir. Her atomun proton adlı pozitif yüklü partiküllerden oluşan ağır bir çekirdeği ve çekirdekten uzak yörüngede hareket halinde olan negatif yüklü elektronları vardır. 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*) adını almaktadır (138,139).

Uyarılmış Salınım terimi Alman fizikçi Max Planck ve atom mühendisi Danimarkalı fizikçi Niels Bohr tarafından açıklanmıştır. Bazal enerji düzeyindeki bir atoma dışarıdan enerji verildiğinde, bu enerji elektronlar tarafından **soğurulur** (absorption) ve elektronlar daha yüksek enerjili bir üst yörüngeye taşınır. Enerji seviyesi E_1 ' den E_2 seviyesine ulaşmıştır. Bu

durumdaki atoma 'uyarılmış atom' denilmektedir (Şekil 2.2.1.A). Uyarılmış atom kararsızdır ve kararsız atom eski enerji seviyesine dönme eğilimindedir. Elektronlar, spontan olarak yüksek enerji düzeyinden (E_2) eski enerji düzeyindeki (E_1) yörüngelerine döndüklerinde iki seviye arasındaki enerji farkı, foton olarak dışarıya çıkmaktadır. Buna **kendiliğinden salınım** (*spontaneous emission*) denilmektedir (Şekil 2.2.1.B). Lazer dışındaki ışık kaynaklarında, uyarılmış atom eski enerji düzeyine kendiliğinden geçmekte ve düzensiz, değişik yönlere saçılmaktadırlar (134,138-141).

Uyarılmış salınımda, uyarılmış durumdaki atom, yükseltelen atom enerjisini geriye foton olarak yaymaya başlarken, atoma bir foton daha çarpıtılırsa birbiri ile aynı özellikte iki foton salınmaktadır. Gelen foton ve uyarılmış atomdan gelen foton aynı frekansta, aynı fazda ve aynı polarizasyon doğrultusunda yani koherenttir (Şekil 2.2.1.C). Atomların fotonlarla çarpışabilmesi için aktif madde iki ayna arasına konulmakta ve fotonların aynalar arasında gidip gelmeleri sağlanmaktadır (134,138,140-143)



A:Uyarılmış atom B: Kendiliğinden salınım C: Uyarılmış salınım

Şekil 2.2.1. Uyarılmış atom, kendiliğinden ve uyarılmış salınım

2.2.2.2. Elektromanyetik Dalgalar, Işık ve Elektromanyetik Spektrum

Atomlardan çeşitli şekillerde ortaya çıkan enerji türleri ve bunların yayılma şekilleri **elektromanyetik dalgalar** olarak adlandırılmaktadır. **Işık**, doğrusal dalgalar halinde yayılan elektromanyetik dalgalara verilen addır. Atomun çok küçük parçacıklarının dalgalanarak yayılması olarak da tanımlanabilmektedir. Mikroskopla incelendiğinde, ışığın birbirinden bağımsız çok sayıda enerji paketçikleri şeklinde olduğu görülmektedir. Einstein ve Planck; elektromanyetik dalgaın toplam enerjisini oluşturan bu enerji paketlerini, **ışık kuantumu** veya **foton** olarak adlandırmışlardır. Fotonların kütleleri yoktur, boşlukta ışık hızında enerji paketleri şeklinde yol almaktadırlar. Etkileşimlere parçacık olarak girebilmekte, ancak dalga olarak yayılmaktadırlar (134,143).

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

Elektromanyetik bir dalga olan ışık, boşlukta "c" ile gösterilen ışık hızıyla (yaklaşık 300.000 kilometre/saniye (km/sn)) hareket ettiği için bu denklem; $f = c/\lambda$ ifadesine dönüşmektedir. Sinüzoidal yayılımdaki hız, frekans ve dalga boyu parametreleri fotonun yayılımını açıklamaktadır. Foton enerjisi (E); h Planck sabiti olmak üzere aşağıdaki formülle ifade edilmektedir (144).

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

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

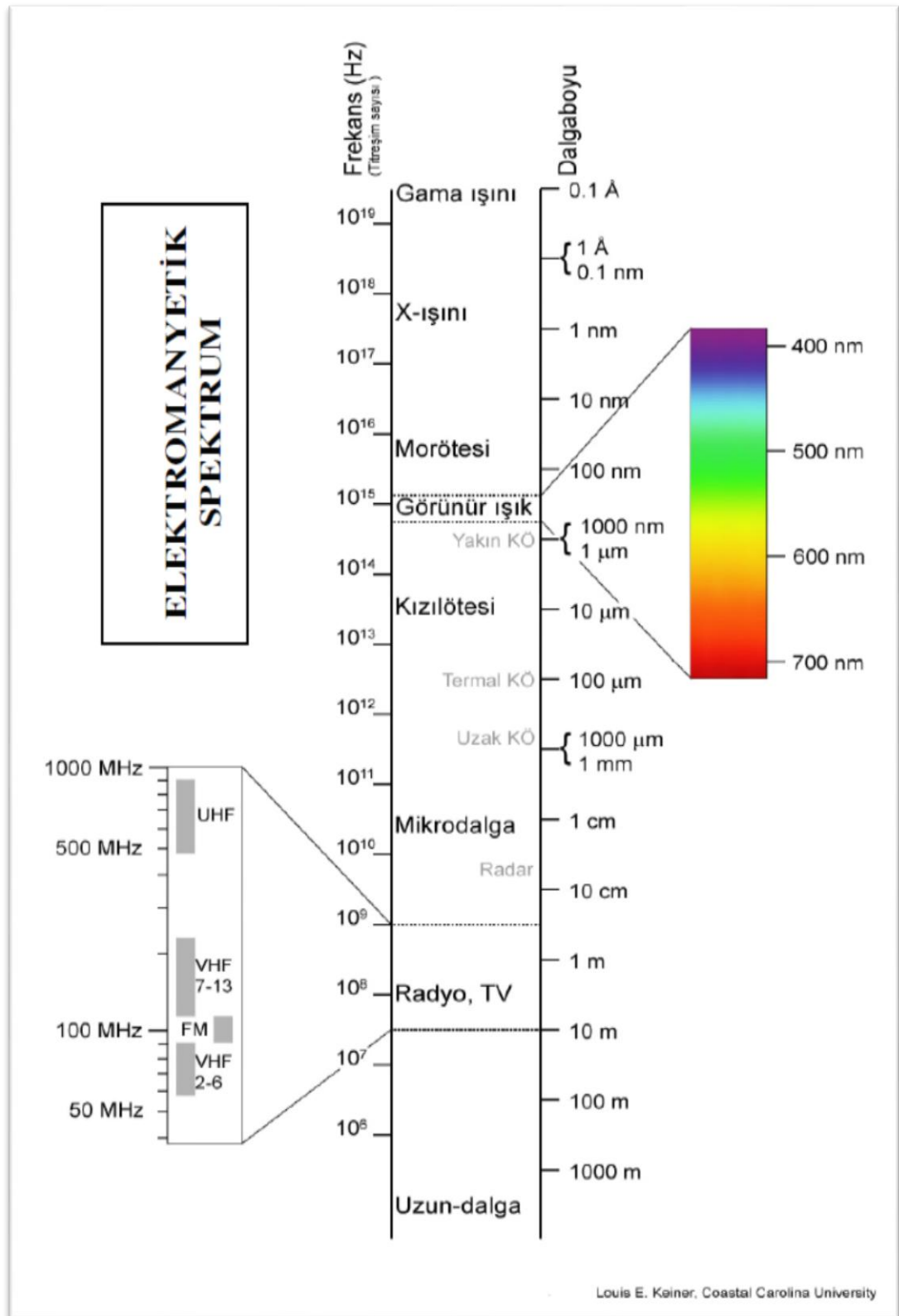
- **Frekans:** Dalga boyu ile ters orantılıdır. İnsan gözü bu özelliği *renk* olarak algılamaktadır.

- **Şiddet:** Genlik olarak da bilinmektedir. İnsan gözü tarafından *parlaklık* olarak algılanmaktadır.

- **Polarite:** Titreşim açısidir. Normal şartlarda insan gözü tarafından algılanmaz.

İçinde X ve γ ışınlarının ve görülebilir ışığın da bulunduğu elektromanyetik dalgalar, dalga boyları ve frekanslarına göre; **elektromanyetik spektrumu** oluşturmaktadırlar (Şekil 2.2.2). Bu spektrumun bir ucunda dalga boyları en büyük, enerjileri ve frekansları ise en küçük olan radyo dalgaları bulunmaktadır. Diğer ucunda ise; dalga boyları çok küçük, fakat enerji ve frekansları büyük olan X ve γ ışınları yer almaktadır. Dalga boyu kısa olan ışıklar güçlü (örneğin; gama ışınları), uzun olan ışıklar ise; zayıf ışıklardır (örneğin; radyo dalgaları). Bu nedenle gama ışınları öldürücü iken radyo dalgalarının canlılar üzerinde hiçbir etkisi olmamaktadır. Elektromanyetik spektrumun algılayabileceğimiz bölümü olan görünür ışık, spektrumun çok dar bir bölümünü oluşturmaktadır (380-780 nm dalga boyları arası). Bununla birlikte, bilimsel terminolojide gözle görünmeyen dalga boylarına da ışık denilebilmektedir.

Normal ışık, dalga boyları rengârenk, yani farklı faz ve frekansa sahip dalgalardan meydana gelmektedir. Optik frekans bölgesi yaklaşık olarak bir trilyon hertz ile üç bin trilyon hertz arasında yer almaktadır. Bu bölge; kızıl ötesi ışıkları, görünür ışıkları ve elektromanyetik spektrum morötesi ışıklarını kapsamaktadır (134,144).



Şekil 2.2.2. Elektromanyetik spektrum

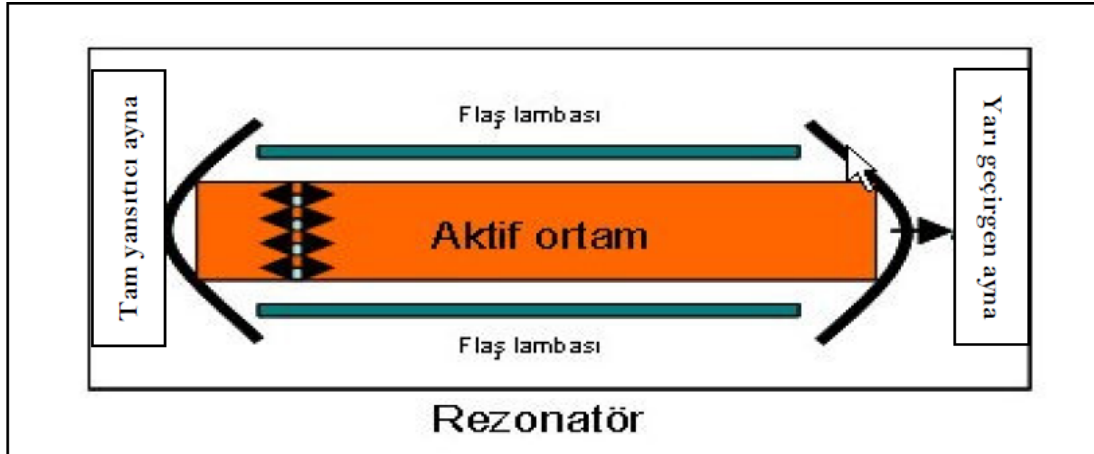
2.2.2.3. Lazer Sistemlerinin Bileşenleri

Bir lazer sistemi genelde üç ana bileşenden oluşmaktadır:

1.Optik Kavite (Rezonatör): Lazer kavitesi ya da rezonans tüpü de denilmektedir. Optik kavite cihazın ortasında bulunmaktadır. Her iki tarafında birbirine paralel olan iki ayna mevcuttur. Bu aynalar, aktif ortamdaki fotonları öne ve arkaya yansıtarak uyarılmış salınımın oluşmasını sağlayıp, aktif ortamdaki foton demetinin enerjisini arttırmaktadırlar. Aynalardan biri tam yansıtan diğeri ise; yarı yansıtan özelliğe sahiptir. Böylelikle, oluşan ışıklardan bir kısmı yarı yansıtan aynadan dışarıya çıkmaktadır (134,138) (Şekil 2.2.3).

2. Aktif Ortam: Lazerler genellikle, aktif ortamı oluşturan maddeye göre isimlendirilmektedir (134). Aktif ortam, uyarılmış salınımın gerçekleştiği materyal olarak tarif edilebilmektedir. Bu materyal katı, sıvı, gaz veya yarı iletken bir materyal olabilmektedir. Uyarılmış salınım sonrası ortaya çıkan fotonlar daha fazla atomu uyaran, benzer fotonların yayılmasını sağlayan ve etraftaki atomları uyarabilecek karakterdedirler. Eğer, ortamda pompalama işlemi yapan, eksitasyonu sağlayan sabit enerji kaynağı varsa aktif ortam içindeki atomların çoğu dinlenme halinde olmak yerine uyarılmış halde bulunmaktadırlar. Kullanılan özgün materyal, açığa çıkan enerjinin dalga boyunu ve dolayısıyla lazerin klinik kullanım alanını belirlemektedir (144) (Şekil 2.2.3).

3.Enerji Kaynağı (Pompalama Kaynağı): Optik kavitenin etrafında, aktif ortama enerji aktaran ve pompalama kaynağı ya da eksitasyon kaynağı olarak isimlendirilen bir enerji kaynağı bulunmaktadır. Enerji kaynağı elektrik akımı, radyo dalgaları, mikrodalgalar, kimyasal reaksiyonlar veya başka bir lazerden veya flaş lambasından elde edilen optik radyasyon olabilmektedir (144) (Şekil 2.2.3).



Şekil 2.2.3. Lazer sistemlerinin bileşenleri

2.2.2.4. Lazer Işığının Oluşumu ve Özellikleri

Aktif ortamın yapısını oluşturan atomların en son yörüngelerindeki elektronlarına dışarıdan enerji verilerek bir üst yörüngeye çıkması sağlanmaktadır. Verilen enerji kesildiği zaman elektron tekrar kararlı konumuna geçmektedir (bir alt yörüngeye düşer). Bu sırada kazanmış olduğu enerjiyi foton şeklinde yaymaktadır. Yayılan bu enerji, aktif ortamın iki tarafında bulunan yansıtıcı aynalar ile kendi ortamında döndürülmektedir. Bu fotonların diğer uyarılmış atomlara çarpması, “uyarılmış salınım” sürecini başlatmaktadır. Bu işlem elektronların tekrar tekrar uyarılması ile iki paralel ayna arasında aynı fazlı fotonların toplanması şeklinde devam etmektedir. Böylece eş fazda, şiddeti artarak uyarılmış ve o atomun frekans (renk) karakteristiklerini taşıyan güçlü bir foton demeti (ışık) elde edilmektedir. Bu ışıklar aynı fazda, aynı frekansta ve aynı yönde olduklarından adeta birbirine yan yana yapışıktırlar. 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 çıkmaktadır (Şekil 2.2.3). Böylece, ışık bir dağıtım cihazında birleştirilebilmekte ve cerrahi bir ışık olarak kullanılabilir. Lazer ışığındaki şiddet artışının esası, milyonlarca küçük enerji paketçiklerinin (fotonların) çok dar bir huzme halinde; aynı yönde, hem yan yana hem de art arda birleşmesine dayanmaktadır (143,144).

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

Görünür Işık:

Dağınıktır

Birçok renk içerir

Işık dalgaları farklı fazdadır

Düşük güç yoğunluğu ve enerjiye sahiptir

Lazer Işığı:

Doğrusaldır, dağılmaz (Collimated)

Tek renklidir (Monochromatic)

Işık dalgaları aynı fazdadır (Coherent)

Yüksek güç yoğunluğu ve enerjiye sahiptir

a) Dağılmadan (Doğrusal) Gitmesi (Collimated):

Lazer ışığının en büyük özelliği doğrusal olması, dağılmaması ve yön verilebilmesidir. Uyarılan fotonlar, her yön yerine belli bir yöne doğru ve paralel hareket etmektedirler (Şekil 2.2.4.A). Bu özelliği sayesinde son derece küçük bir fokus alanına dahi yüksek enerji uygulayabilecek yapıdadırlar. Işık huzmesi yoğun ve güçlüdür ve tek bir çizgi gibi gidebilir. Bu özellik, lazer ışığının çok parlak olmasını sağlamaktadır. Lazer ışığı dağılmaz olduğundan kısa atımlar halinde yayılabilmekte ve bu özellik ile kayıpsız yüksek enerji nakli yapılması sağlanabilmektedir (144). Lazer ışığı paralel karakteristiğine rağmen dalgalı doğası nedeni ile yayılma sırasında çok az dereceli bir açılma oluşturmaktadır. Bu nedenle; hedef dokuya uzaklık arttıkça çok az da olsa bir genişleme gözlenmektedir.

b) Tek Renkli Olması (Monochromatic):

Salınan ışık tek bir renk ve dalga boyuna sahiptir (Şekil 2.2.4.B). Basit bir özellik gibi görünse de, tek dalga boyundaki ışığın hedef alanı, bir mercek tarafından odaklandığında çok küçük olabilmektedir. Küçük bir alana odaklanma sayesinde yüksek enerji yoğunluğuna ulaşılması, lazere kesme özelliği sağlamaktadır. Lazerlerin tıpta ve diş hekimliğinde kullanılan esas özelliği, tek renkli (dalga boyu) olmasıdır. Bu sayede lazer ile hedeflenen

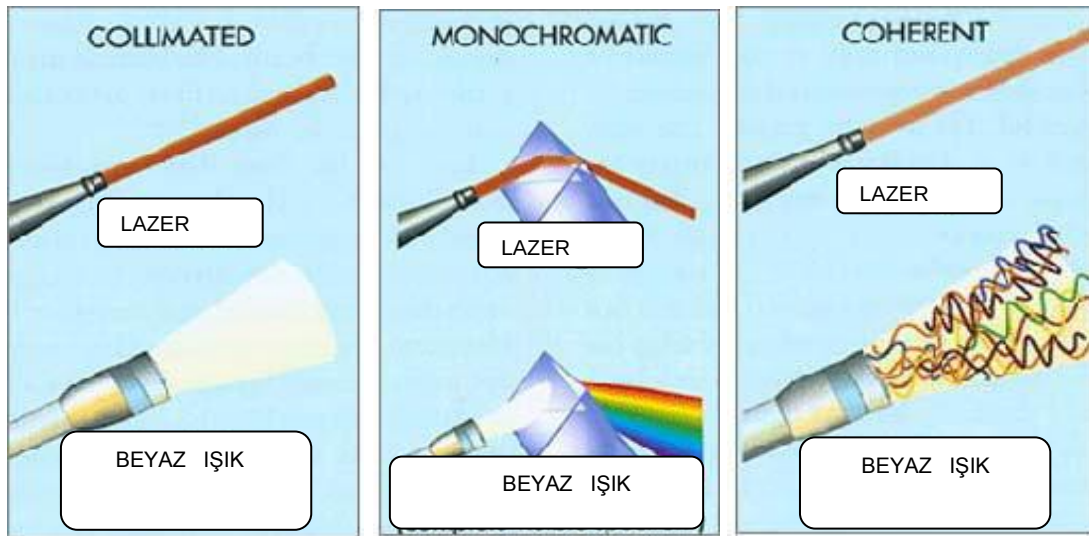
dokulara etki edilirken, çevre dokulara zarar verme önlenmektedir. Buna lazerin “doku seçici (selektif) özelliği” denilmektedir (144).

c) Aynı Fazlı Olması (*Coherent*):

Lazer ışığının aynı fazlı olması, fotonların iyi organize ve senkronize olup, uzun mesafeye dağılmadan aktarılabilmesi olarak açıklanmaktadır (Şekil 2.2.4.C). Aynı fazda fotonlardan oluşması sayesinde lazerler hologram elde edilmesinde ve biyostimülasyon amacıyla kullanılabilir (144).

d) Yüksek Güç Yoğunluğu ve Spektral Enerjiye Sahip Olması

Lazer ışıklarının büyük bir elektromanyetik alan gücü ve enerji taşıma kapasitesi vardır. Küçük yüzeylere yoğun şekilde enerji aktarabilmektedirler. Bu özellik lazerin rezonans boşluğuna, lazer ortamının büyüklüğüne ve geometrik şekline göre değiştirilebilmektedir (144).



A: Dağılmama özelliği B: Tek renkli olma özelliği C: Aynı fazda olma özelliği

Şekil 2.2. 4. Lazer ışığının özellikleri

2.2.2.5. Lazer Işığının Dokuya Etkileri

Lazer fotonları doku tarafından **soğurulabilir** (*absorption*), **yansıtılabilir** (*reflection*), dokular içerisinde **saçılabilir** (*scattering*) veya dokuda herhangi bir etki meydana getirmeksizin dokudan **geçebilir** (*transmission*) (134,146-148) (Şekil 2.2.5). Lazerin hedef dokudaki etkisini belirleyen birçok etken vardır. Sadece hedef dokuda istenilen sonucu elde edip, çevre dokulara zarar vermemek için lazer-doku etkileşiminde rol oynayan şu temel etkenler dikkate alınmalıdır. Bunlar:

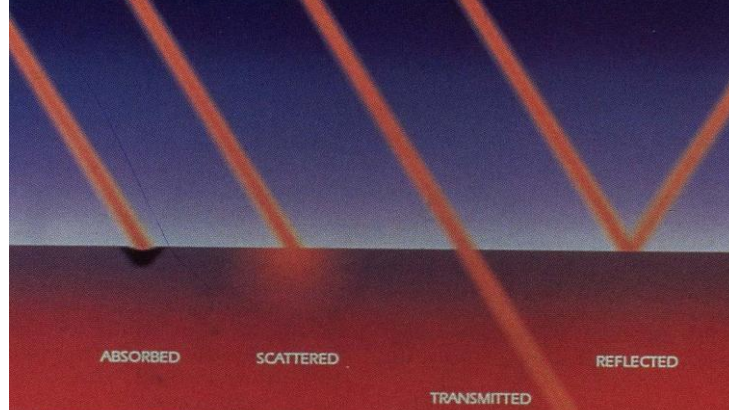
a) Lazer Işığının Özellikleri

- Işığın dalga boyu,
- Enerji yoğunluğu,
- Uygulama süresi,
- Kontakt ya da non-kontakt uygulama,
- Atımlı ya da sürekli modda uygulama,

b) Hedef Dokunun Biyolojik Yapısı

- Uygulanan dokunun içeriği (hidroksiapatit, su, melanin vs.),
- Soğurma katsayısı,
- Dokudaki soğutucu bileşenler (damarsal yapılar, hücreler arası ve hücre içi sıvı miktarı vs.),
- Dokunun yoğunluğu (146-148)

Hedef dokunun optik özelliklerine bağlı olarak lazer ışığının dört farklı doku etkileşimi olabilir (Şekil 2.2.5).



Şekil 2.2.5. Lazer ışığının doku üzerine etkileri

Soğurulma (*absorption*): Bir lazerin biyolojik bir etki gösterebilmesi için enerjisi doku tarafından soğurulmalıdır. Dokudaki soğurulma miktarı, lazerin dalga boyu ve hedef dokunun optik özelliklerinden etkilenmektedir. Doku içeriği belirli dalga boylarını soğurmaktadır (149). Enerji dokuda bir miktar dağıldıktan sonra soğurulma meydana gelmektedir. Genel olarak, kısa dalga boyları (500-1000nm) pigment dokuları ve kan elementleri tarafından soğurulmaktadır. Argon lazer en çok hemoglobin tarafından, neodmilyum:yitrium-aluminium-garnet (Nd: YAG) ve diyet lazerler ise en çok melanin pigmenti tarafından soğurulmakla beraber daha az oranda da hemoglobin tarafından soğurulmaktadır. Uzun dalga boyları, su ve hidroksiapatit ile daha fazla etkileşmektedir. Erbiyum lazerler ve karbondioksit (CO₂) lazerler, su ve hidroksiapatit tarafından yüksek oranda soğurulmaktadır. Bu nedenle diş sert dokularında en etkili lazerlerdir (134,139,147). Doku içerisinde soğurulan lazer enerjisi dokuda çoğunlukla termal enerjiye dönüşüp, vaporizasyon (buharlaştırma) ya da karbonizasyona (kömürleşme) neden olmaktadır. Bu durum ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü olarak da tarif edilebilmektedir. 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 göstermektedir (147,148).

Yansıma (*reflection*): Bir doku üzerine lazer ışığı uygulandığında, lazer enerjisi doku tarafından yansıtılabilmektedir (147). Yansıyan ışık, doku yüzeyinden sekerek dışarıya doğru dağılmaktadır. Yansımanın meydana gelmesi, enerjinin hedeflenen miktarda dokuya iletilemediği anlamına gelmektedir. Doku tarafından soğurulamayan önemli miktarda ışık, lazer uygulaması sırasında dokudan yansımaktadır. Yansıyan lazer enerjisinin miktarı ve zararı, uygulanan dokuya ve enerji miktarına göre değişmektedir. Şayet yansıyan enerji miktarı fazla ise, ya da uygulanan yüzey sert ve parlaksa çevre dokulara zarar verilebilmektedir. Mineden yansıma, dentin, sement ve dişetine göre daha fazladır. Çürük belirleyici lazerler, lazerin dokudaki bu etkisinden faydalanılarak üretilmişlerdir ve sağlam diş dokusunu ölçmek için kullanılmaktadır (134,142,147). Bazı lazerlerdeki ışık demetleri 3 metre'lik mesafede yeterli enerjiye sahip olabildiğinden yansıma, lazer uygulaması sırasında korunması gereken göz gibi bölgelere geldiğinde çok tehlikeli olabilmektedir (134).

Saçılma (*scattering*): Lazer ışığı enerjisinin doku içinde molekülden moleküle sekerek dağılması ya da sıçraması, 'saçılma' etkisi olarak bilinmektedir (134). Dokunun heterojen yapısına bağlı olarak partikül boyutlarındaki ve dokunun farklı bölümlerindeki kırılma indekslerindeki değişkenlik saçılma miktarını belirleyen unsurlardır (134,139,142,147). Lazer enerjisinin hedeflenen noktadan farklı yönlere sapan kısmıdır. Soğurulma ne kadar fazla olursa, saçılma o kadar az olmaktadır. Saçılma, enerjinin dokuda daha geniş bir hacme dağılmasından sorumludur ancak, lazer ışığının güç yoğunluğunu azaltmaktadır. Bu şekilde termal hasar etkisi de en aza indirilmiş olmaktadır (138).

Geçme (*transmission*): Lazer ışığı doku içerisinde hiçbir etki göstermeden derinlere ilerleyip, dokuyu terk edebilmektedir. 'Geçme' etkisi dalga boyuyla ilgili olarak lazer ışığının doku içerisinden geçerek ulaştığı maksimum penetrasyon derinliği olarak da tanımlanmaktadır. Lazer ışığının dalga boyu uygulandığı doku tarafından ne kadar az soğuruluyorsa, ışık doku içerisinde o kadar derine geçebilmektedir (138). Örneğin su molekülü; Argon,

diyet ve Nd:YAG gibi kısa dalga boyuna sahip lazerler için saydam bir özelliktir. Gelen enerji su tarafından soğurulmayacağı için direkt çevre dokulara ilerlemektedir. Oysa su molekülü, CO₂ ve erbiyum lazerler tarafından çok iyi soğurulacağından, çok az bir enerji çevre dokulara geçmektedir (134,139,147).

2.2.2.6. Lazerin Fotobiyolojik Etkileri

Lazer ışınının dokular tarafından soğurulması, lazer enerjisinin dokuda en etkili ve en çok istenilen durumudur. Diş hekimliğinde lazer ile dokuda soğurulmayla gerçekleşen fotobiyolojik etkiler amaçlanmaktadır. Bu fotobiyolojik etkiler; fotokimyasal, fototermal, fotomekanik, fotoelektrik etkilerdir (134).

2.2.2.6.1. Fotokimyasal Etkiler

Fotokimyasal etki, lazer ışığının herhangi bir termal etki olmaksızın uygulandığı hedef dokuda oluşturduğu kimyasal değişiklikler olarak tanımlanmaktadır. Yüksek foton enerjisi ile moleküler bağların çözülmesi (foto sentetik ilaçlarla lazer ışığının tümör hücrelerine gönderilmesi şeklindeki foto dinamik tedavide olduğu gibi), ya da kimyasal reaksiyonların tetiklenmesi (kompozit rezinin polimerizasyonu gibi) mümkün olabilmektedir. Düşük dozdaki ışık hücreler tarafından soğurulduğunda, hücrede Deoksi Ribo-Nukleik Asit (DNA), Ribo Nukleik Asit (RNA) ve protein sentezi artmakta, kan dolaşımı hızlanmaktadır. Böylece, hücre metabolizması ve solunumu artmış olmaktadır. Lazer ışığının fotokimyasal etkilerinden fotodinamik terapide, fotoradyasyonda, biyostimülasyonda ve biyoinhibisyonda faydalanılmaktadır (134,138). Görünen ışık aralığında olan lazerler, herhangi bir termal hasar oluşturmada organik moleküllerin kimyasal bağlarını çözmek için yeterli foton enerjisine sahiptirler (134).

2.2.2.6.2. Fototermal Etkiler

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

Lazer ışığı dokuya temas ettiğinde oluşabilecek etkiler şunlardır:

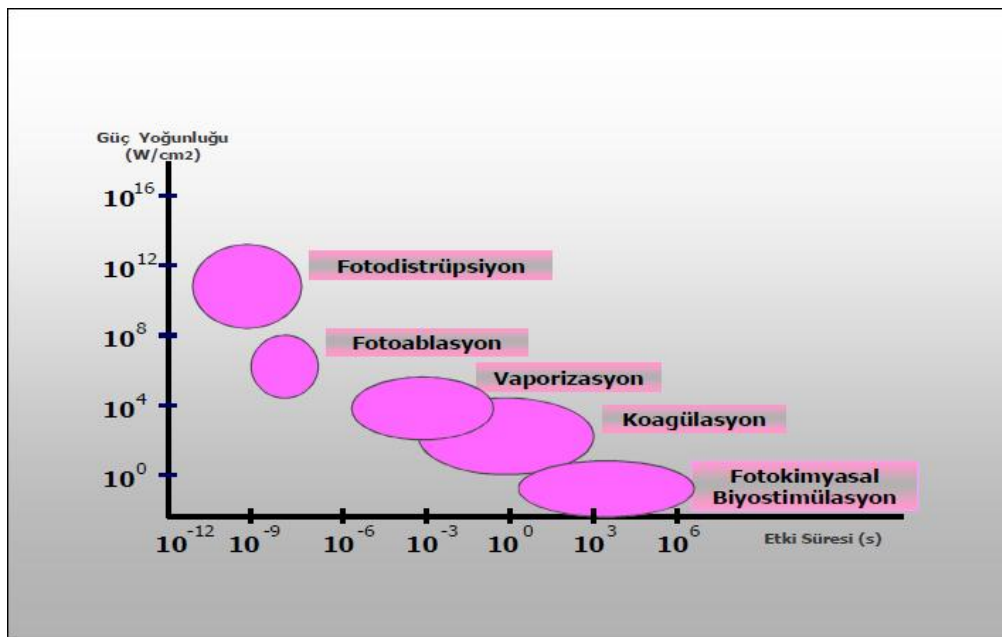
- 40-50 °C de enzimatik değişiklikler olmakta ve ödem gelişmektedir.
- 60-65 °C nin üstünde kanın pıhtılaşması (koagülasyon) ve protein denatürasyonu görülmektedir.
- 70-90 °C de dehidratasyon ve doku kaynaşması gözlenmektedir.
- 100-150 °C de hızlı bir buharlaşma ile dokuda madde kaybı oluşmaktadır.
- 200 °C nin üzerinde ise dokuda karbonizasyon ve yanmalar görülmektedir (146).

Lazer ışığı sonucunda oluşan termal reaksiyonlarda komşu dokularda istenmeyen etkiler görülebilmektedir (143).

2.2.2.6.3. Fotomekanik ve Fotoelektriksel Etkiler

Fotomekanik ve fotoelektriksel etkiler, çok kısa ve yüksek enerji yoğunluğuna sahip atımlarla dokuda oluşturulan ve termal olmayan etkilerdir. Bu etkiler sonucunda çok yüksek ve kısa süreli foton enerjisi, titreşimsel,

kinetik enerjiye çevrilmektedir. Böylece, şok dalgaları ile moleküler ve atomik bağlar kopararak veya son derece hızlı bir ısınma ile enerjiyi soğuran hedef dokuda faz değişikliği (plazma formasyonu) yaratılarak, doku uzaklaştırılabilmektedir. Fotomekanik etkiler, mekanik şok dalgaları sonucu oluşan hızlı termal genişleme (photoablation) veya optik geri kırılmalar (photodisruption) olarak belirtilirken; fotoelektriksel etki, elektriksel şarjla doku çıkarılması (photoplasmolysis) olarak tanımlanmaktadır (138) (Şekil 2.2.6).



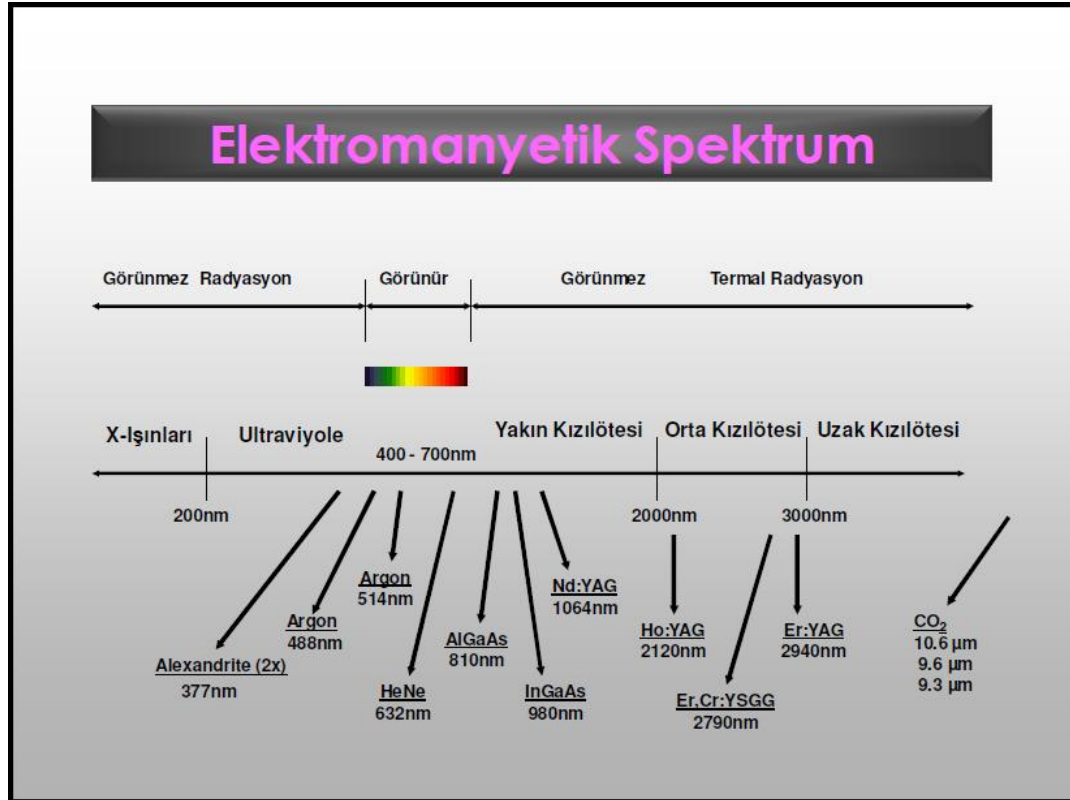
Şekil 2.2.6. Lazer ışığının dokuya etkilerinin güç yoğunluğu ve süre ile ilişkisi

2.2.2.7. Lazer Kullanım Parametreleri

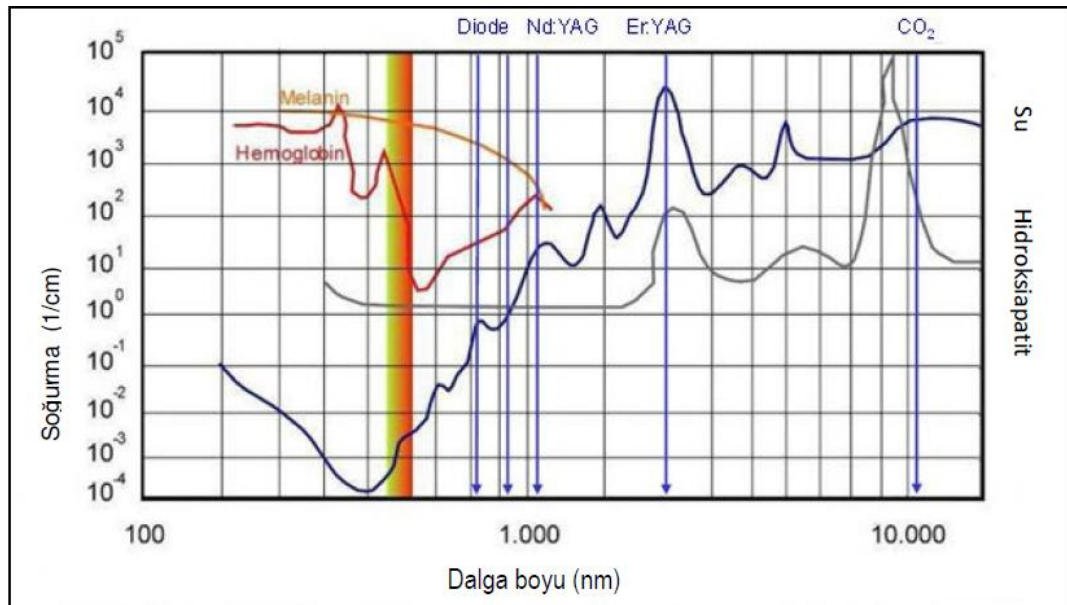
Lazer kullanım parametreleri uygulanacak bölge ve kullanım amacına göre değişmektedir. Mine, dentin, sement ve dişeti için farklı enerji seviyeleri etkili olmaktadır. Lazer etkinliğinde; lazer ışığının gücü, dalga boyu, lazerin çalışma yöntemi, atım süresi, uygulama süresi, uygulanan materyalin fiziksel özelliği önem taşımaktadır. Bu etkenlerden herhangi birisinin değişmesi, lazer tedavisinin de sonucunu değiştirmektedir. Her hücrenin ve hücreler arası maddenin kendine özgü ışık kırma indeksi olması, ışığın dokularda farklı yayılımını sağlamaktadır (22,134,150).

Dalga Boyu: Belirli bir lazer uygulaması için en uygun olan lazerin seçiminde en önemli etken, gerçekleştirilmek istenen uygulamaya göre, hedef dokudan en fazla geçebilen veya hedef doku tarafından en fazla soğurulan dalga boyunun tespiti (134). Dokuda dağılan enerji miktarı matematiksel olarak hesaplanmış ve lazerlerin farklı dokulardaki biyolojik etkileri tarif edilmiştir. Doku içerisinde lazer enerjisinin azalıp, artık biyolojik etki göstermediği nokta “**soğurulma derinliği**”, farklı dalga boylarının doku tarafından soğurulma miktarı ise “**soğurma katsayısı**” olarak tanımlanmıştır. Öte yandan doku, ışığı ne kadar az soğurursa, ışığın doku içerisindeki penetrasyonu, yani derindeki dokuları etkileme ihtimali de o kadar fazla olmaktadır (143). Diş hekimliğinde kullanılan farklı lazerlerin dalga boyları ve biyolojik doku bileşenlerinin bu dalga boylarını soğurma katsayıları Şekil 2.2.7-8’de gösterilmiştir.

Buna göre, su tarafından yüksek düzeyde soğurulan lazer dalga boyları (CO₂, Erbiyum lazerler), yumuşak doku cerrahisi için uygundur. Benzer şekilde, hemoglobin tarafından soğurulan lazer dalga boyları, damarsal doku ve lezyonlar için daha elverişlidir. Argon lazer dalga boyları kompozit rezinler tarafından soğurulurken, hem su hem hidroksiapatit tarafından yüksek düzeyde soğurulan erbium:yittrium-aluminium-garnet (Er:YAG) ve Er,Cr:YSGG lazerler sert dokuda kullanım için uygundur (22,151). 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. Ancak; tek lazer tipinin değişik parametrelerle uygulanabilmesi, bir lazerin birçok amaçla kullanılabilmesini sağlayabilmektedir.



Şekil 2.2.7. Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin dalga boyları ve elektromanyetik spektrumdaki yerleri



Şekil 2.2.8. Biyolojik doku bileşenlerinin çeşitli dalga boylarını soğurma katsayıları

Güç Yoğunluğu (*Power Density*): Güç yoğunluğu, ışık yoğunluğu veya ışık konsantrasyonu olarak da adlandırılabilir. Birim alanda bulunan foton konsantrasyonudur. Foton konsantrasyonu santimetrekare (cm^2) de güç (W) olarak ölçülmektedir (W/cm^2).

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

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

Enerji yoğunluğu terimi, güç yoğunluğuna benzer birim alandaki enerji miktarıdır. Başka bir deyişle; belli bir zaman sürecinde uygulanan güç yoğunluğu, enerji yoğunluğudur. Birçok lazerde enerji yoğunluğu J/cm^2 olarak ifade edilir.

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

Spot Çapı (mm): Lazer ışınının dokuda hedef noktaya odaklandığı ve enerjisinin yüksek olduğu dairenin çapıdır (134,147).

2.2.2.8. Lazer Çalışma Yöntemi

Bazı lazer sistemleri kesintisiz, **sürekli lazer irradyasyonu** (*continuous laser irradiation*) sağlarken bazı cihazlarda kullanılan metal perdeciklerle, ışığın nabızsal (atımlı) akımı sağlanmaktadır. Lazer ışığında meydana gelen bu kesinti, gözle fark edilemeyecek kadar kısa zaman aralığında gerçekleşmektedir. Işıktaki kesintiler meydana getirmek, ışığı dönen bir pervanenin kanatlarının arkasından göndermeye benzer bir etkiye sahiptir. Bu tip ışığa, **kesikli lazer ışığı** (*chopped laser beam*) denilmektedir.

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 (147). Lazer ışığının kesintili olarak kullanımının amacı, yüksek güçte, kısa süreli atımlar uygulayarak, çevre dokularda termal hasar oluşumuna neden olabilecek sürenin minimumda tutulması olarak açıklanabilmektedir (134).

2.2.3. Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması

Günümüzde lazerler; kardiyovasküler cerrahi, dermatoloji, plastik cerrahi, gastroenteroloji, genel ve onkolojik cerrahi, jinekoloji, nöro-cerrahi, oftalmoloji, ortopedik cerrahi, kulak burun boğaz, toraks cerrahisi, üroloji, vasküler cerrahi ve diş hekimliğinde kullanılmaktadır (137). Lazerler farklı şekillerde sınıflandırılabilir.

2.2.3.1. Lazer Aktif Maddesine Göre

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

2.2.3.2. Lazer Çalışma Yöntemine Göre

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

2.2.3.3. Lazer Işığının Dalga Boyuna Göre

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

2.2.3.3. 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)

2.2.4. Diş Hekimliği Uygulamalarında Lazer Çalışma Güvenliği

2.2.4.1. Lazer Güvenliği ile İlgili Standartlar

Lazer kullanımı ile ilgili en önemli konulardan birisi de lazer güvenliği; yani lazer kullanımı sırasında oluşabilecek kaza ve yaralanmaların önlenmesidir. Lazer güvenliği konusu oldukça kapsamlı olup, sadece lazerlerin nasıl kullanıldığı ile ilgili olası risklerin ve hasarların farkında olmak yeterli değildir. Bunun yanında, lazer güvenliği kapsamında mevcut tedavi standartlarının ve güvenlik kontrol ölçütlerinin de bilinmesi gereklidir. Yanlışlıkla az miktarda lazer ışığına maruz kalmak dahi geri dönüşümsüz

yaralanmalara neden olabileceğinden, lazerlerin satışı ve kullanımı ile ilgili ulusal düzenlemeler ve uluslararası standartlar vardır. Tüm lazer kullanıcıları bu düzenleme ve standartları bilmekle yükümlüdür (143).

2.2.4.2. Lazer Risk Sınıflandırılması

Lazerler dalga boyu ve güçlerine göre sınıflandırılmıştır. Bu sınıflamalar; lazer kullanıcılarını, doğru koruyucu önlemleri alabilmeleri konusunda bilgilendirmek ve lazer kullanımı sırasında oluşabilecek yaralanmaları en aza indirmek amacıyla hazırlanmıştır. IEC 60825-1 standartlarına göre lazer güvenlik sınıflaması şu şekildedir (143) (Tablo 2.2.1).

SINIF 1: Çıplak gözde herhangi bir hasar oluşturmeyen, düşük güçlü, güvenli lazerlerdir. Bu sınıftaki lazerlerle müsaade edilen maksimum dozun (*maximum permissible exposures- MPE*) aşılması hiçbir şekilde mümkün değildir. En yüksek çıkış gücü 40 μ W (mavi ışık) ve 400 μ 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 oluşturmaktadır. Normal şartlarda bu sınıftaki lazerlerle MPE'yi aşmak mümkün değildir, ancak ışık demetinin odaklanmasına ve demet çapının daralmasına neden olan optik cihazlarla bakıldığında bu sınıftaki lazer ışıkları pupilden geçerek gözlere zararlı olabilmektedir.

SINIF 2: En yüksek çıkış gücü 1mW'ın altında olan ve elektromanyetik spektrumun görünür bölgesinde yer alan (400-700 nm) lazerler bu sınıftadır. 0,25 sn'den daha uzun süre direkt göz temasında hasar oluşturabilirler, ancak göz kırpma refleksi 0,25 sn'den daha kısa sürede gerçekleştiğinden bu

sınıftaki lazerlerle çalışırken herhangi bir önlem almaya gerek yoktur (Lazer işaretleyiciler, süpermarketlerde bulunan fiyat okuyucular vs).

SINIF 2M: Bu sınıftaki lazerler, göz 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. Dış hekimliğinde kullanılan lazerler genelde, en tehlikeli türde olan "Sınıf 4" lazerlerdir.

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

Tablo 2.2.1. Lazer risk sınıflaması

SINIFI	GÜCÜ	ÖZELLİKLERİ	ZARARLARI
1, 1M		Lazer yazıcısı ve CD çalıştırıcısında kapalı bulunan lazerler	Odaklanmadıkça hasar verici bir ışınım üretmezler
2, 2M	≤ 1 mW	Görünür bölgede (400-700 nm) sürekli dalga lazerleri	Gözün anlık maruz kalması sonucu hasar oluşmaz 2M: geniş çaplı ve ıraksak demet
3R	≤ 5 mW	Görünür veya görünmez ışınım üreten sürekli dalga lazerleri	Lazer ışığının saçılması sonucu oluşan yansımalar hasar verici değildir
3B	≤ 500 mW	Görünür veya görünmez ışınım üreten sürekli dalga veya kesikli lazerler	Gözün doğrudan lazer ışığına maruz kalması hasar vericidir
4	> 500 mW	Görünür veya görünmez ışınım üreten sürekli dalga veya kesikli yüksek güçlü lazerler	Gözün ve derinin lazer ışığına maruz kalmasından kaçınılmalıdır. Gözün kırpma süresinden daha kısa süre için bile maruz kalındığında hasar vericidir.

2.2.4.3. Lazerin Oluşturabileceği Hasarlar

2.2.4.3.1. Birincil Hasarlar

Doğrudan lazer ışığına temasla oluşan göz ve deri hasarlarıdır (143).

Göz Hasarları:

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

Lazer kazası sonucu oluşabilecek göz hasarların birincisi, retina veya kornea yanıklarıdır. Görünür ve yakın kızıl ötesi bölgedeki lazer ışığının

(400–1400 nm) doğrudan veya yansıyarak göze gelmesi ile lens ve korneanın etkilenmesi sonucunda retinada yanma ve kalıcı görme bozuklukları oluşabilmektedir.

Deri Hasarları:

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

2.2.4.3.2. İkincil Hasarlar

Lazer ışık demeti ile ilgisi olmayıp, lazer kullanımı sırasında ortaya çıkabilecek hasarlardır (143).

Mekanik Hasarlar:

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

Elektriksel Hasarlar:

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

Bununla birlikte, cerrahi set içerisinde lazerin iletken bir sıvıya teması sonucu elektriksel bir risk ortaya çıkabilmektedir.

Kimyasal Hasarlar:

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

Yangın Tehlikesi:

Lazerlerin elektrik aksamaları veya güç çıkışlarında gelişebilecek problemlere bağılı olarak, tutuşabilir ve yanabilir maddelerin (kumaş, kâğıt, plastik, etanol, aseton, çözücü sıvılar, oksijen, nitrozoksit, genel anestezipler vs.) varlığında, yangın tehlikesine yol açabilmektedirler. 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 azaltılabilmektedir.

2.2.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

Diş hekimliğinde kullanımı FDA (*Food and Drug Administration*) tarafından onaylanmış ve günümüzde yaygın olarak kullanılan lazerler, dalga boyları ve kullanım alanları tablo 2.2.2 de özetlenmiştir (48,139,140,152,153).

Tablo 2.2.2. Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan lazerler, dalga boyları ve kullanım alanları

Lazerin Adı	Dalga boyu	Kullanım Alanı
Argon Lazer	350–514 nm	Yumuşak doku uygulamaları, çürük önleme, kompozit polimerizasyonu, beyazlatma
Diyot Lazer	780-820-870-910 nm	Çürük teşhisi, biyostimulasyon, beyazlatma, kök-kanalı ve periyodontal cep dezenfeksiyonu, dentin aşırı duyarlılığı tedavisi
Nd:YAG Lazer	1064 nm	Yumuşak doku eksizyonu, koagülasyon, biyostimulasyon, beyazlatma, kök-kanal ve periyodontal cep dezenfeksiyonu, dentin aşırı duyarlılığı tedavisi
CO₂ Lazer	10600 nm	Sert ve yumuşak doku uygulamaları, koagülasyon, çürük önleme
Er:YAG, Er,Cr:YSGG	2940 nm 2780 nm	Sert doku preparasyonu, yumuşak doku eksizyonu, seçici çürük temizleme, çürük önleme, dentin aşırı duyarlılığı tedavisi

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

Hidrokinetik sistemde çalışan lazerlerdir. Erbiyum lazerin iki farklı dalga boyunda benzer özellikli iki tipi vardır: Erbiyum ile kombine edilmiş yitrium alüminyum garnet kristallerinden oluşan aktif ortama sahip olan **Er:YAG** (2940 nm) ve erbiyum-kromiyum ile kombine edilmiş yitrium skandiyum galyum garnet katı kristallerinden oluşan aktif bir ortamı içeren **Er:Cr:YSGG** (2780 nm) lazerdir (134).

Er,Cr:YSGG lazer dalga boyu, spektrumun yakın kızıl ötesi ile orta kızıl ötesi sınırında, gözle görülemeyen kısmında yer almaktadır (Bkz. Şekil 2.2.7). Bu dalga boyu, cam molekülleri boyunca kolayca geçemeyeceğinden özel hazırlanan fiber optik iletim sistemleri ile lazer enerjisini iletmektedirler. Bu nedenle fiber optik iletim sistemleri diğer lazere göre daha pahalı, kırılğan ve daha az esnektir (134,154,155).

Erbium lazerlerin su tarafından soğurulmasının tüm lazerlerden fazla olduğu ve bunun yanı sıra kollajen ve hidroksiapatite karşı yüksek bir

afiniteye sahip oldukları bilinmektedir (136,142,156). Hava su spreyi sayesinde etkin bir soğutma sağlayarak sert doku uzaklaştırmasında tatmin edici sonuçlar vermektedirler. Lazer enerjisinin seçici olarak doku yüzeyindeki su ve diğer su içeren organik yapılar tarafından soğurulması sonucunda, moleküllerdeki ani ve aşırı ısınma ile **mikro patlamalar** oluşmaktadır. Bu termal mikro patlamalarla su moleküllerine komşu sert dokular uzaklaştırılmış olmaktadır (ablasyon). Hidrokinetik sistemde ışığın yüzeydeki su tarafından soğurulması sayesinde, diş dokularının ısınması önlenmiş olmaktadır. Bu nedenle, Er,Cr:YSGG lazerin etkileri, termal etkiden ziyade, sert doku içerisindeki veya üzerindeki suyun ani buharlaşması ile ilişkili mikro patlamalarla açıklanmaktadır (136,157).

1997’de, erbiyum lazerlerin çürük temizlenmesi, kavite preparasyonu ve mine ve dentinin pürüzlendirilmesi amaçlarıyla kullanımı FDA tarafından onaylanmıştır (136).

Günümüzde Er,Cr:YSGG lazerler restoratif diş hekimliğinde; eski estetik restorasyonların diş dokularına zarar vermeden seçici olarak sökülmesinde, diş dokularının asit ataklarına karşı direncinin ve çürüğe karşı dayanıklılığın artırılmasında (125,158), mine ve dentin dokularının pürüzlendirilmesinde (159-161), mikrosızıntının azaltılmasında (162), kavite preparasyonunda (135,150), çürük dokuların seçici olarak uzaklaştırılmasında, kavite sterilizasyonunda, pulpa kaplamalarında, renklenmelerin giderilmesinde (163), dişeti konturlarının düzeltilmesinde, kron boyunun uzatılmasında ve dentin aşırı duyarlılığının giderilmesinde güvenle kullanılmaktadırlar (164). Erbiyum lazerler çürük dokuyu uzaklaştırırken etrafındaki sağlam dokuya zarar vermemektedirler. Çürük dokusunda su sağlam dokudan daha fazladır. Bu nedenle öncelikli olarak lazerin afinite göstereceği doku suyu daha fazla içeren çürük dokusu olacaktır (134,135).

Diş sert dokularının lazer kullanılarak pürüzlendirilmesinin, asitle pürüzlendirme işlemine alternatif olabileceği ortaya koyulduktan sonra

(161,165-167) lazerlerin diş dokuları üzerinde oluşturabileceği morfolojik değişiklikler ve restorasyonların kalitesini arttırmadaki etkileri, araştırmacılar için büyük ilgi (135) konusu olmuştur. Yapılan çalışmalar mine ve dentine lazer uygulanması sonucu oluşan morfolojik değişikliklerin görüntüsünün, asitle pürüzlendirme sonucu oluşan görüntülere benzer olduğunu göstermiştir (160,168,169). Lazerle yapılan pürüzlendirme işlemi sonrasında, asitle yapılan pürüzlendirme işleminin aksine, dentinin kalsifiye matriksinin bozulmadığı ve yüzeyden çok az madde uzaklaştırıldığı (135), mine ve dentinin lazerle pürüzlendirilmesi sonucu smear tabakasının ortadan kalktığı, bunun da etkin bir bağlanmaya olanak tanıdığı rapor edilmiştir (160,168,169). Ayrıca, lazer irradyasyonu kalsiyum/fosfat oranını değiştirip, karbonat/fosfat oranını düşürdüğünden, lazerle pürüzlendirme sonucunda elde edilen yüzeylerin aside ve çürüğe karşı dirençli olduğu bildirilmiştir (23,24,124).

Sognnaes ve Stern lazer uygulamasının minenin demineralizasyona karşı direncini arttırdığını bildirmişlerdir (115). Daha sonra birçok araştırmacı lazerin tek başına veya florür içeren ajanlarla uygulanmasının organik asitlere bağlı mineral kaybını azaltarak diş yapısının direncini arttırdığını bildirmişlerdir (10,13,117,118). Bu durumun mine dokusunun içeriği ile ilişkili olduğu, lazer uygulanmasının yüzeyde oluşturduğu termal etkiler sonucu minenin kimyasal ve morfolojik yapısının değiştiği bildirilmiştir (14). Bu lazerler, doku penetrasyonunun az olması, suya karşı yüksek afinitelerinin bulunması, termal hasar oluşturmaması ve minimal yansıtıcı özelliklerinin olmasından dolayı güvenli ve etkin bir şekilde kullanılabilirler (135,136).

Erbiyum lazerler suya karşı yüksek afinite gösterdiğinden yumuşak dokuda da etkilidirler. Sadece kandaki su moleküllerine afinite gösterdiklerinden hemostatik özellikleri sınırlıdır. Diş etine yakın çürüklerin temizlenmesi sırasında yumuşak dokuda da etki gösterdiklerinden diş eti düzenlenmesi de aynı anda gerçekleştirilebilmektedir (134,141).

Er,Cr:YSGG lazer sistemi ile uygulanan tüm tedavilerin geleneksel aeretör kullanımı ile gündeme gelen basınç, titreşim, ses gibi etkileri elimine ettiği bildirilmektedir. Er,Cr:YSGG lazer sisteminde hasta aletin dışına temas ettiğini hissetmemektedir. Bu nedenle geleneksel sistemdeki basınç, sürtünme, vibrasyon, aletin sesi gibi dezavantajlarından dolayı bireyde oluşabilecek korku, endişe ve ağrı hissi elimine edilebilmektedir. Er,Cr:YSGG lazerin kanal tedavisindeki etkinliği, antibakteriyel etki göstermesi ve hızlı çalışması bu lazerin diğer avantajları arasındadır (135,141,160,162,170,171).

2.2.5.2. Diyet Lazerler

Diyot lazerler, yarı iletken lazerlerdir. Yarı geçirgen kristallerin alüminyum, indiyum, galyum ve arsenik gibi elementlerle kombinasyonu ile yapılmaktadır. Alüminyumun dış hekimliği için aktif ortamda kullanılan dalga boyları 800 nm' iken, indiyumun aktif ortamda kullanılan dalga boyları 980 nm' dir. Bu dalga boyları, görünmeyen noniyonize spektrumda kızıl ötesi aralığın başlangıcındadır (Şekil 2.2.7). Lazer enerjisini sürekli dalgalar ve yönlendirilmiş atımlar şeklinde yaymaktadır (134). Işık, fiber optik taşıma sistemi ile taşınmaktadır. Optik fiberin ilk kullanımdan önce ve uzun prosedürler sırasında, lazerin etkili kullanımı için kesilip hazırlanması gerekmektedir. Belirli kullanımlar için fiberin ucuna yerleştirilebilen uçları bulunmaktadır. Hemoglobin ve diğer pigmentler tarafından çok iyi soğurulurken, su ve diş sert dokuları tarafından az miktarda soğurulmaktadır. Bu nedenle yumuşak doku cerrahisinde sıklıkla tercih edilmektedir.

Çürük teşhisi, biyostimulasyon, beyazlatma, kök-kanalı ve periyodontal cep dezenfeksiyonu, dentin aşırı duyarlılığı tedavisi, aside karşı diş sert dokularının direncinin artırılması tedavilerinde kullanılmaktadır (134,140,172)

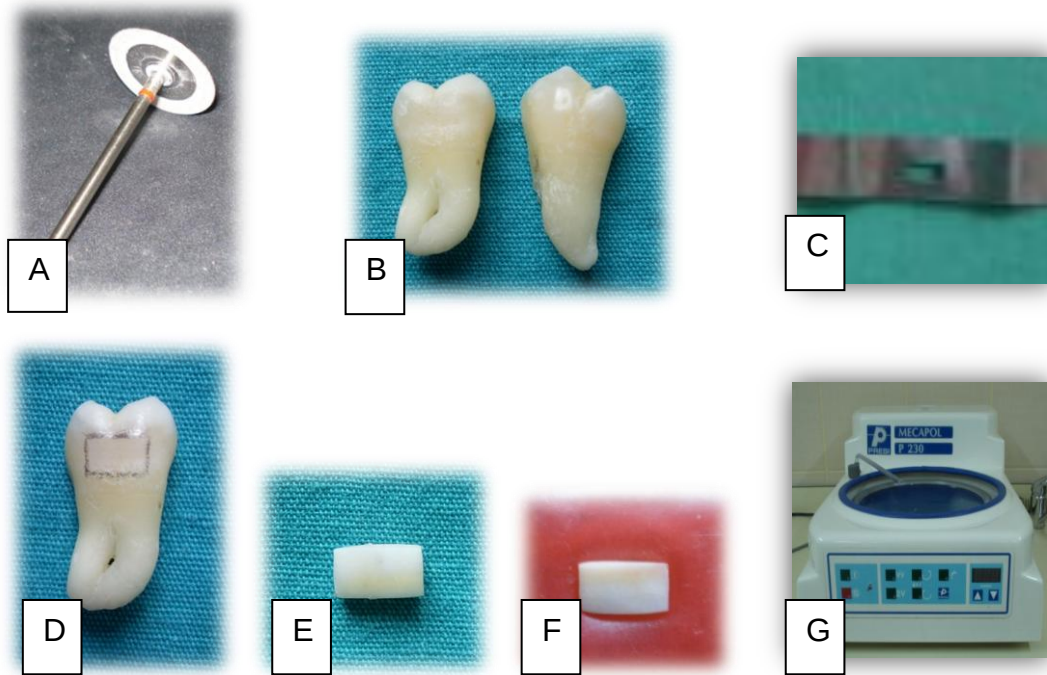
3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu *in vitro* çalışma, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yapılmıştır. Çalışmada kullanılan dişler, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ndan temin edilmiştir. Çalışma için Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Tıbbi Araştırmalar Yerel Etik Kurulu'ndan (12. 12.2012 tarihli, LUT 12/126 sayılı karar) onay alınmıştır (Bkz. Ek.1). Deneylerde kullanılan de/remineralizasyon solüsyonu, Hacettepe Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Farmasötik Kimya Anabilim Dalı'nda hazırlanmıştır. Mikrosertlik ve yüzey pürüzlülük ölçümleri, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi AR-GE laboratuvarında, örneklerin stereomikroskop altında incelenmesi Hacettepe Üniversitesi Histoloji Anabilim Dalı'nda, SEM incelemesi Hacettepe Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Jeoloji Mühendisliği Bölümü'nde gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya ait verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesi, Hacettepe Üniversitesi Temel Tıp Bilimleri Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapılmıştır.

3.1. Mine ve Dentin Örneklerinin Hazırlanması

Bu çalışmada protetik veya periodontal hastalık nedeniyle çekilmiş, mezyodistal boyutu 6 mm'den büyük, 40 adet sağlam, çatlak ve restorasyon içermeyen insan daimi molar dişi seçilmiştir. Dişlerin üzerindeki eklentiler, el aletleri ile uzaklaştırıldıktan sonra, pomza ve lastik kullanılarak düşük turda bir mikromotor/anguldruva (Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) yardımıyla polisaj yapılmıştır. Yüzeyinde herhangi bir çatlak gözlenmeyen dişler, %0,1'lik timol solüsyonunda en fazla iki ay süre ile çalışma düzeneği hazırlanana kadar bekletilmiştir. Timol solüsyonu birer haftalık aralıklarla yenilenmiştir. 40 adet diş, su soğutması altında elmas separe (Fis A11H, Schrock& Kimmel GmbH, Vallendar, Almanya) (Şekil 3.1 A) ile mezyodistal yönde ikiye ayrılarak 80 adet bukkal ve lingual yarım elde edilmiştir (Şekil 3.1 B). Örneklerin hazırlanmasında, standardizasyonu sağlamak amacıyla matriks bandından (Hahnenkrat GmbH, Königsbach-Stein, Almanya)

meziyodistal genişliği 6 mm, okluzogingival boyutu 3 mm olan dikdörtgen şeklinde bir şablon hazırlanmıştır (Şekil 3.1. C). Hazırlanan şablon her bir diş yüzeyine yerleştirilmiş ve kurşun kalem yardımıyla örnek hazırlanacak yüzey sınırları belirlenmiştir (Şekil 3.1 D). Daha sonra belirlenen yüzey elmas separe yardımıyla su soğutması altında kesilmiş ve 80 adet 6x3x3 mm boyutunda örnek elde edilmiştir (Şekil 3.1 E). Elde edilen örneklerden 40 adedi, düzgün mine yüzeyleri hazırlamak amacıyla kırmızı muma (Cerewax, PD Company, İstanbul, Türkiye) sabitlenmiş ve 320, 600 ve 1200 gritlik silikon karbit (SiC) disklerle, su soğutması altında polisajlanmıştır (Mecapol P 230, Grenoble, Fransa) (Şekil 3.1 F ve G). Geriye kalan örneklerin yüzeyinden yaklaşık 1,5 mm mine dokusu aeratör (Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) yardımıyla su soğutması altında uzaklaştırılmış ve 40 adet dentin örneği elde edilmiştir. Daha sonra düzgün dentin yüzeyleri hazırlamak amacıyla örnekler kırmızı muma sabitlenmiş ve 320, 600, 1200 gritlik SiC disklerle su soğutması altında polisajlanmıştır.



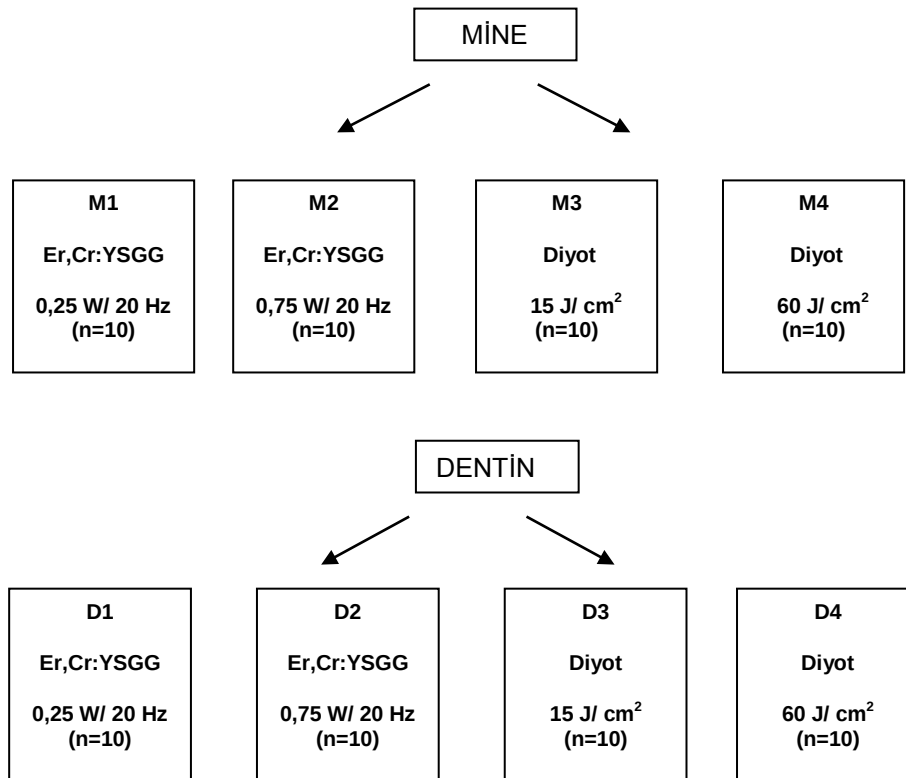
A: Karbon separe B: Meziyodistal yönde ikiye ayrılmış diş örneği C: Matriks bandından hazırlanmış şablon D: Sınırları belirlenmiş diş örneği E: Hazırlanan örnek

F: Kırmızı muma sabitlenmiş örnek G: Polisaj makinesi

Şekil 3.1. Mine ve dentin örneklerinin hazırlanması

Polisaj yapılan tüm örnekler; mine örnekleri için dentin dokusunun, dentin örnekleri için ise pulpa dokusunun açığa çıkıp çıkmadığını belirlemek için stereo mikroskop altında x40 büyütmeyle incelenmiştir (Leica MS5, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Almanya).

Mine ve dentin örnekleri, yüzeye uygulanacak olan farklı lazer tip ve parametrelerine göre her grupta 10'ar örnek olacak şekilde rastgele 4'er gruba ayrılmıştır (Şekil 3.1.1. Çalışma gruplarının şeması). Yüzeye herhangi bir işlem yapılmadan önce örnekler numaralandırılmış ve örneklerin başlangıç mikrosertlik (HMV-2, Shimadzu, Columbia, ABD) ve yüzey pürüzlülük (Perthometer, M1 Mahr, Göttingen, Almanya) ölçümleri yapılmıştır. Bu çalışmada kullanılan materyaller ve cihazlar Tablo 3.1 de gösterilmiştir.



Şekil 3.1.1. Çalışma gruplarının şeması

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve cihazlar

Materyal/ Cihaz	Marka	Üretici Firma
Er,Cr:YSGG lazer	Waterlase MD	Biolase technology Inc., CA, ABD
Lazer ucu	MG 6	Biolase technology Inc., CA, ABD
Diyot lazer	LaserSmile	Biolase technology Inc., CA, ABD
Mikrosertlik ölçüm cihazı	HMV-2, Shimadzu	Columbia, ABD
Yüzey pürüzlülük ölçüm cihazı	Perthometer M1 Mahr	Göttingen, Almanya
SEM cihazı	Carl Zeiss EVO-50 EP	Cambridge, İngiltere
Zımparalama ve Parlatma cihazı	Mecapol P 230	Grenoble, Fransa
Stereo mikroskop	Leica MS5	Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Almanya
Mikromotor/ anguldruva	Kavo 181 DBN Kavo 2068 FGBN	Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya
Aeratör	Kavo 636 P	Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya
Elmas separe	Fis A11H	Schrock& Kimmel GmbH, Vallendar, Almanya
Kırmızı mum	Cerewax	PD Company, İstanbul, Türkiye
Matriks şerit bant	Hahnenkrat	Hahnenkrat GmbH, Königsbach-Stein, Almanya
Yapay tükürük, %0,3'lük (pH 2,45) sitrik asit ve %0,1'lik timol solüsyonu		Hacettepe Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Farmasötik Kimya Anabilim Dalı'nda hazırlanmıştır

3.2. Başlangıç Mikrosertlik Ölçümleri

Mikrosertlik ölçümleri için Vickers mikrosertlik ölçüm cihazı kullanılmıştır (Şekil 3.2). Bu test yönteminde, sertliği ölçülmek istenen materyalin yüzeyine, tabanı kare olan piramit şeklindeki uç, belirli bir yük ile uygulanmakta ve yük kaldırıldıktan sonra meydana gelen izin köşegenleri ölçülmektedir. Cihazın üzerinde bulunan dokunmatik panelle, test yükü 98,07 mikronewton (mN) ile 19,914 newton (N) arasında, test süresi ise 5 ile 999 sn arasında değişen değerlerde ayarlanabilmektedir. Ölçüm, cihaza ilave edilmiş bir mikroskop yardımı ile yapılmaktadır. Mikroskop üzerindeki iki paralel çizgi, piramitin köşelerine teğet şekilde ayarlanmaktadır. Mikroskopta alt-üst köşenin ve sağ-sol köşenin ölçümleri ayrı ayrı yapılmakta ve elde edilen değerlerin ortalaması alınmaktadır. Bu çalışmada mikrosertlik ölçümü, cihazın düz yüzey modu ayarlandıktan sonra, 490,3 mN (50 gr) kuvvetin 45 saniye süreyle uygulanmasıyla gerçekleştirilmiştir. Örnekler üzerinde oluşan iz x40 büyütmede değerlendirilmiştir. Bir örneğin mikrosertlik değeri, örnek yüzeyinin rastgele seçilen 5 farklı noktasından ölçüm yapıp, bu ölçümlerin aritmetik ortalamaları alınarak hesaplanmış ve Vickers Hardness Number (VHN) olarak kaydedilmiştir. Elde edilen başlangıç mikrosertlik değerleri, kontrol olarak kullanılmıştır.



Şekil 3.2. Mikrosertlik cihazı

3.3. Başlangıç Yüzey Pürüzlülük Ölçümleri

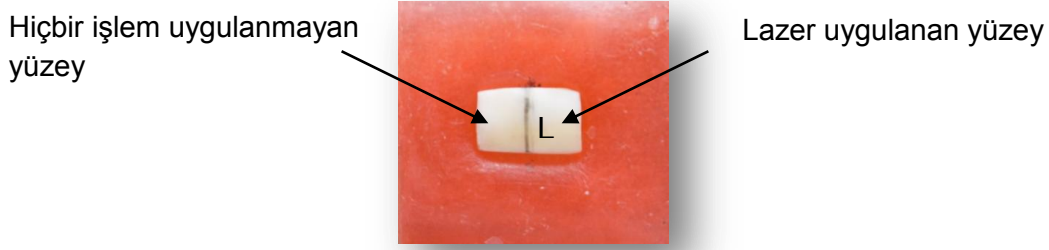
Yüzey pürüzlülük ölçümleri için kontakt profilometre cihazı kullanılmıştır (Şekil 3.3). Her ölçüm işlemi öncesinde profilometre cihazının kalibrasyonu yapılmıştır. Aletin gezici ucunun hep aynı yönde gidip gelmesi yüzeyde düzleşmeye neden olabileceğinden örneğin rastgele seçilen 5 farklı bölgesinden ölçüm yapılmış, bu ölçümlerin aritmetik ortalamaları alınmış ve mikrometre (μm) cinsinden kaydedilmiştir. Elde edilen başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri, kontrol olarak kullanılmıştır.



Şekil 3.3. Profilometre cihazı

3.4. Mine ve Dentin Örneklerinin Yüzeylerinin Hazırlanması

Başlangıç ölçümleri yapılan mine ve dentin örnekleri (6×3 milimetrekare (mm^2)), lazer uygulanacak yüzeyin belirlenmesi amacıyla cetvel yardımıyla, kurşun kalemle çizilerek $3 \times 3 \text{ mm}^2$ boyutlarında iki bölüme ayrılmıştır (Şekil 3.4). Lazer uygulanacak bölüm kalemle işaretlenmiştir. İşaretlenen örnek yüzeyleri Er,Cr:YSGG ve diyet lazer ile irradiye edilmiş ve diğer yüzeyine hiçbir işlem yapılmamıştır.



Şekil 3.4. Orta kısmından çizilmiş örnek

3.5. Er,Cr:YSGG Lazer Uygulamaları

Bu çalışmada 2780 nm dalga boyunda, 0,1 W- 8.0 W güç çıkışlı, 10-50 Hz arasında değişen frekanslara sahip Er,Cr:YSGG (Waterlase MD, Biolase technology Inc., CA, ABD) lazer kullanılmıştır (Şekil 3.5). İşaretlenen örnek yüzeyleri, Er,Cr:YSGG lazerle, M1 ve D1 gruplarında 0,25 W, M2 ve D2 gruplarında 0,75 W güç çıkışıyla, 20 Hz frekansta, %30 hava ile MG 6 uç (spot çapı 0,6 mm, Biolase technology Inc., CA, ABD) kullanılarak 20 sn süreyle irradiye edilmiştir. Lazer, klinik uygulamayı taklit etmek amacıyla, tek bir hekim tarafından diştten yaklaşık 1 mm uzaklıkta, fokus modda, homojen bir tarama için vertikal ve horizontal yönde kullanılmıştır (14,24,173). İrradyasyon susuz uygulanmıştır (14,23,24,174). İşlem sırasında kullanılan lazere uygun koruyucu gözlük takılmıştır.



Şekil 3.5. Er,Cr:YSGG lazer

3.6. Diyet Lazer Uygulamaları

Bu çalışmada 810 nm dalga boyunda diyet (spot çapı 0,4 mm, LaserSmile, Biolase technology Inc., CA, ABD) lazer kullanılmıştır (Şekil 3.6). M3 ve D3 gruplarında diyet lazer, işaretlenen örnek yüzeylerinde 15 J/cm² (30 mW, 45 sn), M4 ve D4 gruplarında ise 60 J/cm² (60 mW, 90 sn) enerji yoğunluğunda kullanılmıştır. Diyet lazer, kesintisiz (CW, continuous wave) modda, klinik uygulamayı taklit etmek amacıyla tek bir hekim tarafından, diğten yaklaşık 5 mm uzaklıkta defokus modda, homojen bir tarama için vertikal ve horizontal yönde uygulanmıştır (18,172). İşlem sırasında kullanılan lazere uygun koruyucu gözlük takılmıştır.



Şekil 3.6. Diyet lazer

3.7. Erozyon Siklusu Uygulamaları

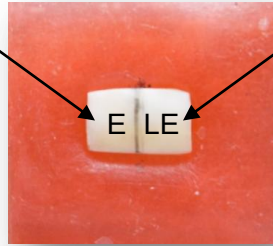
Lazer uygulamalarından sonra tüm örnekler erozyon siklusu öncesinde sabitlendikleri mumdan uzaklaştırılmış ve erozyon siklusuna tabi tutulmuştur. Her bir örnek önce 5 dakika (dk) boyunca 10 mililitre (ml) % 0,3'lük (pH 2,45) sitrik asit solüsyonunda bekletilmiştir. Ardından örnekler distile suyla yıkanmış, dikkatli bir şekilde kağıt havlu ile kurulanmış ve 60 dk boyunca 10 ml yapay tükürükte (1,45 mM Ca, 5,4 mM PO₄, 0,1 M Tris buffer, pH 7) bekletilmiştir. Tüm bu işlemler 3 gün boyunca günde 3 kez tekrarlanmıştır. Geri kalan sürede örnekler yapay tükürükte oda sıcaklığında (25 °C) bekletilmiştir (175). Erozyon siklusu tamamlandıktan sonra örnekler

distile suyla yıkanmış, kurulanmış ve deney sonrası ölçümler için tekrar kırmızı muma sabitlenmişlerdir.

3.8. Erozyon Siklusu Uygulamalarından Sonra Mikrosertlik ve Yüzey Pürüzlülük Ölçümleri

Erozyon siklusu uygulamalarından sonra, hiçbir işlem yapılmayan, sadece erozyon siklusuna maruz bırakılan yüzeylerin ($3 \times 3 \text{ mm}^2$) (Erozyon=E) ve lazer irradyasyonundan sonra erozyon siklusu uygulanan yüzeylerin ($3 \times 3 \text{ mm}^2$) (Lazer+Erozyon=LE) (Şekil 3.7) ayrı ayrı mikrosertlik ve yüzey pürüzlülük ölçümleri yukarıda bahsedildiği şekilde yapılmış, elde edilen değerler kaydedilmiştir.

Sadece erozyon siklusu uygulanan yüzey



Lazer irradyasyonundan sonra erozyon siklusu uygulanan yüzey

Şekil 3.7. Erozyon siklusu uygulanan örnek

3.9. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri

Her gruptan rastgele seçilen 1'er örnek, karbonla kaplanmış ve Lazer+Erozyon uygulanan yüzeylerin SEM (Carl Zeiss EVO-50 EP, Cambridge, İngiltere) cihazı kullanılarak x500 ve x1000 büyütmede görüntüleri alınmıştır (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. SEM cihazı

3.10. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada istatistiksel analizler, SPSS 15,0 programı kullanılarak yapılmıştır. Bağımlı iki grup karşılaştırması normal dağılım gösteren değişkenler için iki eş arasındaki farkın anlamlılık testiyle, normal dağılım göstermeyen değişkenler için Wilcoxon testiyle incelenmiştir. İkiden fazla bağımsız grup karşılaştırması, normal dağılım gösteren değişkenler için; Tek yönlü varyans analizi ile; ikişerli karşılaştırmalar, LSD testi ile; normal dağılım göstermeyen değişkenler, Kruskal Wallis testi ile incelenmiştir. Tanımlayıcı istatistik olarak; aritmetik ortalama, standart sapma (SD), ortanca, minimum ve maksimum değerler verilmiştir. $p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Mikrosertlik Testi Bulguları

Yapılan mikrosertlik testi ölçümleri sonucunda elde edilen mikrosertlik ortalama, standart sapma, ortanca, minimum ve maksimum değerleri Tablo 4.1'de gösterilmiştir. Bu çalışmada başlangıç mikrosertlik değerleri "kontrol", lazer irradyasyonundan sonra erozyon siklusu uygulanması sonucu elde edilen mikrosertlik değerleri "HLE", erozyon siklusundan sonra elde edilen mikrosertlik değerleri "HE", Lazer+Erozyon ve Erozyon mikrosertlik değerleri arasındaki farklar " ΔH " olarak belirtilmiştir.

Çalışmada kullanılan bütün mine ve dentin örneklerinin Vickers sertlik değerlerinin (VHN), lazer irradyasyonunun ardından erozyon siklusu uygulandıktan sonra (HLE) ve erozyon siklusundan sonra (HE) azaldığı gözlenmiştir.

Tüm mine gruplarında (M1, M2, M3 ve M4) HLE ve HE değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Mine gruplarının HLE değerlerinin HE değerlerinden daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu gruplarda lazer uygulamasının erozyon siklusundan sonra mine yüzey mikrosertlik değerinin azalmasını önlediği görülmüştür. Mine gruplarının ΔH değerleri karşılaştırıldığında, M2 grubu diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermiştir ($p<0,05$). Er,Cr:YSGG lazerin 0,75 W parametresinde kullanımının, erozyon siklusundan sonra mine mikrosertlik değerinin azalmasını önlemede daha az etkili olduğu gözlenmiştir. M1, M3 ve M4 gruplarının ΔH değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). Dolayısıyla, Er,Cr:YSGG lazerin 0,25 W parametresi ve diyet lazerin çalışmada uygulanan her iki parametresi, mine mikrosertliğinin azalmasını önlemede etkili olmuştur (Tablo 4.1.1, Şekil 4.1.1 ve Şekil 4.1.2).

Dentin gruplarından D1, D3 ve D4'ün HLE değerlerinin HE değerlerinden daha yüksek olduğu ancak bu değerler arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı gözlenmiştir ($p>0,05$). Bu durum; lazer uygulamasının erozyon siklusundan sonra dentin mikrosertliğinin azalmasını bir miktar önlediğini ancak bu durumun istatistiksel olarak anlamlı olmadığını göstermiştir. D2 grubunda ise, HLE ve HE değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). HLE değerinin HE değerinden daha düşük olduğu saptanmıştır. Er,Cr:YSGG lazerin 0,75 W parametresinde kullanımının, erozyon siklusundan sonra dentin mikrosertliğinin azalmasını önlemediği, aksine azalmasına neden olduğu gözlenmiştir (Tablo 4.1.2, Şekil 4.1.1 ve Şekil 4.1.2).

Tablo 4.1. Mikrosertlik testine ait verilerin ortalama VHN± S.D., ortanca, minimum ve maksimum değerleri (n= 10)

		KONTROL (VHN) Başlangıç	HLE (VHN) Lazer+Erozyon	HE (VHN) Erozyon	ΔH (LE-E VHN değerleri arasındaki fark)
M1 Mine Er,Cr:YSGG 0,25 W	Ortalama ±SD	347,1±28,1	300±53,2	200±36	100,1±51,8
	Ortanca	343	317	200,5	110,5
	Minimum	307	195	155,4	19
	Maksimum	390	350	257	168
M2 Mine Er,Cr:YSGG 0,75 W	Ortalama±SD	352,5±26,5	292,6±68,5	225±38,8	67,1±69,1
	Ortanca	358,5	269	234	84,5
	Minimum	308	217	155	-43
	Maksimum	378	431	269	171
M3 Mine Diyot 15 J/cm ²	Ortalama ±SD	361,9±20,4	331,3±62,1	187,7±38,5	143,6±72,1
	Ortanca	357,5	330,5	180	72,1
	Minimum	329,5	214	126	10
	Maksimum	393,5	437	257	265
M4 Mine Diyot 60 J/cm ²	Ortalama ±SD	359,7±24,5	341,7±34,9	214,1±47,6	127,5±44,8
	Ortanca	359	339,5	214,5	129,5
	Minimum	323	294	124	67
	Maksimum	395,5	398	306	192
D1 Dentin Er,Cr:YSGG 0,25 W	Ortalama ±SD	49,5±6,9	36,2±3,9	33,6±2,69	2,5±4,4
	Ortanca	49,5	38,5	33,6	3,7
	Minimum	40,4	31	29,2	-5,7
	Maksimum	59,2	40	37,6	7,1
D2 Dentin Er,Cr:YSGG 0,75 W	Ortalama ±SD	56,7±5,7	30,7±5,2	32,4±3,9	-1,7±2,06
	Ortanca	57,8	32	29,3	2,1
	Minimum	48,1	23,6	27	-1,7
	Maksimum	66,9	39,74	38	3,9
D3 Dentin Diyot 15 J/cm ²	Ortalama ±SD	60,9±9,6	56,6±10,6	49,3±7,8	7,2±16,3
	Ortanca	60,1	53,5	49,3	5,2
	Minimum	47,9	42	39,6	-23,25
	Maksimum	72,8	71	65,2	31,35
D4 Dentin Diyot 60 J/cm ²	Ortalama ±SD	69,4±5,7	58,5±6,8	50,1±11,4	8,3±13,3
	Ortanca	71,3	58	47,6	8,1
	Minimum	57,1	47	32,3	-11,5
	Maksimum	74,9	73	67,5	34,4

Tablo 4.1.1. Mine gruplarının HLE, HE ve ΔH değerleri arasındaki farklar

GRUPLAR		KONTROL (VHN) Başlangıç	HLE (VHN) Lazer+Erozyon	HE (VHN) Erozyon	ΔH (LE-E VHN değerleri arasındaki fark)
M1 Mine Er,Cr:YSGG 0,25 W	Ortalama$\pm$SD	347,1 $\pm$ 28,1	300 $\pm$ 53,2 ^a	200 $\pm$ 36 ^b	100,1 $\pm$ 51,8
	Ortanca	343	317	200,5	110,5
	Minimum	307	195	155,4	19
	Maksimum	390	350	257	168
M2 Mine Er,Cr:YSGG 0,75 W	Ortalama$\pm$SD	352,5 $\pm$ 26,5	292,6 $\pm$ 68,5 ^a	225 $\pm$ 38,8 ^b	67,1 $\pm$ 69,1*
	Ortanca	358,5	269	234	84,5
	Minimum	308	217	155	-43
	Maksimum	378	431	269	171
M3 Mine Diyot 15 J/cm ²	Ortalama$\pm$SD	361,9 $\pm$ 20,4	331,3 $\pm$ 62,1 ^a	187,7 $\pm$ 38,5 ^b	143.6 $\pm$ 72,1
	Ortanca	357,5	330,5	180	72,1
	Minimum	329,5	214	126	10
	Maksimum	393,5	437	257	265
M4 Mine Diyot 60 J/cm ²	Ortalama $\pm$SD	359,7 $\pm$ 24,5	341,7 $\pm$ 34,9 ^a	214,1 $\pm$ 47,6 ^b	127,5 $\pm$ 44,8
	Ortanca	359	339,5	214,5	129,5
	Minimum	323	294	124	67
	Maksimum	395,5	398	306	192

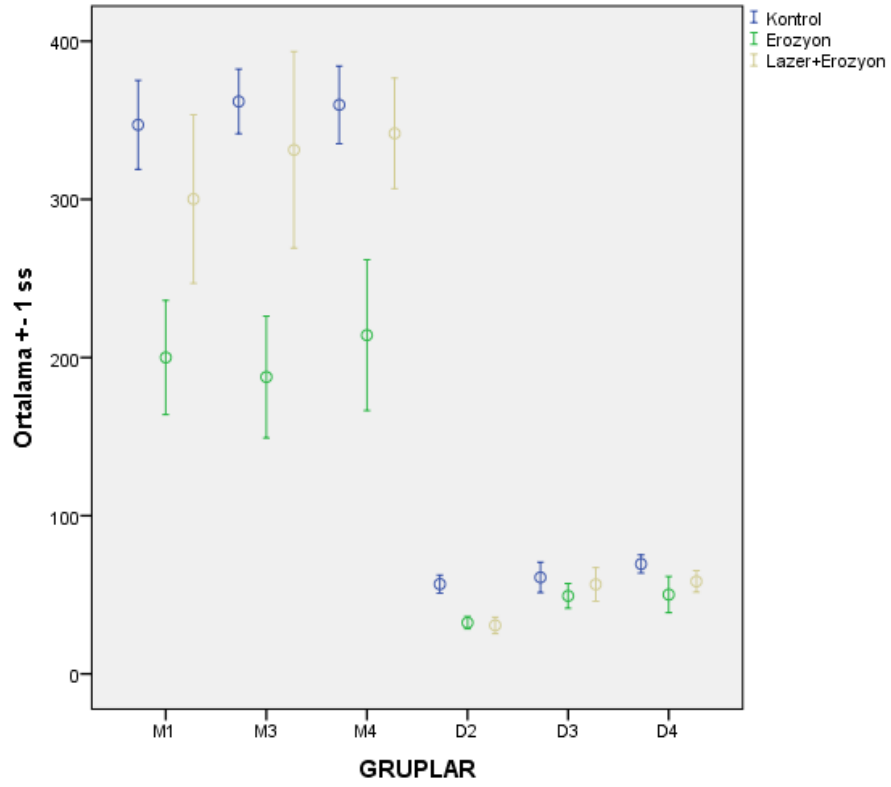
“a” ve “b” sembolleri; Lazer+Erozyon ve Erozyon değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05).

“*” sembolü, ΔH ’ ların değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05).

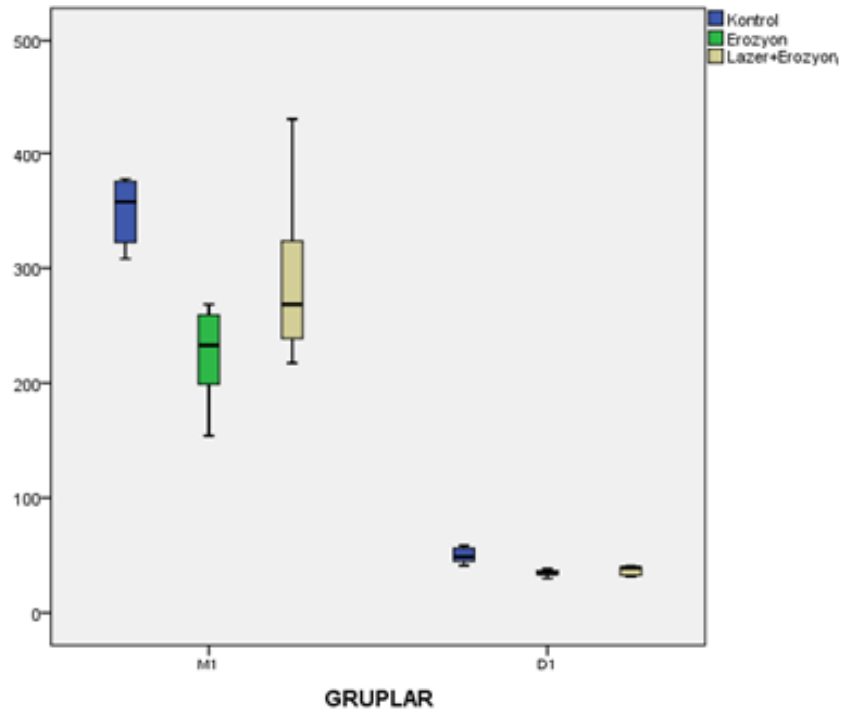
Tablo 4.1.2. Dentin gruplarının HLE, HE ve ΔH değerleri arasındaki farklar

GRUPLAR		KONTROL (VHN) Başlangıç	HLE (VHN) Lazer+Erozyon	HE (VHN) Erozyon	ΔH (LE-E VHN değerleri arasındaki fark)
D1 Dentin Er,Cr:YSGG 0,25 W	Ortalama $\pm SD$	49,5 $\pm$ 6,9	36,2 $\pm$ 3,9	33,6 $\pm$ 2,69	2,5 $\pm$ 4,4
	Ortanca	49,5	38,5	33,6	3,7
	Minimum	40,4	31	29,2	-5,7
	Maksimum	59,2	40	37,6	7,1
D2 Dentin Er,Cr:YSGG 0,75 W	Ortalama $\pm SD$	56,7 $\pm$ 5,7	30,7 $\pm$ 5,2 ^a	32,4 $\pm$ 3,9 ^b	-1,7 $\pm$ 2,06
	Ortanca	57,8	32	29,3	2,1
	Minimum	48,1	23,6	27	-1,7
	Maksimum	66,9	39,74	38	3,9
D3 Dentin Diyot 15 J/cm ²	Ortalama $\pm SD$	60,9 $\pm$ 9,6	56,6 $\pm$ 10,6	49,3 $\pm$ 7,8	7,2 $\pm$ 16,3
	Ortanca	60,1	53,5	49,3	5,2
	Minimum	47,9	42	39,6	-23,25
	Maksimum	72,8	71	65,2	31,35
D4 Dentin Diyot 60 J/cm ²	Ortalama $\pm SD$	69,4 $\pm$ 5,7	58,5 $\pm$ 6,8	50,1 $\pm$ 11,4	8,3 $\pm$ 13,3
	Ortanca	71,3	58	47,6	8,1
	Minimum	57,1	47	32,3	-11,5
	Maksimum	74,9	73	67,5	34,4

“a” ve “b” sembolleri; Lazer+Erozyon ve Erozyon değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).



Şekil 4.1.1. Mikrosertlik değerlerinin gruplara göre ortalama ve standart sapma grafiği



Şekil 4.1.2. Mikrosertlik değerlerinin gruplara göre kutu-çizgi grafiği

4.2.Yüzey Pürüzlülük Testi Bulguları:

Yapılan yüzey pürüzlülük testi ölçümleri sonucunda elde edilen ortalama yüzey pürüzlülük, standart sapma, ortanca, minimum ve maksimum değerleri Tablo 4.2. gösterilmiştir. Bu çalışmada başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri “kontrol”, lazer irradyasyonundan sonra erozyon siklusu uygulanması sonucu elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri “RLE”, erozyon siklusundan sonra elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri “RE”, Lazer+Erozyon ve Erozyon yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki farklar “ ΔR ” olarak belirtilmiştir.

Çalışmada kullanılan bütün mine ve dentin örneklerinin yüzey pürüzlülük değerlerinin lazer irradyasyonunun ardından erozyon siklusu uygulandıktan sonra (RLE) ve erozyon siklusundan sonra (RE) arttığı gözlenmiştir.

M1 grubunda RLE ve RE değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). RLE değerinin RE değerinden daha düşük olduğu gözlenmiştir. Bu grupta, lazer uygulamasının erozyon siklusundan sonra yüzey pürüzlülüğünün artmasını önlediği gözlenmiştir. M2, M3 ve M4 gruplarının RLE değerleri RE değerlerinden düşük olmasına rağmen bu değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). Bu gruplarda lazer uygulaması, erozyon siklusundan sonra yüzey pürüzlülüğünün artmasını bir miktar önlemesine rağmen, bu durum istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.2.1, Şekil 4.2.1).

Dentin gruplarından D1, D3 ve D4’ün RLE değerlerinin RE değerlerinden daha düşük olduğu ancak bu değerler arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı gözlenmiştir ($p>0,05$). Bu durum; lazer uygulamasının erozyon siklusundan sonra dentin yüzey pürüzlülüğünün artmasını bir miktar önlediği ancak bu etkinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığını göstermektedir. D2 grubunda ise, RLE ve RE değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). RLE

değerinin RE değerinden daha yüksek olduğu saptanmıştır (Tablo 4.2.2, Şekil 4.2.1). Er,Cr:YSGG lazerin 0,75 W parametresinde dentinde kullanımının, erozyon siklusundan sonra yüzey pürüzlülüğünün artmasına neden olduğu gözlenmiştir.

Tablo 4.2. Yüzey pürüzlülük testine ait verilerin ortalama (μm) $\pm$ S.D. ortanca, minimum ve maksimum değerleri (n= 10)

		KONTROL (μm) Başlangıç	RLE (μm) Lazer+Erozyon	RE (μm) Erozyon	ΔR (μm) (LE-E yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki fark)
M1 Mine Er,Cr:YSGG 0,25 W	Ortalama $\pm$ SD	0,96 $\pm$ 0,39	1,77 $\pm$ 0,45	2,52 $\pm$ 0,64	-0,74 $\pm$ 0,66
	Ortanca	0,94	1,88	2,70	-0,61
	Minimum	0,41	0,9	1,4	-1,72
	Maksimum	1,69	2,4	3,35	0,28
M2 Mine Er,Cr:YSGG 0,75 W	Ortalama $\pm$ SD	1,56 $\pm$ 0,77	2,19 $\pm$ 0,48	2,76 $\pm$ 0,83	-0,5 $\pm$ 0,84
	Ortanca	1,25	2,2	2,95	-0,78
	Minimum	0,76	1,41	1,14	-1,79
	Maksimum	2,8	2,96	3,6	0,92
M3 Mine Diyot 15 J/cm ²	Ortalama $\pm$ SD	0,63 $\pm$ 0,3	1,40 $\pm$ 0,73	1,89 $\pm$ 0,61	-0,49 $\pm$ 0,87
	Ortanca	0,59	1,08	1,91	-0,58
	Minimum	0,29	0,7	1,1	-1,54
	Maksimum	1,14	2,99	2,87	0,94
M4 Mine Diyot 60 J/cm ²	Ortalama $\pm$ SD	0,9 $\pm$ 0,35	1,56 $\pm$ 0,7	1,78 $\pm$ 0,58	-0,22 $\pm$ 0,6
	Ortanca	0,82	1,29	1,76	-10,6
	Minimum	0,56	0,58	1,05	-1,73
	Maksimum	1,6	2,73	2,96	0,34
D1 Dentin Er,Cr:YSGG 0,25 W	Ortalama $\pm$ SD	0,73 $\pm$ 0,31	1,13 $\pm$ 0,55	1,46 $\pm$ 0,33	-0,32 $\pm$ 0,75
	Ortanca	0,73	1,21	1,41	-0,31
	Minimum	0,31	0,4	1,01	-1,4
	Maksimum	1,1	2,4	2,05	1,39
D2 Dentin Er,Cr:YSGG 0,75 W	Ortalama $\pm$ SD	0,92 $\pm$ 0,23	2,87 $\pm$ 0,5	1,79 $\pm$ 0,7	1,08 $\pm$ 0,85
	Ortanca	0,82	2,9	1,85	1,23
	Minimum	0,67	2,02	0,98	-0,7
	Maksimum	1,31	3,45	3,38	2,42
D3 Dentin Diyot 15 J/ cm ²	Ortalama $\pm$ SD	0,58 $\pm$ 0,19	1,20 $\pm$ 0,59	1,35 $\pm$ 0,42	-0,15 $\pm$ 0,8
	Ortanca	0,56	0,98	1,23	-0,8
	Minimum	0,29	0,54	0,9	1,41
	Maksimum	1,02	2,4	2,19	0,93
D4 Dentin Diyot 60 J/cm ²	Ortalama $\pm$ SD	0,63 $\pm$ 0,33	1,07 $\pm$ 0,47	1,45 $\pm$ 0,48	-0,38 $\pm$ 0,44
	Ortanca	0,62	0,91	1,51	-0,44
	Minimum	0,29	0,54	0,75	-1,20
	Maksimum	1,47	2,12	2,09	0,30

Tablo 4.2.1. Mine gruplarının RLE, RE ve ΔR değerleri arasındaki fark

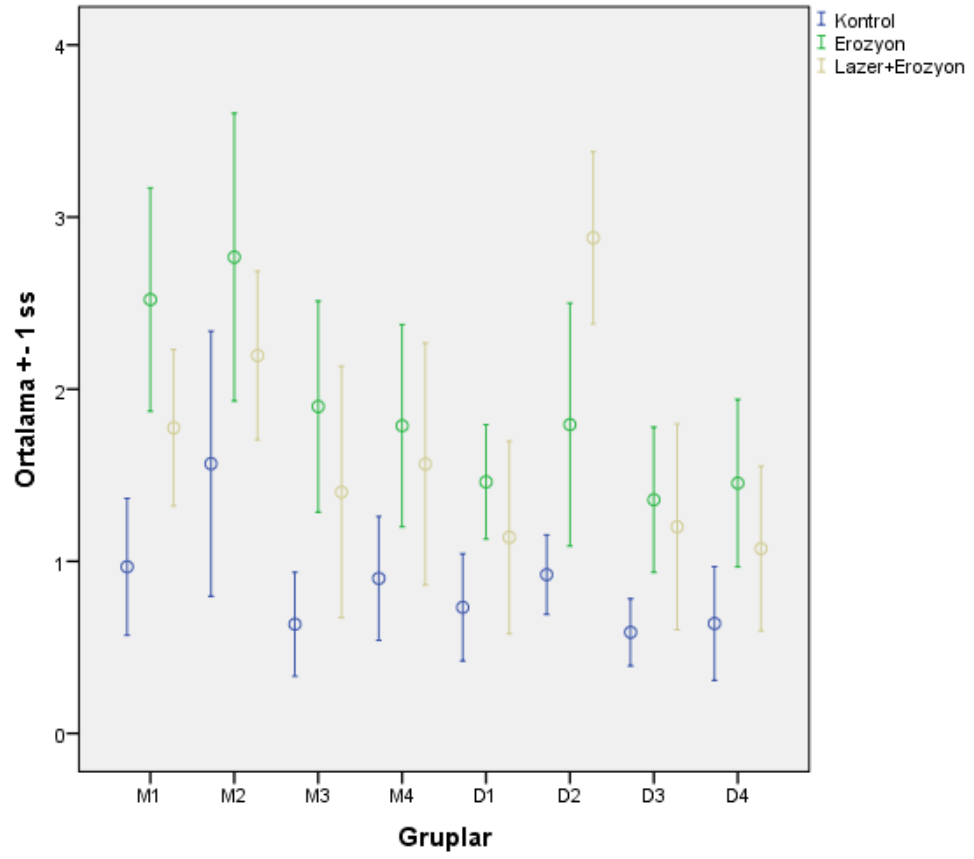
GRUPLAR		KONTROL (μm) Başlangıç	RLE (μm) Lazer+Erozyon	RE (μm) Erozyon	ΔR (μm) (LE-E yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki fark)
M1 Mine Er,Cr:YSGG 0,25 W	Ortalama $\pm$SD	0,96 $\pm$ 0,39	1,77 $\pm$ 0,45 ^a	2,52 $\pm$ 0,64 ^b	-0,74 $\pm$ 0,66
	Ortanca	0,94	1,88	2,70	-0,61
	Minimum	0,41	0,9	1,4	-1,72
	Maksimum	1,69	2,4	3,35	0,28
M2 Mine Er,Cr:YSGG 0,75 W	Ortalama $\pm$SD	1,56 $\pm$ 0,77	2,19 $\pm$ 0,48	2,76 $\pm$ 0,83	-0,5 $\pm$ 0,84
	Ortanca	1,25	2,2	2,95	-0,78
	Minimum	0,76	1,41	1,14	-1,79
	Maksimum	2,8	2,96	3,6	0,92
M3 Mine Diyot 15 J/cm ²	Ortalama $\pm$SD	0,63 $\pm$ 0,3	1,40 $\pm$ 0,73	1,89 $\pm$ 0,61	-0,49 $\pm$ 0,87
	Ortanca	0,59	1,08	1,91	-0,58
	Minimum	0,29	0,7	1,1	-1,54
	Maksimum	1,14	2,99	2,87	0,94
M4 Mine Diyot 60 J/cm ²	Ortalama $\pm$SD	0,9 $\pm$ 0,35	1,56 $\pm$ 0,7	1,78 $\pm$ 0,58	-0,22 $\pm$ 0,6
	Ortanca	0,82	1,29	1,76	-10,6
	Minimum	0,56	0,58	1,05	-1,73
	Maksimum	1,6	2,73	2,96	0,34

“a” ve “b” sembolleri; Lazer+Erozyon ve Erozyon değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Tablo 4.2.2. Dentin gruplarının RLE, RE ve ΔR değerleri arasındaki fark

GRUPLAR		KONTROL (μm) Başlangıç	RLE (μm) Lazer+Erozyon	RE (μm) Erozyon	ΔR (μm) (LE-E yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki fark)
D1 Dentin Er,Cr:YSGG 0,25 W	Ortalama $\pm$SD	0,73 $\pm$ 0,31	1,13 $\pm$ 0,55	1,46 $\pm$ 0,33	-0,32 $\pm$ 0,75
	Ortanca	0,73	1,21	1,41	-0,31
	Minimum	0,31	0,4	1,01	-1,4
	Maksimum	1,1	2,4	2,05	1,39
D2 Dentin Er,Cr:YSGG 0,75 W	Ortalama $\pm$SD	0,92 $\pm$ 0,23	2,87 $\pm$ 0,5 ^a	1,79 $\pm$ 0,7 ^b	1,08 $\pm$ 0,85
	Ortanca	0,82	2,9	1,85	1,23
	Minimum	0,67	2,02	0,98	-0,7
	Maksimum	1,31	3,45	3,38	2,42
D3 Dentin Diyot 15 J/ cm ²	Ortalama $\pm$SD	0,58 $\pm$ 0,19	1,20 $\pm$ 0,59	1,35 $\pm$ 0,42	-0,15 $\pm$ 0,8
	Ortanca	0,56	0,98	1,23	-0,8
	Minimum	0,29	0,54	0,9	1,41
	Maksimum	1,02	2,4	2,19	0,93
D4 Dentin Diyot 60 J/cm ²	Ortalama $\pm$SD	0,63 $\pm$ 0,33	1,07 $\pm$ 0,47	1,45 $\pm$ 0,48	-0,38 $\pm$ 0,44
	Ortanca	0,62	0,91	1,51	-0,44
	Minimum	0,29	0,54	0,75	-1,20
	Maksimum	1,47	2,12	2,09	0,30

“a” ve “b” sembolleri; Lazer+Erozyon ve Erozyon değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).



Şekil 4.2.1. Yüzey pürüzlülük değerlerinin gruplara göre ortalama ve standart sapma grafiği

4.3. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları:

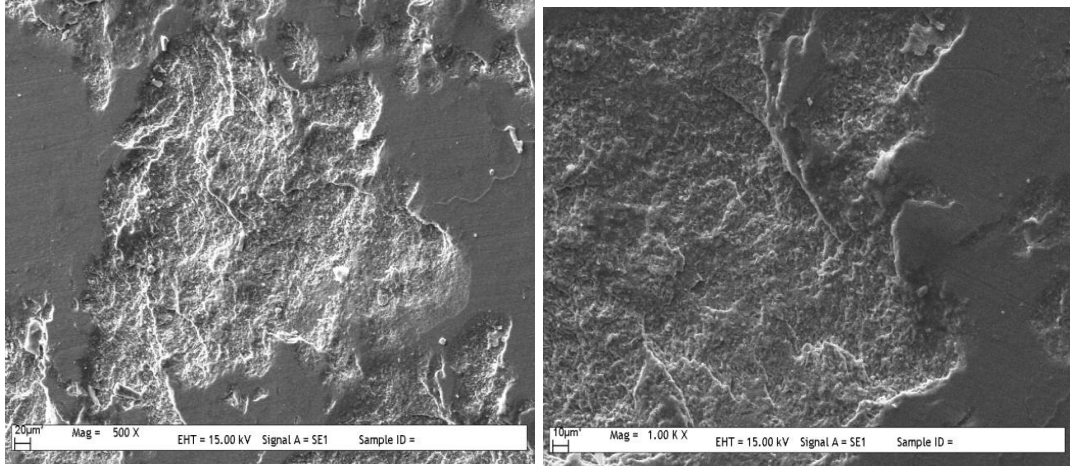
4.3.1. Yüzey Bulguları

4.3.1.1. Mine Gruplarında Yüzey Bulguları

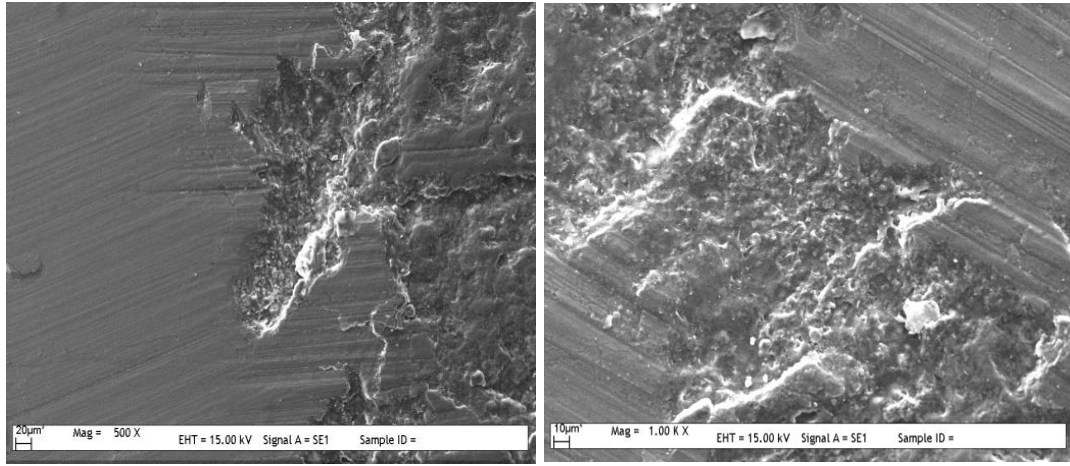
0,25 W parametresi kullanılarak Er,Cr:YSGG lazer ile irradie edildikten sonra erozyon siklusu uygulanan mine örneğinde (Şekil 4.3.1.1. A ve B), yüzeyde smear tabakasının bulunmadığı, lazer uygulanan alanlarda girintili çıkıntılı düzensizlikler olduğu, çevresindeki erozyon uygulanan alanların lazer uygulanan bölgeye göre daha düz olduğu gözlenmiştir.

0,75 W parametresi kullanılarak Er,Cr:YSGG lazer ile irradie edildikten sonra erozyon siklusu uygulanan mine örneğinde (Şekil 4.3.1.1. C ve D), yüzeyde smear tabakasının bulunmadığı, 0,25 W parametresinde gözlenenden daha fazla girinti çıkıntı olduğu ve derinliklerin arttığı, krater tarzında düzensizliklerin bulunduğu, çevresindeki erozyon uygulanan alanların lazer uygulanan bölgeye göre daha düz olduğu gözlenmiştir.

Diyot lazerin 15 J/cm² ve 60 J/cm² enerji yoğunluğunda kullanılmasından sonra erozyon siklusu uygulanan mine örneğinde (Şekil 4.3.1.1. E, F, G ve H), mine yüzeyi düzgün olduğu, smear tabakasının olmadığı ve yüzeyel erimelerin olduğu gözlenmiştir. 60 J/cm² enerji yoğunluğunda ise yüzeyel erimelerin daha fazla olduğu izlenmiştir (Şekil 4.3.1.1. G ve H).

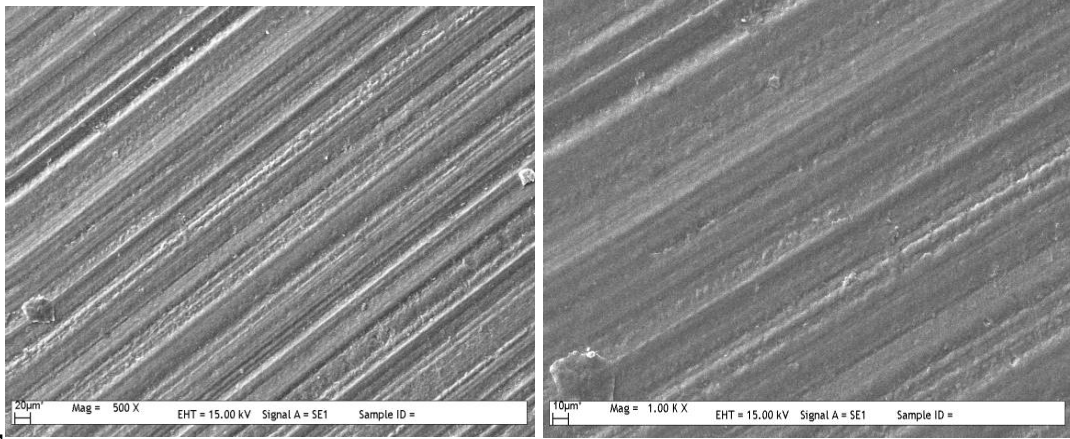


A, B: 0,25 W Er,Cr:YSGG lazer irradyasyonundan sonra erozyon siklusu uygulanan mine yüzeyi (x500, x1000)

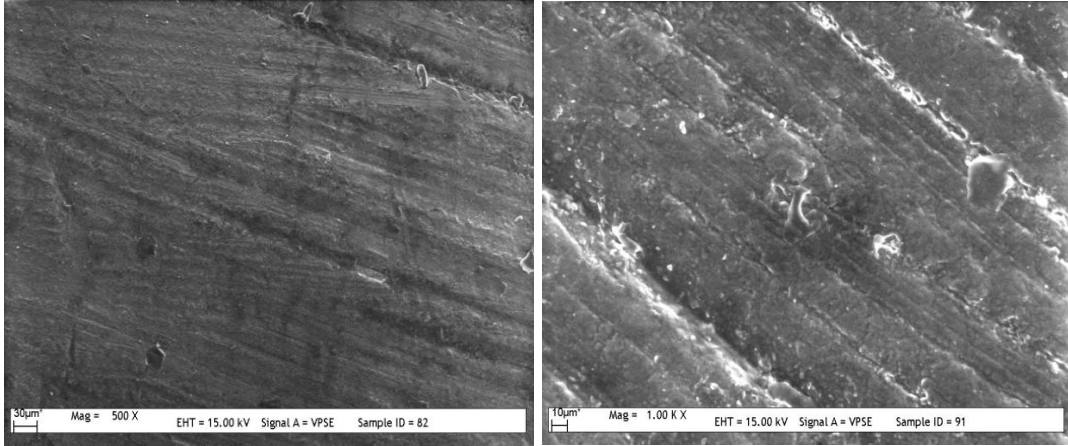


C, D: 0,75 W Er,Cr:YSGG lazer irradyasyonundan sonra erozyon siklusu uygulanan mine yüzeyi (x500, x1000)

Şekil 4.3.1.1. Mine örneklerinin yüzeylerinin SEM fotoğrafları



E, F: Diyot lazerin 15 J/cm^2 enerji yoğunluğunda kullanılması sonrası erozyon siklusu uygulanan mine yüzeyi (x500, x1000)



G, H: Diyot lazerin 60 J/cm^2 enerji yoğunluğunda kullanılması sonrası erozyon siklusu uygulanan mine yüzeyi (x500, x1000)

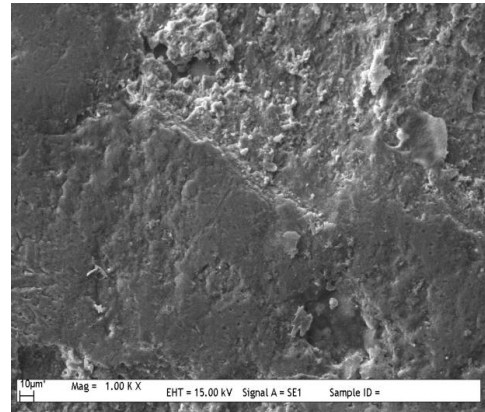
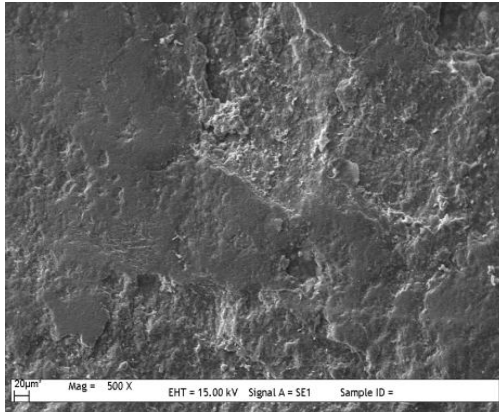
Şekil 4.3.1.1. Mine örneklerinin yüzeylerinin SEM fotoğrafları

4.3.1.2. Dentin Gruplarında Yüzey Bulguları

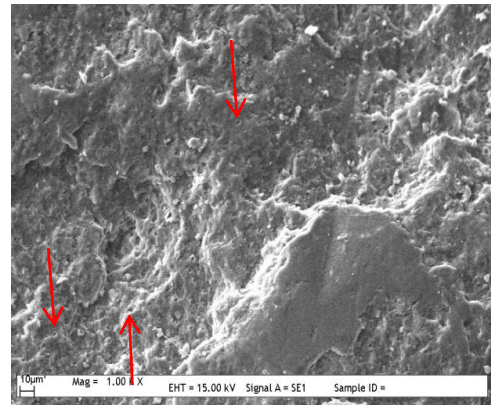
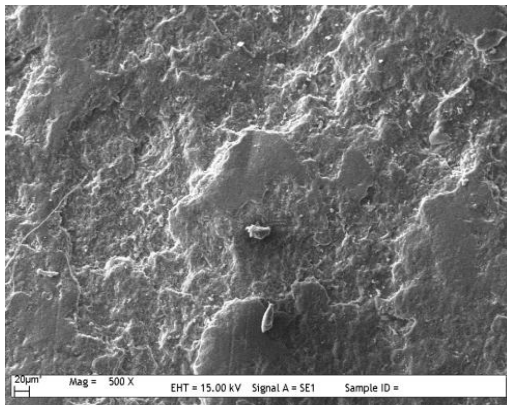
0,25 W parametresi kullanılarak Er,Cr:YSGG lazer ile iradiye edildikten sonra erozyon siklusu uygulanan dentin örneğinde (Şekil 4.3.1.2. A ve B), smear tabakasının bulunmadığı, lazer uygulanan alanlarda dentin yüzeyinin düzensiz olduğu, birçok bölgede dentin tübüllerinin tıkalı olduğu, bazı bölgelerde dentin tübüllerinin açık olduğu, çevresindeki erozyon uygulanan alanların lazer uygulanan bölgeye göre daha düz olduğu gözlenmiştir.

0,75 W parametresi kullanılarak Er,Cr:YSGG lazer ile irradiye edildikten sonra erozyon siklusu uygulanan dentin örneğinde (Şekil 4.3.1.2. C ve D), smear tabakasının bulunmadığı, lazer uygulanan alanlarda dentin yüzeyinin 0,25 W parametresinde gözlenenden daha fazla girinti çıkıntılı olduğu ve girinti çıkıntıların derinliklerin arttığı, krater tarzında düzensizliklerin bulunduğu ve daha fazla sayıda dentin tübülünün açık olduğu gözlenmiştir.

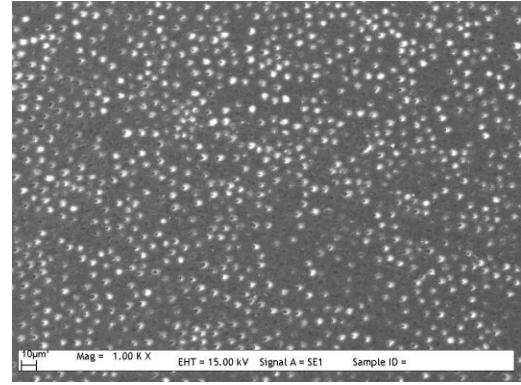
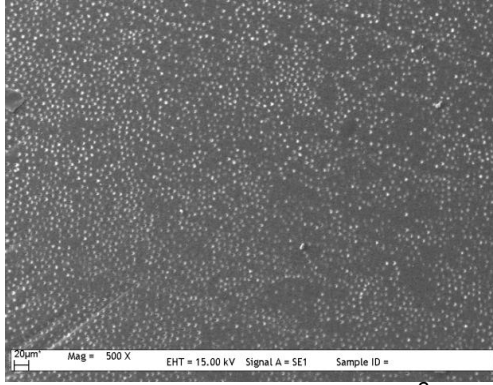
Diyot lazerin 15 J/cm^2 ve 60 J/cm^2 enerji yoğunluğunda kullanılmasından sonra erozyon siklusu uygulanan dentin örneğinde (Şekil 4.3.1.2. E, F, G ve H), smear tabakasının bulunmadığı, dentin yüzeyinin düzgün olduğu, dentin tübüllerinin genellikle açık olduğu, bazı bölgelerde ise tıkalı olduğu gözlenmiştir. 60 J/cm^2 enerji yoğunluğunda açık tübül sayısının daha fazla ve çaplarının daha geniş olduğu izlenmiştir (Şekil 4.3.1.2. G ve H).



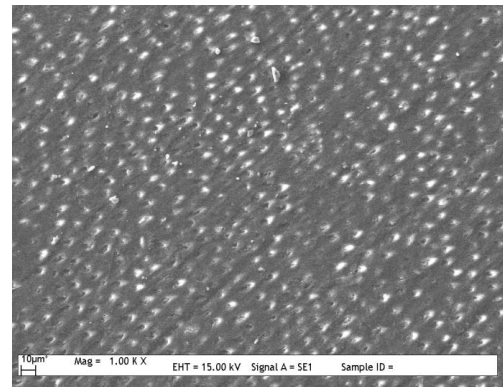
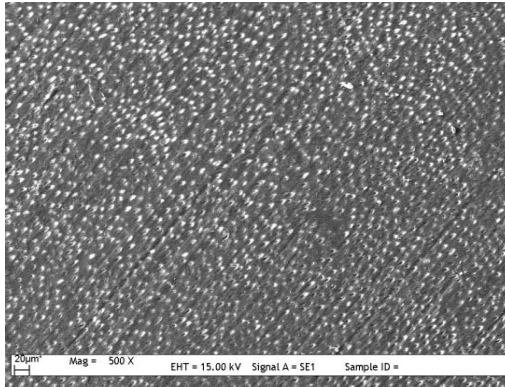
A, B: 0,25 W Er,Cr:YSGG lazer irradyasyonundan sonra erozyon siklusu uygulanan dentin yüzeyi (x500, x1000)



C, D: 0,75 W Er,Cr:YSGG lazer irradyasyonundan sonra erozyon siklusu uygulanan dentin yüzeyi (x500, x1000)



E, F: Diyet lazerin 15 J/cm² enerji yoğunluğunda kullanılmasından sonra erozyon siklusu uygulanan dentin yüzeyi (x500, x1000)



G, H: Diyet lazerin 60 J/cm² enerji yoğunluğunda kullanılmasından sonra erozyon siklusu uygulanan dentin yüzeyi (x500, x1000)

Şekil 4.3.1.2. Dentin örneklerinin yüzeylerinin SEM fotoğrafları

5. TARTIŞMA

Yaşam koşullarının değişmesi, daha fazla asitli yiyecek ve içecek tüketilmesi, günümüzde diş sert dokularında erozyonun görülme sıklığının artmasına neden olmuştur (176). Son yıllarda dişlerde erozyon görülme sıklığı ve erozyona neden olan etkenlere yönelik çok sayıda çalışma yapılmıştır (2,3,9,33-35,38,129,177). Epidemiyolojik çalışmalar sonucunda erozyonun görülme sıklığında hızlı bir artış gözlenmesi, bu hastalıktan korunma yolları konusunda daha fazla sayıda çalışma yapılma gereksinimini ortaya çıkarmıştır (178).

Diş sert dokularında oluşan erozyon, geri dönüşümü olmayan kayıplar meydana getiren ve ağız sağlığını tehdit eden bir durumdur. Erozyon oluşumunu önlemek için uygulanacak koruyucu yaklaşımlara ihtiyaç vardır (15). Erozyondan korunmak için bireyin diyetinin yeniden düzenlenmesi, tükürük akış hızının uyarılması, eroziv içecek ve yiyecek tüketiminin azaltılması, uygun ağız hijyenin sağlanması gerekmektedir. Erozyona neden olan etkenler bireyin alışkanlıklarına bağlı olduğundan bu etkenleri kontrol altına almak oldukça zordur. Bu nedenle erozyonu önlemeye yönelik bir takım tedavi stratejileri geliştirilmiştir (17). Son yıllarda erozyonu önlemek amacı ile uygulanan tedavi yöntemlerinden biri de lazer uygulamalarıdır. Erozyonu önlemede kullanılan lazerlerin dalga boyu ve parametreleri tedavinin başarısını etkileyen önemli faktörlerdir (15,17-19,29,172,179).

Bu *in vitro* çalışmanın amacı, yüksek ve düşük dalga boyunda 2 farklı tip lazeri ve bu lazerlerin farklı parametrelerini kullanarak mine ve dentin erozyonunu önleme üzerine etkilerini, mikrosertlik ve yüzey pürüzlülük testleri ile değerlendirmektir.

Asitli yiyecek ve içeceklerin eroziv etkisini veya erozyonu önlemek amacı ile geliştirilen tedavi yöntemlerinin etkinliğini klinik koşullarda değerlendirmek gerçeğe daha yakın sonuçlar elde etmemizi sağlamaktadır. Ancak klinik çalışmalarda, erozyona bağlı doku kaybının belirlenebilmesi için

kullanılan ölçüm yöntemleri, doğal diş yüzeylerine uygulandıklarında sağlıklı ölçümler yapılamamakta, sonuçların doğruluk oranı düşmekte ve doku kaybı tam olarak belirlenememektedir. Ayrıca, tükürük kontaminasyonu ve değişken ağız içi ısı gibi standardize edilemeyen ve sonuçları etkileyen faktörlerde değerlendirmeyi zorlaştırmaktadır (4,7).

In vivo çalışmaların bu dezavantajlarını ortadan kaldıran, ağız ortamını yansıtan, daha doğru veriler elde edilmesini sağlayan, *in situ* ve *in vitro* modeller geliştirilmiştir. Bu modeller, klinik çalışmalardan önce araştırmacılara yol gösterici veriler sağlayabilme, belirli bir zaman aralığında bir değişkeni değerlendirebilme, yeni değişkenleri çalışmaya ekleyebilme, değişen zaman periyodlarında doku kaybının belirlenmesinde doğru yöntemleri kullanabilme gibi avantajlar sağlamaktadır. Ayrıca, *in situ* modellerin *in vitro* modellere göre en büyük avantajı, ağız ortamının kullanılmasıdır. Ağız ortamı; yeme alışkanlıklarının, fizyolojik olarak üretilen tükürüğün, değişik içerikteki ve kalınlıktaki plağın, pelikulla kaplı diş yüzeyinin kombinasyonundan oluşmaktadır. Bundan dolayı, *in situ* modeller erozyon sürecini gerçeğine yakın bir şekilde taklit edebilmektedir. Bu modellerin dezavantajı ise, deney sürecinin zorluklarından dolayı denek sayısının belli bir sayının üzerine çıkarılamaması ve çalışmanın deneklerin uyumuna bağımlı olmasıdır. Denekler çalışma protokolünü aksattığı zaman deney sonuçları bundan ciddi şekilde etkilenebilmektedir (180).

In vitro modeller ise, maliyetlerinin az olması, çalışma sürelerinin kısa olması, daha az sayıda personel gerektirmesi, tek bir değişkeni diğer değişkenleri sabit tutarak değerlendirebilme gibi avantajlarından dolayı sıklıkla tercih edilmektedirler (7). Bu çalışmada, *in vitro* modeller tercih edilmiştir.

Pek çok araştırmacı insan dişini temin etmenin zorluğu nedeni ile laboratuvar testlerinde sığır dişi kullanmaktadır. İnsan dişleri, sığır dişlerine göre düşük yoğunluk ve düşük sertliğe sahiptir. Sığır dişi minesi, insan dişi minesine göre daha kalın ve daha uzun olmasına rağmen, daha ince

kristallerden oluşmaktadır ve yüksek poröziteye sahiptir. Prizma çaplarının insan minesinden küçük olması porözitenin artmasına neden olmaktadır. Dentin tübül yapı ve morfolojileri de farklıdır. Sığır dişinde erozyon hızının ve demineralizasyon oranının insan dişine göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir (181-184). Bu nedenle çalışmada çürüksüz, çatlak ve restorasyon içermeyen, sağlam insan daimi molar dişleri kullanılmıştır.

In vitro çalışmalarda sonucu etkileyen önemli bir faktör de, çekilen dişlerin kullanılına kadar saklandığı ve sterilize edildiği solüsyondur. Dişlerin dehidrate olmasını önlemek için bir solüsyonun içerisinde bekletilmesi gerekmektedir. *In vitro* çalışmalarda kullanılan solüsyonlar distile su ve salındır. Mikroorganizma üremesini engellemek amacıyla içerisine timol, formalin, sodyum hipoklorit, gluteraldehit, kloramin T gibi antimikrobiyal maddeler de ilave edilebilmektedir. Erozyon deneylerinde uzun dönem saklama solüsyonunda timol kristallerinin olması önerilmektedir (14,15,172,173,185). Yapılan deneyler sonucunda, günlerce timol içeren solüsyonda bekletilmiş dişlerin mikro veya nano sertliğinde herhangi bir değişiklik olmadığı gözlenmiştir (185). Bu çalışmada, dişlerin üzerindeki doku artıkları el aletleri ve lastik yardımı ile uzaklaştırıldıktan sonra dişler % 0,1'lik timol solüsyonunda bekletilmiştir.

İnsan ömrünün uzaması sonucu, dişlerin maruz kaldığı mekanik ve çevresel etkenler, mine yüzeyini etkileyerek kron ve kök dentininin açığa çıkmasına neden olmaktadır (5,186). Dentinin mineral içeriği mineden daha düşük olduğundan daha hızlı erozyon oluşmaktadır (172). Bu nedenle bu çalışmada, hem mine hem de dentin dokusu kullanılmıştır.

Kesitsel (*cross-sectional*) prevelans verileri ve insidans çalışmaları eroziv diş aşınmalarının yaygın bir durum olduğunu göstermiştir (8,30,31,35,145,176). Süt ve daimi dişlerde neredeyse eşit derecelerde gözlenmekle birlikte tüm diş yüzeylerinde görülebilmekte ancak yaygın olarak üst ve alt çenede okluzal ve fasiyal yüzeylerde, üst anterior dişlerin palatinal yüzeylerinde gözlenmektedir (31). Geniş morfolojik değişkenlik gösteren

okluzal yüzeylerde standardizasyon sağlamadaki zorluk nedeniyle çalışmaların genellikle düz yüzeylerde yapılması tercih edilmektedir (187). de-Freitas ve diğ. (14) Er,Cr:YSGG lazerin mine demineralizasyonunu önleme üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, insan molar dişlerinin bukkal ve lingual yüzeylerini kullanmışlardır. Vlacic ve diğ. (18) farklı lazer tiplerinin florürle kombine kullanımının mine erozyonuna etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında da, çürüksüz daimi premolar ve molar dişlerinin bukkal ve lingual yüzeylerini kullanmışlardır. Birçok çalışmada olduğu gibi bu çalışmada da insan daimi molar dişlerinin hem bukkal ve hem de lingual düz yüzeyleri kullanılmıştır (14,18,29,117).

Birçok ölçüm tekniği, ölçüm yapabilmek için düz yüzeylere ihtiyaç duymaktadır. Bu nedenle doğal diş yüzeyindeki değişiklikler tam olarak doğru değerlendirememektedir. Ölçümlerin daha sağlıklı yapılabilmesi için örneklerin polisajlanmaları önerilmektedir. Polisajlama işlemi sırasında aprizmatik mine yüzeyini ortadan kaldıracak şekilde yaklaşık 100 µm kalınlığında mine yüzeyi uzaklaştırılmalıdır (186). Bu çalışmada da literatürdeki diğer çalışmalarda olduğu gibi, cilalı ve düz bir yüzey oluşturmak amacıyla örneklerle 320, 600 ve 1200 gritlik SiC disklerle polisaj uygulanmıştır (17,172).

In vitro çalışmalarda genellikle, deney yapılacak cihazda örneklerin sabitlenmesini kolaylaştırmak için örnekler; epoksi rezin ve kompozit gibi materyallere gömülmektedir. Bu materyallerin sertleşmesi sırasında ortaya çıkan ısının, örneklerden su absorpsiyonuna neden olarak erozyon deneyinde de/remineralizasyon olayını etkileyebileceği düşüncesiyle bu çalışmada örnekler diğer erozyon çalışmalarında da olduğu gibi gömülmeden, kırmızı muma sabitlenerek kullanılmıştır (17,18).

Young ve Tenuta (186) yaptıkları literatür tarama çalışmasında, otörler tarafından seçilmiş, uygulanması önerilen bir erozyon modeli bulunmadığını, çalışmalarda kullanılan erozyon modellerinde farklı asit solüsyonları, uygulama süreleri, ortam ısıları ve de/remineralizasyon

solüsyonları kullanıldığını bildirmişlerdir. Vlacic ve diğ. (18) 1.0 M (Molar) hidroklorik (HCl) asiti 5 dk. boyunca 1 kez uygulayarak, Sobral ve diğ. (29) % 2'lik sitrik asit solüsyonunu (pH 2,6) 90 dk. boyunca 1 kez uygulayarak diş sert dokularında erozyon oluştururken, de-Melo ve diğ. (172) Sprite-Light eroziv ajanını 10 gün boyunca günde 1 kez, Steiner-Oliveira ve diğ. (15) % 3'lük sitrik asit solüsyonunu (pH 2,45) 3 gün boyunca günde 3 kez kullanarak erozyon siklusu uygulamışlardır. De/remineralizasyon gerçekleştirilen *in vitro* çalışmalarda, ağız ortamının zaman içerisindeki değişimini en iyi taklit eden, kısa süreli asit uygulama ve tükürük akışını içeren siklus modeli kullanımı önerilmektedir (48,186,188,189). Siklus modelinin amacı; mine ve dentin dokusunun onarım sürecinde örnekleri remineralize solüsyonda bekletmenin etkinliğini değerlendirmektir. Siklus; diyet alışkanlıklarını, medikal bozuklukları yansıtabilecek özellikte olmalıdır (185). Erozyon, hızlı ilerleyen bir durum olduğu için, klinik koşulları taklit etmesi amacıyla çürük çalışmalarındaki kadar uzun bir siklus gerektirmemektedir (185,186). Bir çalışmada, bir veya daha fazla sayıda siklus uygulanabilmektedir. Siklus, yapay ağız modellerinde olduğu gibi otomatik sistemle veya elle yapılabilmektedir (185). Bu çalışmada Steiner-Oliveira ve diğ.'nin (15) çalışmalarına benzer şekilde örnekler 3 gün boyunca günde 3 kez süren erozyon siklusuna maruz bırakılmış ve siklus elle uygulanmıştır.

Çalışmanın amacına yönelik olarak, gastrik reflü veya dış kaynaklı erozyon modeli kullanılabilmektedir. *In situ* ve *in vitro* çalışmalarda; genellikle erozyon derecesini etkileyen, çeşitli değişkenleri değerlendirmeyi sağlayan, dış kaynaklı erozyona neden olan eroziv alkolsüz içecekler kullanılmıştır. Gastrik erozyon modelinde, uygun konsantrasyon ve pH da HCl asit kullanımı; dış kaynaklı erozyon modelinde ise, eroziv ajan olarak alkolsüz içeceklerin (meyve sularının) ve basit asit solüsyonlarının kullanımı uygun bulunmuştur. Alkolsüz içeceklerin, pelikülün özelliğini modifiye edebilen şeker, polifenol gibi ürünleri içermesi, ayrıca; piyasada farklı pH, asit titresi gibi değişkenlere sahip birçok türünün bulunması ve çalışmalarda bu farklı türlerin kullanımı sonucu çalışmalar arası karşılaştırma yapmada güçlüklerle

neden olması, *in vitro* çalışmalarda kullanımının dezavantajları olabilmektedir. Basit asit solüsyonları ise, ucuzdur ve sürekli üretilebilmektedir. Bu nedenle, *in vitro* çalışmalarda genellikle bu içeceklerin yerine basit asit olan sitrik asit kullanılabilir.

Asidin konsantrasyonu, pH'ı, sıcaklığı erozyon oluşumunu etkileyen parametrelerdir. Eroziv ajanın pH'ı, günlük yaşamda tüketilen asidik içeceklerin (coca-cola veya sprite pH 2,3-3,2) pH'ını yansıtmalıdır. Etkili erozyon derecesini sağlamak amacı ile vücut ısı (37 °C), ortalama ağız içi ısı (36 °C) veya oda ısı (25 °C) kullanılabilir (185). Bu çalışmada Steiner-Oliveira ve diğ.' ne (15) benzer şekilde oda sıcaklığında eroziv ajan olarak pH'ı 2,45 olan % 0,3'lük sitrik asit kullanılmıştır.

Her bir erozyon siklusunda, erozyon süresi *in vitro* çalışmalar için 15 sn ile 40 dk, *in situ* çalışmalar için 40 sn ile 20 dk arasında değişmektedir (186). *In vivo* koşullarda, diyet ile alınan asidik içecekler ağız ortamında en fazla birkaç dakika kalabilmektedir (185). Bir erozyon siklusunda, eroziv solüsyonda bekletme süresi 1 ile 5 dk arasında değişmektedir (15,186). *In vivo* koşullarla benzerlik oluşturabilmek için bu çalışmada da Steiner- Oliveira ve diğ. (15) gibi örnekler asit solüsyonunda 5 dk süre ile bekletilmiştir.

In vitro koşullarda, minenin üzerinde erozyona karşı koruyucu bariyer olan pelikülün oluşabilmesi için tükürükte 1 saat veya daha fazla, dentin için ise daha az süre kalması yeterli olmaktadır (185,190). Wiegand ve Attin (107) yaptıkları literatür taramasında, yapılan birçok çalışmada örneklerin yapay tükürükte 1-60 dk arasında bekletildiğini, sadece 3 çalışmada doğal tükürük kullanıldığını bildirmişlerdir (191). Yapay tükürük yeterli miktarda hazırlanabilmesi ve standart bileşiminin olması açısından *in vitro* çalışmalarda avantaj sağlamaktadır. Doğal tükürük kompozisyonu; uyarılma yöntem ve süresine, gün içindeki toplandığı zamana göre değişiklik göstermektedir. İstenilen miktardaki tükürüğün tek bir donörden toplanamaması, kompozisyonunun dış etkenlere bağlı olarak değişmesi sonucu standardizasyonu sağlamadaki güçlük ve laboratuvar koşullarında

çok çabuk özelliğini yitirmesi nedeniyle tercih edilmemektedir (7,191). Bu nedenle *in vitro* alışmalarda genellikle, ağız ortamını taklit etmek için yapay tükürük kullanılmaktadır. Yapay tükürük, doğal tükürüğün elektrolit birleşimini temel almaktadır. Kalsiyumu bağlayan, yüksek derecede doygun olan tükürük proteinlerini içermemektedir. Doğal tükürük içerisindeki bazı proteinler (örn; statherin) kalsiyum fosfat çökelmesini engelleme eğilimindedir. Bu proteinleri içermeyen yapay tükürük ise, kalsiyum fosfatın aşırı miktarda çökelmesine neden olmaktadır (185). Bu nedenle; *in vitro* olarak sağlanan remineralizasyonun, *in vivo* olarak oluşan remineralizasyondan daha yüksek olduğu unutulmamalıdır (7,185,191). Bu alışmada Magalhaes ve diğ. (179), Rios ve diğ. (17), Wiegand ve diğ.'nin (19) kullandığı şekilde yapay tükürük her örnek için 10 ml kullanılmış ve örnekler her siklusta 60 dk yapay tükürükte bekletilmiştir. Ayrıca; Rios ve diğ.(17), Wiegand ve diğ.'ne (19) benzer şekilde örnekler, her gün deney süresi dışında oda sıcaklığında yapay tükürükte bekletilmiş, sikluslar arasında yapay tükürük yenilenmemiştir.

Bir literatür tarama çalışması, *in vivo*, *in situ* ve *in vitro* alışmalarda mine ve dentin dokusunda oluşan erozyonu belirlemek amacıyla en fazla yüzey profilometre değerlendirme yöntemi kullanıldığını bildirmiştir (131). Bunu, mine için yüzey sertlik ve dentin için mikroradyografi değerlendirme yöntemlerinin takip ettiğini rapor etmiştir. Ayrıca, her iki diş dokusu için de SEM analizinin yaygın olarak kullanıldığını bildirmiştir (131).

Yüzey sertlik ölçümünün, mine ve dentin dokusunda oluşan çözünmeleri belirlemekte en kullanılışlı yöntemlerden biri olduğu bildirilmiştir (130,131,192). Diş sert dokularında yüzey sertliğindeki değişikliklerin belirlenmesi için mikrosertlik veya *nanoindentasyon* ölçüm yöntemleri kullanılmaktadır (130). Yapılan alışmalar sonucunda şu ana kadar yüzey sertlik kaybı ve yüzey değişikliklerinin değerlendirilmesinde ideal yöntem henüz belirlenememesine rağmen (138); mikrosertlik analizi, erken dönem erozyonların belirlenmesinde kullanılan ucuz ve basit bir yöntemdir. Bu nedenle çalışmalarda çok sık kullanılmaktadır. Dokuya derin penetrasyonu

ve ölçüm sırasında erozyon lezyonuyla birlikte çevresindeki sağlam dokuyu da içermesinden dolayı mikrosertlik ölçümlerinin nanoindentasyon ölçümlerinden daha etkili olduğu düşünülmektedir (131,192).

Mikrosertlik cihazında; derinlik ve uzunluk oranı farklı olan Knoop ve Vickers uçları kullanılmaktadır. Vickers ucu, yumuşamış dokuda daha derinlere penetre olmakta, altındaki sağlam dokudan etkilenebilmektedir. Bu nedenle Vickers ucu Knoop ucuna göre daha küçük yüklerde kullanılmalıdır. Mikrosertlik ölçümlerinin yapılması sırasında örnek yüzeyine 1 gr ile 3 kg arasında yük ağırlığı uygulanabilmektedir (185). Bu çalışmada Sobral ve diğ'nin (29) çalışmalarında olduğu gibi Vickers mikrosertlik cihazı, 50 gr yük ağırlığı ile 45 sn uygulanmıştır.

Yüzey profilometre değerlendirme yönteminde kontakt ve kontaktsız profilometre cihazları kullanılmaktadır. Bu cihazları kullanmanın amacı, yüzeyden organik yapılar uzaklaştıktan sonra diş sert dokularında meydana gelen kayıpları ölçmektir. Erozyondan sonra organik yapıda meydana gelen bozulmalar sonucu yüzeyde ortaya çıkan küçük yumuşak kalıntılar, ölçüm sonuçlarını yanıltabilmektedir. Kontakt profilometre cihazı ise, bu yumuşak kalıntıları yüzeye yaptığı temasla yana iterek daha doğru ölçümler yapılmasını sağlayabilmektedir (193). Bu çalışmada kontakt profilometre ölçüm cihazı kullanılmıştır

Son yıllarda lazerlerin diş hekimliğinde kullanımında önemli bir artış olduğu gözlenmektedir.

Elektromanyetik spektrumun orta kızılötesi kısmında yer alan yüksek dalga boyuna sahip lazerler (CO₂, Erbiyum lazerler), hidroksiapatit yapısındaki hidroksil grubu ve su tarafından yüksek miktarda soğurulmakta, pulpa ve çevresindeki dokulara zarar vermeden sert dokularda ablasyon sağlamaktadırlar (135). Bu nedenle restoratif diş hekimliğinde, diş sert dokularının preparasyonu, çürüğün uzaklaştırılması, mine ve dentinin pürüzlendirilmesi, demineralizasyonu ve çürüğü önleme amaçlarıyla

kullanılmaktadırlar (14,26,93,125,157). Bu lazerlerin, demineralizasyonu ve çürüğü önlemek için kullanıldıklarında, yüzeyde ablasyona neden olmayan sub-ablatif parametrelerde uygulanmaları önerilmektedir. Böylece, yüzeyde ablasyon oluşturmada, yüzeyin morfolojik ve kimyasal yapısında değişiklik meydana getirmek amaçlanmaktadır (14,24,26,27,173,194,195). Elektromanyetik spektrumun görünür ve yakın kızılötesi kısmında yer alan, düşük dalga boyuna sahip lazerlerin (Argon, Diyot lazerler), yüzeyde oluşturdıkları ısıya bağlı, yüzeyin morfolojik ve kimyasal yapısını değiştirerek demineralizasyona karşı dişin direncini arttırdığı görülmüştür (18,117,119,120,196). Erozyon, ağız ortamının pH'ı asidik içecekler veya bulimia gibi hastalıklar sonucu 2,6'nın altına düştüğünde oluşan bir durumdur ve önlemeye yönelik çok az tedavi yöntemi vardır (102). Demineralizasyonu ve çürüğü önleme amacıyla kullanılan lazerlerin, yüzeyde meydana getirdikleri değişikliklerin erozyonu önlemede de etkili olabileceği öne sürülmüştür (15,17,18,29,172).

Literatür incelendiğinde, mine ve dentin erozyonunu önlemek için Nd:YAG, CO₂, KTP, diyot gibi farklı lazerlerin ve farklı parametrelerin kullanıldığı az sayıda da olsa çalışma olduğu gözlenmiştir (15,17,18,29,172). Bu çalışmada ise, erozyonu önlemek amacıyla 2780 nm dalga boyunda Er,Cr:YSGG ve 810 nm dalga boyunda diyot lazerler kullanılmıştır.

Fried ve diğ. (195) Er,Cr:YSGG lazerin çürüğü önleme üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmada, 8 J/cm² enerji yoğunluğunun minede kullanımının, kimyasal yapıda değişiklikler meydana getirebilecek ısı artışını sağlamak için yeterli olduğunu göstermişlerdir. Bu enerji yoğunluğunun, minede daha az çözünebilir yapı oluşturduğunu, daha yüksek enerji yoğunluğunun minede ablasyona neden olabileceğini ve bunun da asit varlığında daha fazla mineral kaybı oluşturabileceğini bildirmişlerdir. 8 J/cm² den daha düşük enerji yoğunluklarının, yüzeyde daha az çözünebilir yapıların oluşumunu sağlayan 300-450 °C ısı artışını oluşturmayacağını savunmuşlardır. Bu çalışmayla aynı parametreleri kullanan Ana ve diğ. (197) ise, Er,Cr:YSGG lazerin farklı enerji yoğunluklarının oluşturduğu ısının, mine

yüzeyinde meydana getirdiği değişiklikleri değerlendirdikleri çalışmada, 8 J/cm² den daha düşük enerji yoğunluklarının minede kimyasal değişiklik meydana getirebilecek yüzey ısısına ulaşabileceğini bildirmişlerdir.

de-Freitas ve diğ. (14), Er,Cr:YSGG lazerin mine demineralizasyonuna etkisini, yapay çürük modeli kullanarak, mikrosertlik testi ile değerlendirmişlerdir. Çalışmada mine örnekleri lazer ile 0.25 W (2,8 J/cm²), 0,50 W (5,7 J/cm²), 0,75 W (8,5 J/cm²), 20 Hz, %0 su parametreleri kullanılarak irradiye edilmiş, 2 hafta boyunca pH siklusunda bekletilmiştir. Çalışma sonucunda, mineral kaybı açısından 0,25 W ve 0,50 W ile irradiye edilen gruplar arasında fark görülmezken, 0,75 W ile irradiye edilen grupta daha az mineral kaybı olduğu gözlenmiştir. 0,75 W kullanılarak irradyasyonun, minede asit direncini arttırdığını, bu parametrenin çürüğü önlemede %64 etkili olduğunu, 0,25 W ve 0,50 W parametrelerinde kullanmanın çürüğü önlemede sırasıyla % 37 ve % 38 etkili olduğunu ve çürüğü önleme tedavisinde alternatif olabileceklerini bildirmişlerdir.

Fried ve diğ. (195), Er,Cr:YSGG lazer enerjisinin karbonatlı hidroksiapatit kristallerinin hidroksil grubu tarafından direkt olarak soğurulacağını ve bunun minenin su içerikli dış tabakasından daha fazla olacağını ayrıca sub-ablatif parametrelerde kullanıldığında, lazer enerjisinin yüzeyde ablasyon meydana getirmeden hidroksiapatit kristallerinin hidroksil grubu tarafından soğurulduğunu, böylece sert dokularının kimyasal yapısını değiştirdiğini bildirmişlerdir.

Çürüğü önlemek amacıyla Er,Cr:YSGG lazer kullanan de-Freitas ve diğ. (173), yaptıkları çalışmada pulpa içi ısı artışını değerlendirmişlerdir. 0,25 W, 0,50 W, 0,75 W (20 Hz, % 30 hava, %0 su) parametreleriyle minenin irradyasyonunda, pulpa içi ısının değişimini ölçmüşlerdir. Uygulanan her üç parametrede de ısının geri dönüşümü olmayan hasarlara yol açacak düzeye (5,5 °C) ulaşmadığını, hiçbir grupta ısı artışının 0,1 °C'yi aşmadığını ve gruplar arasında fark olmadığını göstermişlerdir. Er,Cr:YSGG lazerin çürüğü

önlemek amacı ile sub-ablatif parametrelerde susuz kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Visuri ve diğ. (26) erbiyum lazerlerin çürük önleme amacıyla sub-ablatif parametrelerde uygulandığında soğutma amacıyla su kullanımının etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, su kullanımını önermemişlerdir. Suyun, lazer enerjisinin bir kısmını soğurabileceğini ve minenin ablasyonuna neden olabileceğini bildirmişlerdir.

Hossain ve diğ. (21) su soğutması ile birlikte ve su soğutması olmadan uygulanan Er:YAG lazerin çürük önleyici etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, lazerin su ile kullanımının ısı artışını önlediğini ancak suyla irradyasyonun mine yüzeyinde demineralizasyona neden olduğunu rapor etmişlerdir. Su soğutması olmadan uygulanan Er:YAG lazer gruplarının, su soğutması ile uygulanan Er:YAG lazer gruplarına göre asit demineralizasyonunu daha fazla azalttığını ancak her iki uygulamanın da lazer uygulanmamış yüzeye göre asit demineralizasyonunu önlemede daha fazla etkili olduğunu bildirmişlerdir.

Minenin kalsiyum çözünübilirliğini değerlendiren Apel ve diğ. (27), Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazeri, 4 J/cm^2 , 6 J/cm^2 ve 8 J/cm^2 sub-ablatif enerji yoğunluklarında kullanmışlardır. Örnekleri 24 saat demineralize solüsyonda beklettikten sonra demineralize solüsyondaki kalsiyum miktarını atomik absorpsiyon spektrometre yöntemi ile ölçmüşlerdir. Çalışmanın sonucunda, uygulanan lazer enerji yoğunluğu arttıkça minenin kalsiyum çözünübilirliğinin azaldığını, kalsiyum çözünürlüğünü en fazla Er,Cr:YSGG lazerin 8 J/cm^2 enerji yoğunluğunda kullanımının azalttığını (%20) ancak kontrol grubu ile tüm lazer grupları arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını göstermişlerdir. Çalışmada kullanılan Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerin sub-ablatif parametrelerde uygulanmasının minede kimyasal ve yapısal değişiklik meydana getirerek asit çözünübilirliğini azalttığını bildirmişlerdir.

Literatürde Nd: YAG ve CO₂ gibi yüksek dalga boyundaki lazerlerin, tek başına ya da florürle kombine kullanımlarının mine ve dentin erozyonunu önleme üzerine etkisini değerlendiren çalışmalar olmasına rağmen (13,15,17,61), Er,Cr:YSGG lazerin bu amaçla kullanımı ile ilişkili bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle bu çalışmada Er,Cr:YSGG lazer, mine-dentinin aside karşı demineralizasyonunu ve çürüğü önleme çalışmalarında kullanılan sub-ablatif parametrelerde uygulanmıştır (14,20,23,27,173,194,195,198).

Lazer irradyasyonundan sonra minenin aside direncinin artma mekanizması, ablasyonda gözlenen fotomekanik etki yerine fototermal etkiye bağlanmaktadır (25). Lazer irradyasyonu sırasında oluşan fototermal etki, mine morfolojisinde ve organik birleşenlerinde değişikliklere neden olmaktadır. İnter ve intraprizmatik boşluklarda bulunan organik matriks, demineralizasyon sürecinde difüzyona izin vermektedir. Lazer irradyasyonu, organik içeriği yıkmakta ve ayrıışan ürünler iyonların geçişine izin veren difüzyona engel olmaktadır. Ayrıca, lazer uygulandığında, ısı 100 °C'ye ulaştığında yüzeyden daha çözünebilir yapı olan karbonat uzaklaşmaya başlamaktadır (27).

Fowler ve Kuroda (25) fototermal etkiye bağlı yüzeyde değişikliklerin oluşmasıyla, minenin aside direncinin artması için 100-650 °C arasında ısı değişimine ihtiyaç olduğunu ve sub-ablatif parametrelerin gerekli olan bu ısı değişimi için yeterli olduğunu bildirmişlerdir.

Bu çalışmanın sonucunda; Er,Cr:YSGG lazerin 0,25 W (M1) ve 0,75 W (M2) (20 Hz, %30 hava, %0 su) parametreleri kullanılarak minede uygulanmasının, erozyon siklusundan sonra minenin mikrosertlik değerinin azalmasını istatistiksel olarak anlamlı derecede önlediği gözlenmiştir. 0,25 W'da uygulamanın, mine mikrosertliğinin azalmasını önleme üzerindeki etkisinin 0,75 W'a göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu izlenmiştir. Dolayısıyla, Er,Cr:YSGG lazerin 0,25 W parametresinde kullanılması, mine mikrosertliğinin azalmasını önlemede 0,75 W

parametresinde kullanılmasından daha etkili olduğu saptanmıştır. SEM görüntüleri değerlendirildiğinde; mine yüzeyinde morfolojik değişikliklerin olduğu, yüzeyde girinti çıkıntılı düzensizliklerin meydana geldiği gözlenmiştir. Lazerin 0,75 W parametresinde kullanımında, yüzeyde oluşan girinti çıkıntıların derinliklerinin 0,25 W'a göre arttığı, krater tarzında düzensizliklerin olduğu görülmüştür.

Bu çalışmada Er,Cr:YSGG lazerin 0,25 W ve 0,75 W parametrelerinde uygulanmasının, mine yüzey mikrosertlik değerlerinin azalmasını önlemesi, Fowler ve Kuroda (25), Ana ve diğ.'nin (197) çalışmalarında gösterdikleri gibi, lazer irradyasyonunun mine yüzeyinde oluşturduğu fototermal etkiye bağlanabilir. Uygulanan lazer enerjisi yüzeyde ısıya dönüşüp, yüzeyin daha çözünabilir yapısı olan karbonatlı hidroksi apatitlerin yapısından karbonatın uzaklaşmasına neden olarak daha az çözünabilir hidroksiapatitlerin oluşmasını sağlamış olabilir. Ayrıca, Apel ve diğ.'nin (27) çalışmalarında gösterdiği gibi lazerin minenin kalsiyum çözünürlüğünü azaltması ve kalsiyum karbonat oranını değiştirmesinden kaynaklanabilir. Dolayısıyla, yüzey erozyona neden olan asit ataklardan daha az etkilenmiş olabilir.

0,75 W parametresi kullanılarak uygulamanın, 0,25 W'a göre mine mikrosertliğinin azalmasını önlemede daha az etkili olması, uygulanan enerji arttıkça, yüzeyde meydana gelen ısının, minede ablasyon eşiğine yaklaşmasına bağlanabilir. Bunun sonucunda; yüzeyde oluşan değişiklikler, yüzeyin daha pürüzlü olmasına ve demineralizasyona daha yatkın hale gelmesine neden olmuş olabilir.

Bu çalışmanın sonucunda; Er,Cr:YSGG lazerin 0,25 W (M1) parametresi kullanılarak uygulanmasının, erozyondan sonra mine yüzey pürüzlülüğünün artmasını istatistiksel olarak anlamlı derecede önlediği, 0,75 W (M2) parametresi kullanılarak uygulanmasının ise; mine yüzey pürüzlülüğünün artışı bir miktar önlemesine rağmen, istatistiksel olarak anlamlı olmadığı gözlenmiştir. Bu durum, uygulanan enerji arttıkça; yüzeyde

meydana gelen değişikliklerin, yüzeyi daha pürüzlü hale getirmesinden kaynaklamış olabilir.

Bu çalışmada Er,Cr:YSGG lazerin 0,25 W ve 0,75 W (20 Hz, %30 hava, %0 su) parametreleri kullanılarak uygulanmasının, mine erozyonunu önlemede etkili olduğu, 0,25 W parametresinde uygulamanın 0,75 W'a göre erozyonu önlemede daha etkili olduğu sonucuna ulaşabilir.

Literatürde Er,Cr:YSSGG lazerin erozyonu önleme üzerine etkisini değerlendiren çalışma bulunmadığından, tartışma; yüksek dalga boyuna sahip lazerlerin ve sub-ablatif parametrelerin kullanıldığı demineralizasyonu ve çürüğü önleme çalışmalarıyla yapılmıştır.

de-Freitas ve diğ. (14) yaptıkları çalışmada, Er,Cr:YSGG lazeri sub-ablatif parametrelerde (0,25 W, 0,50 W, 0,75 W, 20 Hz, %30 hava, %0 su) kullanmışlar ve Knoop mikrosertlik testiyle değerlendirerek, lazerin çalışmada kullanılan tüm parametrelerinin çözünebilir mine yüzeyini, daha az çözünebilir yüzeye dönüştürerek çürüğü önlemede etkili olduğunu göstermişlerdir. Bu çalışmada da Er,Cr:YSSGG lazerin kullanılan parametrelerinin (0,25 W, 0,75 W), minenin aside direncini artırarak mine erozyonunu önlemede etkili olduğu gözlenmiştir.

Rodriguez ve diğ. (199) Er: YAG lazerin üç farklı sub-ablatif parametresini (12,7 J/cm², 7,5 J/cm², 11 J/cm², 10 Hz, 5 ml/dk su spreyi) kullanarak, minenin aside karşı direncini arttırmadaki etkinliğini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunun aksine, Er: YAG lazerin bu parametrelerde kullanımının minenin aside karşı direncini arttırmadığını bildirmişlerdir. Sonuçlardaki bu farklılık, çalışmada değişik lazer tiplerinin ve parametrelerinin kullanılmasından kaynaklanmış olabilir.

Bu çalışmada, Er,Cr:YSGG lazerin 0,25 W (D1) parametresi kullanılarak dentinde uygulanmasının, erozyon siklusundan sonra dentin mikrosertlik değerlerinin azalmasını ve yüzey pürüzlülüğünün artmasını bir

miktar önlediği ancak bunun istatistiksel olarak anlamlı olmadığı gözlenmiştir. 0,75 W (D2) parametresi kullanılarak uygulandığında ise; erozyon siklusundan sonra, mine mikrosertliğinin azalmasına ve yüzey pürüzlülüğünün artmasına neden olduğu görülmüştür. Dolayısıyla, Er,Cr:YSGG lazerin 0,75 W parametresinde dentinde uygulanmasının erozyonu önlemede etkili olmadığı, hatta erozyonun artışına neden olduğu bulunmuştur. Yüzey SEM incelemelerinde, 0,25 W parametresi kullanıldığında, dentin yüzeyinin düzensiz olduğu, birçok bölgede dentin tübüllerinin tıkalı olduğu, bazı bölgelerde tübüllerinin açık olduğu, 0,75 W parametresinde ise; dentin yüzeyinin 0,25 W'a göre daha girintili çıkıntılı olduğu, krater tarzında düzensizliklerin bulunduğu ve daha fazla sayıda dentin tübülünün açık olduğu gözlenmiştir.

Er,Cr:YSGG lazerin 0,25 W ve 0,75 W (20 Hz, %30 hava, %0 su) parametrelerinde uygulanması, mine dokusunda erozyonu önlemede etkili olurken, dentinde aynı etkiyi göstermemiştir. Bu durumun, mine ve dentin dokularının inorganik, organik ve su içeriklerinin birbirinden farklı olmasından, iki dokunun lazer ışığından farklı şekilde etkilenmesinden kaynaklanmış olabileceği düşünülebilir. Dentin, ağırlıkça %70 mineral, %20 organik materyal ve %10 su içerirken; mine, %96 mineral ve %4 organik materyal ile sudan oluşmaktadır (83). Mine dokusunda ablasyona neden olmayan enerji yoğunlukları, su ve organik içeriğinin daha fazla olması nedeniyle dentin dokusundan daha yüksek derecede soğurulmuş olabilir. Uygulanan güç arttıkça (0,25 W'dan 0,75 W'a) sonuçların olumsuzlaşması, 0,75 W parametresi kullanılarak uygulamanın, dentin dokusunda ablasyon meydana getirmiş olabileceğini düşündürmektedir. SEM görüntüleri, bu sonuçları destekler niteliktedir.

Magalhaes ve diğ. (179) Nd: YAG lazeri 0,50 W, 0,75 W ve 1 W (10 Hz) parametrelerinde kullanarak lazer ve florür uygulamasının dentin erozyonunu önlemedeki etkisini değerlendirmişlerdir. Örnekleri 1 gün içerisinde 4 kez 1'er dk eroziv solüsyonda bekletmişler, eroziv ataklar dışında yapay tükürükte saklamışlardır. Eroziv doku kaybını profilometre ile ölçmüşler

ve lazer uygulamasının dentinde erozyonu önlemediğini, florür uygulamasının dentinin erozyona karşı direncini arttırabileceğini bildirmişlerdir.

Steiner-Oliveira ve diğ. (15) çalışmalarında, CO₂ lazer ve lazerle kombine florür kullanımının mine ve dentin erozyonunu önleme üzerine etkisini, örneklerle 3 gün boyunca günde 3 kez erozyon siklusu uygulayarak, çözünen minerallerin kimyasal analizi ve profilometre yöntemleriyle değerlendirmişlerdir. CO₂ lazerin tek başına uygulanmasının mine ve dentinde erozyonu önlemediğini, florürle kombine kullanıldığında koruyucu etkisinin olabileceğini ancak bu durumun istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir.

Bu çalışmanın sonuçları, farklı lazerlerin kullanıldığı Magalhaes ve diğ. (179) ve Steiner-Oliveira ve diğ.'nin (15) dentindeki çalışma sonuçlarıyla uyum göstermektedir. Ayrıca, yüksek dalga boyundaki lazerlerin minede demineralizasyonu ve çürüğü önlemede anlamlı derecede etkili olduğunu (17,27,187), dentinde erozyonu önlemede kullanımlarının önerilmediği (15,179) çalışma sonuçlarını da desteklemektedir.

Literatürde, mine ve dentin erozyonunu önleme konusunda, diyet lazerlerin tek başına ya da florürle kombine kullanıldığı birer çalışma bulunmaktadır (18,172). Yakın kızılötesi alanda yer alan lazerlerin minenin organik matriks içeriğinin değişmesini sağlayarak, minenin demineralizasyona karşı direnci arttırmada alternatif yaklaşımlar olduğu belirtilmiştir (18). Dentinde de lazer enerjisinin, minedekine benzer şekilde difüzyonu engelleyecek protein yapıda bozulmalara neden olabileceği bildirilmiştir (18,172).

Vlacic ve diğ. (18) görünür ve yakın kızılötesi alanda yer alan farklı dalga boylarındaki, argon, diyet, KTP, Nd: YAG lazerleri, farklı enerji yoğunluğunda ve farklı uygulama süreleriyle, florürle kombine kullanarak mine erozyonunu önlemedeki etkilerini mikrosertlik testini kullanarak

değerlendirmişlerdir. Ayrıca, her bir lazerin pulpa içi ısı değişimlerini incelemişler ve çalışma sonucunda, bütün tedavi gruplarının minde erozyonu önlemede etkili olduğunu, argon ve Nd: YAG lazerin pulpa içi ısını bir miktar arttırdığını, KTP ve diyet lazerin ise; ısıda artışa neden olmadığını bildirmişlerdir.

de-Melo ve diğ. (172) yaptıkları çalışmada diyet lazeri üç farklı enerji yoğunluğunda (15 J/cm^2 , 30 J/cm^2 , 60 J/cm^2 , CW) uygulayarak dentin erozyonunu önlemedeki etkisini, yüzey pürüzlülüğü ve enerji yayımlı X-ray spektrometre (EDX) testlerini kullanarak değerlendirmişlerdir. Ayrıca, lazer uygulanması sırasındaki ısı değişimlerini incelemişlerdir. Erozyon oluşumunu sağlayabilmek için, örnekler 5 dk boyunca 1 M HCl asitte bekletilmiştir. 60 J/cm^2 enerji yoğunluğunda diyet lazer uygulamasının, dentinin doku kaybını anlamlı düzeyde azalttığını, diğer grupların ise kontrol grubundan bir farklılık göstermediğini bildirmişlerdir. Element (Ca, P, C, O) analizinde, lazerle irradie edilen alanla kontrol arasında hiçbir grupta farklılık olmadığını, böylece lazer uygulandıktan sonra yapının içeriğinde bir değişiklik olmadığını, ancak erozyon oluşumunu sağladıktan sonra Ca ve P yüzdelerindeki azalmanın kontrol grubundakinden daha düşük olduğunu rapor etmişlerdir. En fazla ısı değişiminin diyet lazerin 60 J/cm^2 enerji yoğunluğunda kullanıldığı grupta olduğunu, bu ısı artışının 3°C 'yi geçmediğini belirtmişlerdir.

Düşük dalga boyundaki lazerler kullanılarak yapılan çürük ve demineralizasyon çalışmaları, 15 J/cm^2 enerji yoğunluğunu optimal değer olarak kabul etmişlerdir (117-120,172,196).

Bu çalışmada da, optimal değer olarak kabul edilen 15 J/cm^2 ve de-Melo ve diğ.'nin (172) çalışmalarında, dentin erozyonunu önlemede etkisini başarılı buldukları 60 J/cm^2 enerji yoğunluğu seçilmiştir.

Goodman ve diğ. (200) düşük dalga boyunda Argon lazerle minenin irraddie edilmesinden sonra yüzeyel erimelerin oluştuğunu, kristal yapının

çözündüğünü; bunu soğuma, rekristalizasyon ve florür varlığında florapatit oluşumunun takip ettiğini bildirmişlerdir.

Bu çalışmada, diyet lazerin 15 J/cm^2 (M3) ve 60 J/cm^2 (M4) enerji yoğunluğunda kullanılmasının, minenin mikrosertlik değerinin azalmasını önlediği ve bu etkinin istatistiksel olarak anlamlı olduğu, aynı şekilde yüzey pürüzlülüğünün artmasını da önlediği ancak bu durumun istatistiksel olarak anlamlı olmadığı gözlenmiştir. SEM görüntüleri değerlendirildiğinde, 15 J/cm^2 ve 60 J/cm^2 enerji yoğunluğunda uygulamada, mine yüzeyinin düzgün olduğu, yüzeyel erimelerin olduğu, 60 J/cm^2 enerji yoğunluğunda yüzeyel erimelerin daha fazla olduğu gözlenmiştir. Bu durum, lazer uygulandıktan sonra yüzeyde meydana gelen ısının, minenin kimyasal ve morfolojik yapısını değiştirerek, yüzeyin erozyon siklusu sırasında asit difüzyonundan daha az etkilenmesini sağlamış olabilir. Ayrıca, yüzeyde meydana gelen değişiklikler, yüzeyi daha pürüzlü hale getirmiş; böylece yüzey pürüzlülüğünün artmasını istatistiksel olarak anlamlı derecede önleyememiş olabilir. Çalışmada uygulanan her iki parametredeki diyet lazer, minede erozyonu önlemede etkili olmuştur. Bu çalışmanın sonucu, Vlacic ve diğ.'nin (18) diyet lazer uygulamasının minede erozyonu önlemede etkili olduğunu bildiren çalışma sonuçlarını desteklemektedir.

Diyet lazerin 15 J/cm^2 (D3) ve 60 J/cm^2 (D4) enerji yoğunluğunda kullanılması, dentin mikrosertlik değerinin azalmasını ve yüzey pürüzlülüğünün artmasını bir miktar önlediği, ancak istatistiksel olarak anlamlı olmadığı gözlenmiştir. Yüzey SEM incelemelerinde, 15 J/cm^2 ve 60 J/cm^2 enerji yoğunluğunda uygulamada, dentin yüzeyinin düzgün olduğu, dentin tübüllerinin genellikle açık olduğu, 60 J/cm^2 enerji yoğunluğunda açık tübül sayısının daha fazla ve çaplarının daha geniş olduğu izlenmiştir. Bu durumun, çalışmada kullanılan enerji yoğunluklarının, eroziv atakların etkisini azaltmak için gerekli olan yüzey değişikliklerini oluşturmamış olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

de-Melo ve diğ. (172) diyet lazerin 15 J/cm^2 ve 30 J/cm^2 enerji yoğunluğunda kullanımının dentinde erozyonu önlemede etkili olmadığını, 60 J/cm^2 enerji yoğunluğunda kullanımının ise, erozyonu önlemede etkili olduğunu göstermişlerdir. Bu çalışmanın sonuçları, diyet lazerin her iki parametresinde erozyonu önlemede bir miktar etkili olduğunu ancak bu durumun istatistiksel olarak anlamlı olmadığını göstermiştir.

Günümüzde kullanımı giderek artan lazerlerin, mine ve dentin erozyonunu önleme üzerine etkilerinin *in vitro* olarak kapsamlı bir şekilde incelenmesi amaçlanan bu tez çalışmasında, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik testi kullanılmış ve örnek yüzeyleri SEM ile incelenmiştir. Çalışma sonuçlarındaki farklılıklar, *in vitro* çalışmaların sonuçlarını etkileyen çok fazla sayıda deneysel değişkenin bulunmasından, farklı lazer tiplerinin ve uygulanan parametrelerin dokuda farklı etkiler oluşturmamasından, demineralizasyon için kullanılan asit türünün, pH'ının ve deney siklus sürelerinin çeşitlilik göstermesinden ve farklı değerlendirme yöntemleri kullanılmasından kaynaklanmış olabilir. Bu nedenle, daha kesin ve güvenilir sonuçlar elde edilebilmesi için konu ile ilgili daha fazla sayıda *in vivo*, *in situ* ve *in vitro* çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

6. SONUÇLAR

Bu *in vitro* çalışmada;

1. Er,Cr:YSGG ve diyet lazerlerin çalışmada kullanılan parametrelerinin mine dokusunda erozyonu önlemede etkili olduğu,

2. Mine erozyonunu önlemede, Er,Cr:YSGG lazerin 0,25 W, diyet lazerin 15 J/cm² ve 60 J/cm² enerji yoğunluğunda kullanımları arasında fark olmadığı ve Er,Cr:YSGG lazerin 0,75 W parametresinde kullanımının bu gruplara göre daha az etkili olduğu,

3. Er,Cr:YSGG lazerin 0,25 W, diyet lazerin 15 J/cm² ve 60 J/cm² enerji yoğunluğunda uygulanmasının dentinde erozyonu önlemede bir miktar etkili olduğu ancak bu durumun istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ($p>0,05$),

4. Er,Cr:YSGG lazerin 0,75 W parametresinde kullanımının, dentin dokusunda erozyonu önlemede etkili olmadığı hatta erozyonun etkisini istatistiksel olarak anlamlı derecede arttırdığı,

5. SEM görüntülerinin mikrosertlik ve yüzey pürüzlülük testi bulgularını destekler nitelikte olduğu, sonuçlarına ulaşılmıştır.

KAYNAKLAR

1. Lussi, A., Jaeggi, T. (2006) Dental erosion in children. *Monogr Oral Sci*, 20, 140-151.
2. Lussi, A., Hellwig, E., Zero, D., Jaeggi, T. (2006) Erosive tooth wear: diagnosis, risk factors and prevention. *Am J Dent*, 19 (6), 319-325.
3. Al-Dlaigan, Y.H., Shaw, L., Smith, A.J. (2002) Dental erosion in a group of British 14-year-old, school children. Part III: Influence of oral hygiene practises. *Br Dent J*, 192 (9), 526-530.
4. Huysmans, M.C., Chew, H.P., Ellwood, R.P. (2011) Clinical studies of dental erosion and erosive wear. *Caries Res*, 45 Suppl 1, 60-68.
5. Magalhaes, A.C., Wiegand, A., Rios, D., Honorio, H.M., Buzalaf, M.A. (2009) Insights into preventive measures for dental erosion. *J Appl Oral Sci*, 17 (2), 75-86.
6. Grippo, J.O. (1991) Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *J Esthet Dent*, 3 (1), 14-19.
7. West, N.X., Davies, M., Amaechi, B.T. (2011) In vitro and in situ erosion models for evaluating tooth substance loss. *Caries Res*, 45 Suppl 1, 43-52.
8. Lussi, A., Schlueter, N., Rakhmatullina, E., Ganss, C. (2011) Dental erosion--an overview with emphasis on chemical and histopathological aspects. *Caries Res*, 45 Suppl 1, 2-12.
9. Lussi, A., Jaeggi, T. (2008) Erosion--diagnosis and risk factors. *Clin Oral Investig*, 12 Suppl 1, S5-13.
10. Castellan, C.S., Luiz, A.C., Bezinelli, L.M., Lopes, R.M., Mendes, F.M., De, P.E.C. ve diğ erleri. (2007) In vitro evaluation of enamel demineralization after Er:YAG and Nd:YAG laser irradiation on primary teeth. *Photomed Laser Surg*, 25 (2), 85-90.
11. Hossain, M.M., Hossain, M., Kimura, Y., Kinoshita, J., Yamada, Y., Matsumoto, K. (2002) Acquired acid resistance of enamel and dentin by CO2 laser irradiation with sodium fluoride solution. *J Clin Laser Med Surg*, 20 (2), 77-82.
12. Nelson, D.G., Wefel, J.S., Jongebloed, W.L., Featherstone, J.D. (1987) Morphology, histology and crystallography of human dental enamel treated with pulsed low-energy infrared laser radiation. *Caries Res*, 21 (5), 411-426.

13. Hossain, M., Nakamura, Y., Kimura, Y., Yamada, Y., Kawanaka, T., Matsumoto, K. (2001) Effect of pulsed Nd:YAG laser irradiation on acid demineralization of enamel and dentin. *J Clin Laser Med Surg*, 19 (2), 105-108.
14. de Freitas, P.M., Rapozo-Hilo, M., Eduardo Cde, P., Featherstone, J.D. (2010) In vitro evaluation of erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser-treated enamel demineralization. *Lasers Med Sci*, 25 (2), 165-170.
15. Steiner-Oliveira, C., Nobre-dos-Santos, M., Zero, D.T., Eckert, G., Hara, A.T. (2010) Effect of a pulsed CO2 laser and fluoride on the prevention of enamel and dentine erosion. *Arch Oral Biol*, 55 (2), 127-133.
16. Lussi, A. (2006) Erosive tooth wear - a multifactorial condition of growing concern and increasing knowledge. *Monogr Oral Sci*, 20, 1-8.
17. Rios, D., Magalhaes, A.C., Machado, M.A., da Silva, S.M., Lizarelli Rde, F., Bagnato, V.S. ve diğerleri. (2009) In vitro evaluation of enamel erosion after Nd:YAG laser irradiation and fluoride application. *Photomed Laser Surg*, 27 (5), 743-747.
18. Vlacic, J., Meyers, I.A., Walsh, L.J. (2007) Laser-activated fluoride treatment of enamel as prevention against erosion. *Aust Dent J*, 52 (3), 175-180.
19. Wiegand, A., Magalhaes, A.C., Navarro, R.S., Schmidlin, P.R., Rios, D., Buzalaf, M.A. ve diğerleri. (2010) Effect of titanium tetrafluoride and amine fluoride treatment combined with carbon dioxide laser irradiation on enamel and dentin erosion. *Photomed Laser Surg*, 28 (2), 219-226.
20. Qiao, L.Y., Yu, J.T., Jia, X.Y. (2005) [A study on acquired acid resistance of enamel and dentine irradiated by Er, Cr: YSGG laser in vitro]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 40 (1), 34-37.
21. Hossain, M., Nakamura, Y., Kimura, Y., Yamada, Y., Ito, M., Matsumoto, K. (2000) Caries-preventive effect of Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg*, 18 (2), 61-65.
22. Convissar, R.A. (2004) The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. *Dent Clin North Am*, 48 (4), 771-794, v.
23. Apel, C., Birker, L., Meister, J., Weiss, C., Gutknecht, N. (2004) The caries-preventive potential of subablative Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in an intraoral model: a pilot study. *Photomed Laser Surg*, 22 (4), 312-317.

24. Apel, C., Meister, J., Gotz, H., Duschner, H.,Gutknecht, N. (2005) Structural changes in human dental enamel after subablative erbium laser irradiation and its potential use for caries prevention. *Caries Res*, 39 (1), 65-70.
25. Fowler, B.O.,Kuroda, S. (1986) Changes in heated and in laser-irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility. *Calcif Tissue Int*, 38 (4), 197-208.
26. Visuri, S.R., Walsh, J.T., Jr.,Wigdor, H.A. (1996) Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. *Lasers Surg Med*, 18 (3), 294-300.
27. Apel, C., Meister, J., Schmitt, N., Graber, H.G.,Gutknecht, N. (2002) Calcium solubility of dental enamel following sub-ablative Er:YAG and Er:YSGG laser irradiation in vitro. *Lasers Surg Med*, 30 (5), 337-341.
28. Imfeld, T. (1996) Dental erosion. Definition, classification and links. *Eur J Oral Sci*, 104 (2 (Pt 2)), 151-155.
29. Sobral, M.A., Lachowski, K.M., de Rossi, W., Braga, S.R.,Ramalho, K.M. (2009) Effect of Nd:YAG laser and acidulated phosphate fluoride on bovine and human enamel submitted to erosion/abrasion or erosion only: an in vitro preliminary study. *Photomed Laser Surg*, 27 (5), 709-713.
30. Litonjua, L.A., Andreana, S., Bush, P.J.,Cohen, R.E. (2003) Tooth wear: attrition, erosion, and abrasion. *Quintessence Int*, 34 (6), 435-446.
31. Jaeggi, T.,Lussi, A. (2006) Prevalence, incidence and distribution of erosion. *Monogr Oral Sci*, 20, 44-65.
32. Ganss, C.,Lussi, A. (2006) Diagnosis of erosive tooth wear. *Monogr Oral Sci*, 20, 32-43.
33. Nunn, J.H. (1996) Prevalence of dental erosion and the implications for oral health. *Eur J Oral Sci*, 104 (2 (Pt 2)), 156-161.
34. Al-Malik, M.I., Holt, R.D.,Bedi, R. (2002) Erosion, caries and rampant caries in preschool children in Jeddah, Saudi Arabia. *Community Dent Oral Epidemiol*, 30 (1), 16-23.
35. Al-Dlaigan, Y.H., Shaw, L.,Smith, A. (2001) Dental erosion in a group of British 14-year-old school children. Part II: Influence of dietary intake. *Br Dent J*, 190 (5), 258-261.
36. Zero, D.T. (1996) Etiology of dental erosion--extrinsic factors. *Eur J Oral Sci*, 104 (2 (Pt 2)), 162-177.
37. Shaw, L.,Smith, A.J. (1999) Dental erosion--the problem and some practical solutions. *Br Dent J*, 186 (3), 115-118.

38. Grando, L.J., Tames, D.R., Cardoso, A.C., Gabilan, N.H. (1996) In vitro study of enamel erosion caused by soft drinks and lemon juice in deciduous teeth analysed by stereomicroscopy and scanning electron microscopy. *Caries Res*, 30 (5), 373-378.
39. Lussi, A., Jaeggi, T. (2006) Occupation and sports. *Monogr Oral Sci*, 20, 106-111.
40. Lussi, A., Jaeggi, T. (2006) Chemical factors. *Monogr Oral Sci*, 20, 77-87.
41. Millward, A., Shaw, L., Harrington, E., Smith, A.J. (1997) Continuous monitoring of salivary flow rate and pH at the surface of the dentition following consumption of acidic beverages. *Caries Res*, 31 (1), 44-49.
42. Edwards, M., Ashwood, R.A., Littlewood, S.J., Brocklebank, L.M., Fung, D.E. (1998) A videofluoroscopic comparison of straw and cup drinking: the potential influence on dental erosion. *Br Dent J*, 185 (5), 244-249.
43. Lussi, A., Jaggi, T., Scharer, S. (1993) The influence of different factors on in vitro enamel erosion. *Caries Res*, 27 (5), 387-393.
44. Lussi, A., Jaeggi, T., Jaeggi-Scharer, S. (1995) Prediction of the erosive potential of some beverages. *Caries Res*, 29 (5), 349-354.
45. Grenby, T.H. (1996) Lessening dental erosive potential by product modification. *Eur J Oral Sci*, 104 (2 (Pt 2)), 221-228.
46. Hannig, C., Hamkens, A., Becker, K., Attin, R., Attin, T. (2005) Erosive effects of different acids on bovine enamel: release of calcium and phosphate in vitro. *Arch Oral Biol*, 50 (6), 541-552.
47. Meurman, J.H., ten Cate, J.M. (1996) Pathogenesis and modifying factors of dental erosion. *Eur J Oral Sci*, 104 (2 (Pt 2)), 199-206.
48. Attin, T., Meyer, K., Hellwig, E., Buchalla, W., Lennon, A.M. (2003) Effect of mineral supplements to citric acid on enamel erosion. *Arch Oral Biol*, 48 (11), 753-759.
49. Ganss, C., Klimek, J., Schaffer, U., Spall, T. (2001) Effectiveness of two fluoridation measures on erosion progression in human enamel and dentine in vitro. *Caries Res*, 35 (5), 325-330.
50. Petzold, M. (2001) The influence of different fluoride compounds and treatment conditions on dental enamel: a descriptive in vitro study of the CaF₂ precipitation and microstructure. *Caries Res*, 35 Suppl 1, 45-51.
51. Rios, D., Honorio, H.M., Magalhaes, A.C., Delbem, A.C., Machado, M.A., Silva, S.M. ve diğerleri. (2006) Effect of salivary stimulation on erosion of human and bovine enamel subjected or not to subsequent abrasion: an in situ/ex vivo study. *Caries Res*, 40 (3), 218-223.

52. Engelen, L., de Wijk, R.A., Prinz, J.F., van der Bilt, A., Bosman, F. (2003) The relation between saliva flow after different stimulations and the perception of flavor and texture attributes in custard desserts. *Physiol Behav*, 78 (1), 165-169.
53. Yeh, C.K., Johnson, D.A., Dodds, M.W., Sakai, S., Rugh, J.D., Hatch, J.P. (2000) Association of salivary flow rates with maximal bite force. *J Dent Res*, 79 (8), 1560-1565.
54. Christensen, C.M., Navazesh, M. (1984) Anticipatory salivary flow to the sight of different foods. *Appetite*, 5 (4), 307-315.
55. Lee, V.M., Linden, R.W. (1992) An olfactory-submandibular salivary reflex in humans. *Exp Physiol*, 77 (1), 221-224.
56. Larsen, M.J., Pearce, E.I. (2003) Saturation of human saliva with respect to calcium salts. *Arch Oral Biol*, 48 (4), 317-322.
57. Dodds, M.W., Johnson, D.A., Yeh, C.K. (2005) Health benefits of saliva: a review. *J Dent*, 33 (3), 223-233.
58. Dawes, C., Kubieniec, K. (2004) The effects of prolonged gum chewing on salivary flow rate and composition. *Arch Oral Biol*, 49 (8), 665-669.
59. Schupbach, P., Oppenheim, F.G., Lendenmann, U., Lamkin, M.S., Yao, Y., Guggenheim, B. (2001) Electron-microscopic demonstration of proline-rich proteins, statherin, and histatins in acquired enamel pellicles in vitro. *Eur J Oral Sci*, 109 (1), 60-68.
60. Hannig, C., Hannig, M., Attin, T. (2005) Enzymes in the acquired enamel pellicle. *Eur J Oral Sci*, 113 (1), 2-13.
61. Hannig, M. (1999) Ultrastructural investigation of pellicle morphogenesis at two different intraoral sites during a 24-h period. *Clin Oral Investig*, 3 (2), 88-95.
62. Nieuw Amerongen, A.V., Oderkerk, C.H., Driessen, A.A. (1987) Role of mucins from human whole saliva in the protection of tooth enamel against demineralization in vitro. *Caries Res*, 21 (4), 297-309.
63. Young, W.G., Khan, F. (2002) Sites of dental erosion are saliva-dependent. *J Oral Rehabil*, 29 (1), 35-43.
64. Hannig, M., Balz, M. (1999) Influence of in vivo formed salivary pellicle on enamel erosion. *Caries Res*, 33 (5), 372-379.
65. Jarvinen, V.K., Rytomaa, I., Heinonen, O.P. (1991) Risk factors in dental erosion. *J Dent Res*, 70 (6), 942-947.

66. Gregg, T., Mace, S., West, N.X., Addy, M. (2004) A study in vitro of the abrasive effect of the tongue on enamel and dentine softened by acid erosion. *Caries Res*, 38 (6), 557-560.
67. Ganss, C., Schlechtriemen, M., Klimek, J. (1999) Dental erosions in subjects living on a raw food diet. *Caries Res*, 33 (1), 74-80.
68. Phelan, J., Rees, J. (2003) The erosive potential of some herbal teas. *J Dent*, 31 (4), 241-246.
69. Gray, A., Ferguson, M.M., Wall, J.G. (1998) Wine tasting and dental erosion. Case report. *Aust Dent J*, 43 (1), 32-34.
70. Milosevic, A., Kelly, M.J., McLean, A.N. (1997) Sports supplement drinks and dental health in competitive swimmers and cyclists. *Br Dent J*, 182 (8), 303-308.
71. Sirimaharaj, V., Brearley Messer, L., Morgan, M.V. (2002) Acidic diet and dental erosion among athletes. *Aust Dent J*, 47 (3), 228-236.
72. Clark, C.S., Kraus, B.B., Sinclair, J., Castell, D.O. (1989) Gastroesophageal reflux induced by exercise in healthy volunteers. *JAMA*, 261 (24), 3599-3601.
73. Hellwig, E., Lussi, A. (2006) Oral hygiene products and acidic medicines. *Monogr Oral Sci*, 20, 112-118.
74. Giunta, J.L. (1983) Dental erosion resulting from chewable vitamin C tablets. *J Am Dent Assoc*, 107 (2), 253-256.
75. Barron, R.P., Carmichael, R.P., Marcon, M.A., Sandor, G.K. (2003) Dental erosion in gastroesophageal reflux disease. *J Can Dent Assoc*, 69 (2), 84-89.
76. Scheutzel, P. (1996) Etiology of dental erosion--intrinsic factors. *Eur J Oral Sci*, 104 (2 (Pt 2)), 178-190.
77. Lazarchik, D.A., Filler, S.J. (2000) Dental erosion: predominant oral lesion in gastroesophageal reflux disease. *Am J Gastroenterol*, 95 (8 Suppl), S33-38.
78. Linnett, V., Seow, W.K., Connor, F., Shepherd, R. (2002) Oral health of children with gastro-esophageal reflux disease: a controlled study. *Aust Dent J*, 47 (2), 156-162.
79. Cengiz, S., Cengiz, M.I., Sarac, Y.S. (2009) Dental erosion caused by gastroesophageal reflux disease: a case report. *Cases J*, 2, 8018.
80. Klein, D.A., Walsh, B.T. (2004) Eating disorders: clinical features and pathophysiology. *Physiol Behav*, 81 (2), 359-374.

81. Gilmour, A.G.,Beckett, H.A. (1993) The voluntary reflux phenomenon. *Br Dent J*, 175 (10), 368-372.
82. Featherstone, J.D. (2000) The science and practice of caries prevention. *J Am Dent Assoc*, 131 (7), 887-899.
83. Laurance-Young, P., Bozec, L., Gracia, L., Rees, G., Lippert, F., Lynch, R.J. ve diğeri. (2011) A review of the structure of human and bovine dental hard tissues and their physicochemical behaviour in relation to erosive challenge and remineralisation. *J Dent*, 39 (4), 266-272.
84. Featherstone, J.D.,Lussi, A. (2006) Understanding the chemistry of dental erosion. *Monogr Oral Sci*, 20, 66-76.
85. LeGeros, R.Z. (1991) Calcium phosphates in oral biology and medicine. *Monogr Oral Sci*, 15, 1-201.
86. Featherstone, J.D., Mayer, I., Driessens, F.C., Verbeeck, R.M.,Heijligers, H.J. (1983) Synthetic apatites containing Na, Mg, and CO₃ and their comparison with tooth enamel mineral. *Calcif Tissue Int*, 35 (2), 169-171.
87. Featherstone, J.D., Duncan, J.F.,Cutress, T.W. (1979) A mechanism for dental caries based on chemical processes and diffusion phenomena during in-vitro caries simulation on human tooth enamel. *Arch Oral Biol*, 24 (2), 101-112.
88. Imfeld, T. (1996) Prevention of progression of dental erosion by professional and individual prophylactic measures. *Eur J Oral Sci*, 104 (2 (Pt 2)), 215-220.
89. Lussi, A.,Hellwig, E. (2001) Erosive potential of oral care products. *Caries Res*, 35 Suppl 1, 52-56.
90. Hara, A.T., Ando, M., Cury, J.A., Serra, M.C., Gonzalez-Cabezas, C.,Zero, D.T. (2005) Influence of the organic matrix on root dentine erosion by citric acid. *Caries Res*, 39 (2), 134-138.
91. Eccles, J.D. (1979) Dental erosion of nonindustrial origin. A clinical survey and classification. *J Prosthet Dent*, 42 (6), 649-653.
92. Mannerberg, F. (1961) Changes in the enamel surface in cases of erosion. A replica study. *Arch Oral Biol*, 4, 59-62.
93. Larsen, M.J.,Richards, A. (2001) The influence of saliva on the formation of calcium fluoride-like material on human dental enamel. *Caries Res*, 35 (1), 57-60.
94. Civelek, A., Özel, E. 2005). Dental erosion and its differencial diagnosis. *G.Ü.Dişhek. Fak. Derg.*, 22: 69-74.

95. Serra, M.C., Messias, D.C.,Turssi, C.P. (2009) Control of erosive tooth wear: possibilities and rationale. *Braz Oral Res*, 23 Suppl 1, 49-55.
96. Bardsley, P.F. (2008) The evolution of tooth wear indices. *Clin Oral Investig*, 12 Suppl 1, S15-19.
97. Bartlett, D., Ganss, C.,Lussi, A. (2008) Basic Erosive Wear Examination (BEWE): a new scoring system for scientific and clinical needs. *Clin Oral Investig*, 12 Suppl 1, S65-68.
98. Berg-Beckhoff, G., Kutschmann, M.,Bardehle, D. (2008) Methodological considerations concerning the development of oral dental erosion indexes: literature survey, validity and reliability. *Clin Oral Investig*, 12 Suppl 1, S51-58.
99. Smith, B.G.,Knight, J.K. (1984) An index for measuring the wear of teeth. *Br Dent J*, 156 (12), 435-438.
100. Young, A., Amaechi, B.T., Dugmore, C., Holbrook, P., Nunn, J., Schiffner, U. ve diğerleri. (2008) Current erosion indices--flawed or valid? Summary. *Clin Oral Investig*, 12 Suppl 1, S59-63.
101. Gandara, B.K.,Truelove, E.L. (1999) Diagnosis and management of dental erosion. *J Contemp Dent Pract*, 1 (1), 16-23.
102. Lussi, A.,Hellwig, E. (2006) Risk assessment and preventive measures. *Monogr Oral Sci*, 20, 190-199.
- 103.Sjogren, K. (2001) How to improve oral fluoride retention? *Caries Res*, 35 Suppl 1, 14-17.
- 104.Bartlett, D.W., Smith, B.G.,Wilson, R.F. (1994) Comparison of the effect of fluoride and non-fluoride toothpaste on tooth wear in vitro and the influence of enamel fluoride concentration and hardness of enamel. *Br Dent J*, 176 (9), 346-348.
- 105.Chersoni, S., Bertacci, A., Pashley, D.H., Tay, F.R., Montebugnoli, L.,Prati, C. (2011) In vivo effects of fluoride on enamel permeability. *Clin Oral Investig*, 15 (4), 443-449.
- 106.Ganss, C., Schlueter, N.,Klimek, J. (2007) Retention of KOH-soluble fluoride on enamel and dentine under erosive conditions--A comparison of in vitro and in situ results. *Arch Oral Biol*, 52 (1), 9-14.
- 107.Wiegand, A.,Attin, T. (2003) Influence of fluoride on the prevention of erosive lesions--a review. *Oral Health Prev Dent*, 1 (4), 245-253.
- 108.Schlueter, N., Ganss, C., Mueller, U.,Klimek, J. (2007) Effect of titanium tetrafluoride and sodium fluoride on erosion progression in enamel and dentine in vitro. *Caries Res*, 41 (2), 141-145.

- 109.Yu, H., Attin, T., Wiegand, A.,Buchalla, W. (2010) Effects of various fluoride solutions on enamel erosion in vitro. *Caries Res*, 44 (4), 390-401.
- 110.Magalhaes, A.C., Stancari, F.H., Rios, D.,Buzalaf, M.A. (2007) Effect of an experimental 4% titanium tetrafluoride varnish on dental erosion by a soft drink. *J Dent*, 35 (11), 858-861.
- 111.Schlueter, N., Duran, A., Klimek, J.,Ganss, C. (2009) Investigation of the effect of various fluoride compounds and preparations thereof on erosive tissue loss in enamel in vitro. *Caries Res*, 43 (1), 10-16.
- 112.Larsen, M.J.,Richards, A. (2002) Fluoride is unable to reduce dental erosion from soft drinks. *Caries Res*, 36 (1), 75-80.
- 113.Lussi, A. (2009) Dental erosion--novel remineralizing agents in prevention or repair. *Adv Dent Res*, 21 (1), 13-16.
- 114.Poggio, C., Lombardini, M., Dagna, A., Chiesa, M.,Bianchi, S. (2009) Protective effect on enamel demineralization of a CPP-ACP paste: an AFM in vitro study. *J Dent*, 37 (12), 949-954.
- 115.Sognnaes, R.F.,Stern, R.H. (1965) Laser Effect on Resistance of Human Dental Enamel to Demineralization in Vitro. *J South Calif Dent Assoc*, 33 (8), 328-329.
- 116.Magalhaes, A.C., Romanelli, A.C., Rios, D., Comar, L.P., Navarro, R.S., Grizzo, L.T. ve diğerleri. (2011) Effect of a single application of TiF4 and NaF varnishes and solutions combined with Nd:YAG laser irradiation on enamel erosion in vitro. *Photomed Laser Surg*, 29 (8), 537-544.
- 117.Vlacic, J., Meyers, I.A., Kim, J.,Walsh, L.J. (2007) Laser-activated fluoride treatment of enamel against an artificial caries challenge: comparison of five wavelengths. *Aust Dent J*, 52 (2), 101-105.
- 118.Anderson, J.R., Ellis, R.W., Blankenau, R.J., Beiraghi, S.M.,Westerman, G.H. (2000) Caries resistance in enamel by laser irradiation and topical fluoride treatment. *J Clin Laser Med Surg*, 18 (1), 33-36.
- 119.Westerman, G.H., Flaitz, C.M., Powell, G.L.,Hicks, M.J. (2002) Enamel caries initiation and progression after argon laser irradiation: in vitro argon laser systems comparison. *J Clin Laser Med Surg*, 20 (5), 257-262.
- 120.Blankenau, R.J., Powell, G., Ellis, R.W.,Westerman, G.H. (1999) In vivo caries-like lesion prevention with argon laser: pilot study. *J Clin Laser Med Surg*, 17 (6), 241-243.
- 121.Nelson, D.G., Shariati, M., Glena, R., Shields, C.P.,Featherstone, J.D. (1986) Effect of pulsed low energy infrared laser irradiation on artificial caries-like lesion formation. *Caries Res*, 20 (4), 289-299.

- 122.Hicks, M.J., Flaitz, C.M., Westerman, G.H., Blankenau, R.J., Powell, G.L.,Berg, J.H. (1995) Enamel caries initiation and progression following low fluence (energy) argon laser and fluoride treatment. *J Clin Pediatr Dent*, 20 (1), 9-13.
- 123.Tagomori, S.,Morioka, T. (1989) Combined effects of laser and fluoride on acid resistance of human dental enamel. *Caries Res*, 23 (4), 225-231.
- 124.Oho, T.,Morioka, T. (1990) A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res*, 24 (2), 86-92.
- 125.Rodrigues, L.K., Nobre dos Santos, M., Pereira, D., Assaf, A.V.,Pardi, V. (2004) Carbon dioxide laser in dental caries prevention. *J Dent*, 32 (7), 531-540.
- 126.King, P.A. (1999) Adhesive techniques. *Br Dent J*, 186 (7), 321-326.
- 127.Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Perdigao, J., Gladys, S., Braem, M.,Vanherle, G. (1996) Restorative therapy for erosive lesions. *Eur J Oral Sci*, 104 (2 (Pt 2)), 229-240.
- 128.Vieira, A., Ruben, J.L.,Huysmans, M.C. (2005) Effect of titanium tetrafluoride, amine fluoride and fluoride varnish on enamel erosion in vitro. *Caries Res*, 39 (5), 371-379.
- 129.Jaeggi, T., Gruninger, A.,Lussi, A. (2006) Restorative therapy of erosion. *Monogr Oral Sci*, 20, 200-214.
- 130.Atтин, T. (2006) Methods for assessment of dental erosion. *Monogr Oral Sci*, 20, 152-172.
- 131.Schlueter, N., Hara, A., Shellis, R.P.,Ganss, C. (2011) Methods for the measurement and characterization of erosion in enamel and dentine. *Caries Res*, 45 Suppl 1, 13-23.
- 132.Poskus, L.T., Placido, E.,Cardoso, P.E. (2004) Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater*, 20 (8), 726-732.
- 133.Yanez, M.J.,Barbosa, S.E. (2003) Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microsc Res Tech*, 61 (5), 463-468.
- 134.Coluzzi, D.J. (2004) Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am*, 48 (4), 751-770, v.
- 135.Hadley, J., Young, D.A., Eversole, L.R.,Gornbein, J.A. (2000) A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. *J Am Dent Assoc*, 131 (6), 777-785.

- 136.van As, G. (2004) Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin North Am*, 48 (4), 1017-1059, viii.
- 137.Sulewski, J.G. (2000) Historical survey of laser dentistry. *Dent Clin North Am*, 44 (4), 717-752.
- 138.Parker, S. (2007) Verifiable CPD paper: introduction, history of lasers and laser light production. *Br Dent J*, 202 (1), 21-31.
- 139.Stabholz, A., Zeltser, R., Sela, M., Peretz, B., Moshonov, J., Ziskind, D. ve diğ erleri. (2003) The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. *Compend Contin Educ Dent*, 24 (12), 935-948; quiz 949.
- 140.Pick, R.M. (1993) Using lasers in clinical dental practice. *J Am Dent Assoc*, 124 (2), 37-34.
- 141.Pick, R.M.,Powell, G.L. (1993) Laser in dentistry. Soft-tissue procedures. *Dent Clin North Am*, 37 (2), 281-296.
- 142.Carroll, L.,Humphreys, T.R. (2006) LASER-tissue interactions. *Clin Dermatol*, 24 (1), 2-7.
- 143.Yazıcı, E. (2009). **Er:YAG lazerin farklı atım süreleriyle uygulanmasının etch&rinse adeziv sistemi ile kullanılan bir kompozitin mine ve dentine mikrogerilim bağ lanma dayanıklılığı üzerine etkisi**. Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
- 144.Tuner, J., Hode, L. (2004). Some Basic Laser Physics. (c. 1-44). Grangesberg:: Prima Books AB
- 145.Bartlett, D.W. (2005) The role of erosion in tooth wear: aetiology, prevention and management. *Int Dent J*, 55 (4 Suppl 1), 277-284.
- 146.Parker, S. (2007) Verifiable CPD paper: laser-tissue interaction. *Br Dent J*, 202 (2), 73-81.
- 147.Dederich, D.N. (1993) Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *J Am Dent Assoc*, 124 (2), 57-61.
- 148.Vogel, A.,Venugopalan, V. (2003) Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues. *Chem Rev*, 103 (2), 577-644.
- 149.Frentzen, M.,Koort, H.J. (1990) Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? *Int Dent J*, 40 (6), 323-332.
- 150.Yenen, Z. (2008). **İkinci sınıf kompozit preparasyonu ve pürüzlendirme iş lemlerinde Er,Cr:YSGG lazer kullanımının mine ve dentinin yüzey morfolojisi ve kenar sızıntısı üzerine etkilerinin in vitro olarak incelenmesi**. Hacettepe Üniversitesi, Ankara.

151. Walsh, L.J. (2003) The current status of laser applications in dentistry. *Aust Dent J*, 48 (3), 146-155; quiz 198.
152. Myers, T.D. (1991) Lasers in dentistry. *CDS Rev*, 84 (8), 26-29.
153. Myers, T.D. (2000) The future of lasers in dentistry. *Dent Clin North Am*, 44 (4), 971-980.
154. Bader, C., Krejci, I. (2006) Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. *Am J Dent*, 19 (3), 178-186.
155. Dederich, D.N., Bushick, R.D., Affairs, A.D.A.C.o.S., Division of, S., Journal of the American Dental, A. (2004) Lasers in dentistry: separating science from hype. *J Am Dent Assoc*, 135 (2), 204-212; quiz 229.
156. Coluzzi, D.J. (2000) An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent Clin North Am*, 44 (4), 753-765.
157. 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. *J Clin Laser Med Surg*, 17 (4), 155-159.
158. Tepper, S.A., Zehnder, M., Pajarola, G.F., Schmidlin, P.R. (2004) Increased fluoride uptake and acid resistance by CO₂ laser-irradiation through topically applied fluoride on human enamel in vitro. *J Dent*, 32 (8), 635-641.
159. Visuri, S.R., Gilbert, J.L., Wright, D.D., Wigdor, H.A., Walsh, J.T., Jr. (1996) Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res*, 75 (1), 599-605.
160. Usumez, S., Orhan, M., Usumez, A. (2002) Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 122 (6), 649-656.
161. Moritz, A., Schoop, U., Goharkhay, K., Szakacs, S., Sperr, W., Schweidler, E. ve diğeri. (1998) Procedures for enamel and dentin conditioning: a comparison of conventional and innovative methods. *J Esthet Dent*, 10 (2), 84-93.
162. Shahabi, S., Ebrahimpour, L., Walsh, L.J. (2008) Microleakage of composite resin restorations in cervical cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser radiation. *Aust Dent J*, 53 (2), 172-175.
163. Reyto, R. (1998) Laser tooth whitening. *Dent Clin North Am*, 42 (4), 755-762, xi.

- 164.Lan, W.H., Lee, B.S., Liu, H.C.,Lin, C.P. (2004) Morphologic study of Nd:YAG laser usage in treatment of dentinal hypersensitivity. *J Endod*, 30 (3), 131-134.
- 165.Martinez-Insua, A., Da Silva Dominguez, L., Rivera, F.G.,Santana-Penin, U.A. (2000) Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent*, 84 (3), 280-288.
- 166.Hossain, M., Yamada, Y., Nakamura, Y., Murakami, Y., Tamaki, Y.,Matsumoto, K. (2003) A study on surface roughness and microleakage test in cavities prepared by Er:YAG laser irradiation and etched bur cavities. *Lasers Med Sci*, 18 (1), 25-31.
- 167.Tarcin, B., Gunday, M., Ovecoglu, H.S., Turkmen, C., Ovecoglu, M.L., Oksuz, M. ve diğ erleri. (2009) Tensile bond strength of dentin adhesives on acid- and laser-etched dentin surfaces. *Quintessence Int*, 40 (10), 865-874.
- 168.Ceballo, L., Toledano, M., Osorio, R., Tay, F.R.,Marshall, G.W. (2002) Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *J Dent Res*, 81 (2), 119-122.
- 169.Gurgan, S., Kiremitci, A., Cakir, F.Y., Yazici, E., Gorucu, J.,Gutknecht, N. (2009) Shear bond strength of composite bonded to erbium:yttrium-aluminum-garnet laser-prepared dentin. *Lasers Med Sci*, 24 (1), 117-122.
- 170.Hossain, M., Nakamura, Y., Tamaki, Y., Yamada, Y., Murakami, Y.,Matsumoto, K. (2003) Atomic analysis and knoop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation in vitro. *J Oral Rehabil*, 30 (5), 515-521.
- 171.Eldeniz, A.U., Ozer, F., Hadimli, H.H.,Erganis, O. (2007) Bactericidal efficacy of Er,Cr:YSGG laser irradiation against *Enterococcus faecalis* compared with NaOCl irrigation: an ex vivo pilot study. *Int Endod J*, 40 (2), 112-119.
- 172.de-Melo, M.A., Passos, V.F., Alves, J.J., Barros, E.B., Santiago, S.L.,Rodrigues, L.K. (2011) The effect of diode laser irradiation on dentin as a preventive measure against dental erosion: an in vitro study. *Lasers Med Sci*, 26 (5), 615-621.
- 173.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. *J Appl Oral Sci*, 16 (2), 95-99.
- 174.Apel, C., Schafer, C.,Gutknecht, N. (2003) Demineralization of Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser-prepared enamel cavities in vitro. *Caries Res*, 37 (1), 34-37.

- 175.Steiner-Oliveira, C., Rodrigues, L.K., Soares, L.E., Martin, A.A., Zezell, D.M.,Nobre-dos-Santos, M. (2006) Chemical, morphological and thermal effects of 10.6-microm CO₂ laser on the inhibition of enamel demineralization. *Dent Mater J*, 25 (3), 455-462.
- 176.Al-Dlaigan, Y.H., Shaw, L.,Smith, A. (2001) Dental erosion in a group of British 14-year-old, school children. Part I: Prevalence and influence of differing socioeconomic backgrounds. *Br Dent J*, 190 (3), 145-149.
- 177.Caglar, E., Kargul, B., Tanboga, I.,Lussi, A. (2005) Dental erosion among children in an Istanbul public school. *J Dent Child (Chic)*, 72 (1), 5-9.
- 178.Murakami, C., Bonecker, M., Correa, M.S., Mendes, F.M.,Rodrigues, C.R. (2009) Effect of fluoride varnish and gel on dental erosion in primary and permanent teeth. *Arch Oral Biol*, 54 (11), 997-1001.
- 179.Magalhaes, A.C., Rios, D., Machado, M.A., Da Silva, S.M., Lizarelli Rde, F., Bagnato, V.S. ve diğerleri. (2008) Effect of Nd:YAG irradiation and fluoride application on dentine resistance to erosion in vitro. *Photomed Laser Surg*, 26 (6), 559-563.
- 180.Zero, D.T. (1995) In situ caries models. *Adv Dent Res*, 9 (3), 214-230; discussion 231-214.
- 181.Atin, T., Wegehaupt, F., Gries, D.,Wiegand, A. (2007) The potential of deciduous and permanent bovine enamel as substitute for deciduous and permanent human enamel: Erosion-abrasion experiments. *J Dent*, 35 (10), 773-777.
- 182.Edmunds, D.H., Whittaker, D.K.,Green, R.M. (1988) Suitability of human, bovine, equine, and ovine tooth enamel for studies of artificial bacterial carious lesions. *Caries Res*, 22 (6), 327-336.
- 183.Arends, J.,Jongebloed, W.L. (1978) Crystallites dimensions of enamel. *J Biol Buccale*, 6 (3), 161-171.
- 184.Lopes, M.B., Sinhoreti, M.A., Gonini Junior, A., Consani, S.,McCabe, J.F. (2009) Comparative study of tubular diameter and quantity for human and bovine dentin at different depths. *Braz Dent J*, 20 (4), 279-283.
- 185.Shellis, R.P., Ganss, C., Ren, Y., Zero, D.T.,Lussi, A. (2011) Methodology and models in erosion research: discussion and conclusions. *Caries Res*, 45 Suppl 1, 69-77.
- 186.Young, A.,Tenuta, L.M. (2011) Initial erosion models. *Caries Res*, 45 Suppl 1, 33-42.

187. Correa-Afonso, A.M., Ciconne-Nogueira, J.C., Pecora, J.D., Palma-Dibb, R.G. (2012) In vitro assessment of laser efficiency for caries prevention in pits and fissures. *Microsc Res Tech*, 75 (2), 245-252.
188. Wiegand, A., Bichsel, D., Magalhaes, A.C., Becker, K., Attin, T. (2009) Effect of sodium, amine and stannous fluoride at the same concentration and different pH on in vitro erosion. *J Dent*, 37 (8), 591-595.
189. Lee, V.A., Karthikeyan, R., Rawls, H.R., Amaechi, B.T. (2010) Anti-cariogenic effect of a cetylpyridinium chloride-containing nanoemulsion. *J Dent*, 38 (9), 742-749.
190. Wetton, S., Hughes, J., Newcombe, R.G., Addy, M. (2007) The effect of saliva derived from different individuals on the erosion of enamel and dentine. A study in vitro. *Caries Res*, 41 (5), 423-426.
191. Wiegand, A., Attin, T. (2011) Design of erosion/abrasion studies--insights and rational concepts. *Caries Res*, 45 Suppl 1, 53-59.
192. Barbour, M.E., Rees, J.S. (2004) The laboratory assessment of enamel erosion: a review. *J Dent*, 32 (8), 591-602.
193. Ganss, C., Lussi, A., Sommer, N., Klimek, J., Schlueter, N. (2010) Efficacy of fluoride compounds and stannous chloride as erosion inhibitors in dentine. *Caries Res*, 44 (3), 248-252.
194. Apel C, A., C., Birker, L., Meister, J., Weiss, C., Gutknecht, N. (2004) The caries-preventive potential of subablative Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in an intraoral model: a pilot study. *Photomed Laser Surg*, 22 (4), 312-317.
195. Fried, D., Featherstone JDB, Visuri SR, Seka W, Walsh JT. (1996). The caries inhibition potential of Er:YAG, Er,Cr:YSGG laser radiation. [Bildiri]. Proceedings of the SPIE Meeting, Jan 28-29 1996, San Jose, Bellingham, Washington.
196. Hicks, M.J., Flaitz, C.M., Westerman, G.H., Blankenau, R.J., Powell, G.L., Berg, J.H. (1993) Caries-like lesion initiation and progression around laser-cured sealants. *Am J Dent*, 6 (4), 176-180.
197. Ana PA, Z.D., Blay CC, Blay A, Eduardo CP, Miyakawa W. (2004) Thermal analysis of dental enamel following Er,Cr:YSGG laser irradiation at low fluencies. *Lasers Surg Med*, 16:53-63.
198. Hossain, M., Kimura, Y., Nakamura, Y., Yamada, Y., Kinoshita, J.I., Matsumoto, K. (2001) A study on acquired acid resistance of enamel and dentin irradiated by Er,Cr:YSGG laser. *J Clin Laser Med Surg*, 19 (3), 159-163.

199. Rodriguez-Vilchis, L.E., Contreras-Bulnes, R., Sanchez-Flores, I., Samano, E.C. (2010) Acid resistance and structural changes of human dental enamel treated with Er:YAG laser. *Photomed Laser Surg*, 28 (2), 207-211.
200. Goodman, B.D., Kaufman, H.W. (1977) Effects of an argon laser on the crystalline properties and rate of dissolution in acid of tooth enamel in the presence of sodium fluoride. *J Dent Res*, 56 (10), 1201-1207.

EKLER

EK 1



HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

06100 Sıhhiye-Ankara
 Telefon: 0 (312) 305 1082 • Faks: 0 (312) 310 0580
 E-posta: goetik@hacettepe.edu.tr

Sayı: B.30.2.HAC.0.05.07.00

1948

21 Aralık 2012

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 12 ARALIK 2012 ÇARŞAMBA
Toplantı No : 2012/12
Proje No : LUT 12/126 (Değerlendirme Tarihi 19.10.2012)
Karar No : LUT 12/126 - 02

Üniversitemiz Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Prof. Dr. Jale Görücü'nün sorumlu araştırmacısı olduğu Dt. Funda Kukul'un tezi olan LUT 12/126 kayıt numaralı ve *"Farklı Parametrelerde Er, Cr: YSGG ve Diyet Lazer Uygulamasının Mine ve Dentin Erozyonunu Önleme Üzerine Etkisinin İn Vitro Olarak İncelenmesi"* başlıklı proje önerisi Kurulumuzda değerlendirilmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

- | | |
|--|---|
| 1. Prof. Dr. Nurtan Akarsu
(Başkan) | 9. Prof. Dr. Songül Yaizoğlu
(Üye) |
| 2. Prof. Dr. Nüket Örnek Buken
(Üye) | 10. Prof. Dr. Melahat Görduysus
(Üye) |
| 3. Prof. Dr. Hakan S. Orer
(Üye) | 11. Doç. Dr. R. Köksal Özgül
(Üye) |
| İZİNLİ | |
| 4. Prof. Dr. Sevda F. Müftüoğlu
(Üye) | 12. Doç. Dr. Cansın Saçkesen
(Üye) |
| 5. Prof. Dr. Cenk Sökmensüer
(Üye) | 13. Doç. Dr. Ayşe Lale Doğan
(Üye) |
| 6. Prof. Dr. Kafiye Eroğlu
(Üye) | 14. Doç. Dr. S. Kutay Demirkan
(Üye) |
| 7. Prof. Dr. Volga Dayrakçı Tunay
(Üye) | 15. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev Turnagöl
(Üye) |
| 8. Prof. Dr. Yılmaz Selim Erdal
(Üye) | 16. Av. Meltem Onurlu
(Üye) |

EK 2**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ TIBBİ, CERRAHİ VE İLAÇ
ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU ARAŞTIRMA AMAÇLI ÇALIŞMA İÇİN
AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU****Hekimin Açıklaması**

Günümüzde yaşam süresinin uzaması ve diş hekimliği materyallerinin gün geçtikçe gelişmesi ile ağızda doğal dişleri bulunan popülasyonun artması, her geçen gün; diş hekimlerinin; klinik uygulamaları sırasında erozyonun neden olduğu sert doku kayıplarıyla daha fazla karşılaşmasına neden olmuştur. Dental erozyon, ortamda bakteriyel bir etken olmaksızın, asit ve/veya şelasyon yoluyla gerçekleşen, geri dönüşümsüz, patolojik, kronik, lokalize diş sert doku kaybıyla sonuçlanan kimyasal bir olaydır. Ağız pH'sı diş minesinin kritik pH değeri olan 5.5'in altına düşerse, asit ataklarının süresi ve sıklığına bağlı olarak erozyon gerçekleşir. Asit ataklarının uzun süre devam etmesi sonucu diş yüzeyinde gözle görülür defektler meydana gelir. Erozyona bağlı demineralizasyon sonucu dişin mikrosertliği azalır ve mekanik kuvvetlerden daha kolay etkilenir. Daha ilk diş yüzeyi ağza sürdüğü andan itibaren maruz kaldığı asitle birlikte erozyon da meydana gelmeye başlar. Erozyonun başlangıç aşamasında lezyon mine ile sınırlıdır ve hastada aşırı duyarlılık şikayeti yoktur. İlerlediği durumlarda, dentin açığa çıkabilir ve hastada dentin aşırı duyarlılığı gelişebilir. Hatta dişin yapısal bütünlüğü bozulabilir ve pulpa açığa çıkma riski oluşabilir. Böyle durumlarda tedavi için, erozyonu önlemede kullanılan koruyucu yöntemlerden daha pahalı tedavi yöntemi olan kompozit rezin restorasyonlar ve pulpa açıldığı durumlarda kanal tedavisi gerekebilir. Bu nedenle, erozyonun başlangıç aşamasında, erken teşhis ve önlemeye yönelik koruyucu yaklaşımlar önem taşımaktadır. Lazer, günümüzde birçok alanda çeşitli hastalıkların tedavisinde kullanılabilen ve erozyonu önlemede uygulanabilen tedavi yöntemlerinden biridir. Bu nedenle, hem mine hem de dentin dokusunda erozyonu önlemeyi

amaçlayan ‘**Farklı Parametrelerde Er, Cr: YSGG ve Diyet Lazer Uygulamasının Mine ve Dentin Erozyonunu Önleme Üzerine Etkisinin İn Vitro Olarak İncelenmesi**’ başlıklı bir çalışma tarafımızdan planlanmıştır. Bu çalışma çekilmiş insan dişleri üzerinde gerçekleştirilecektir.

Çekilmesi planlanan ve bizim çalışmamıza uygun dişleriniz bulunması nedeniyle sizi bu konuda bilgilendirmek isteriz. Diş eti hastalığı nedeniyle önceden çekilmesi uygun görülmüş olan dişlerinizden çalışmamıza uygun olanlar üzerinde, belirlediğimiz yöntemlere göre çeşitli deneyler yapılacaktır. Deneyler sonucu elde edilen veriler bilimsel olarak değerlendirilecektir.

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesi, sizin çekilmiş dişlerinizin kullanılması için gönüllü olmanıza bağlıdır. Deneyler boyunca kimliğiniz saklı tutulacak, dişler belirtilen bu deneyler dışında başka bir amaçla kullanılmayacak ve deneylerin ardından imha edilecektir. Çalışmaya katılımınız için size herhangi bir ücret ödenmeyecek ve herhangi bir ücret talep edilmeyecektir. Çalışmaya katılmaya gönüllü olmamanız halinde diğer dişlerinizle ilgili olarak hekiminizce planlanmış olan tedavileriniz aynı şekilde devam edecektir.

Katılımcının/Hastanın Beyanı

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı’nda yürütülecek olan tıbbi bir çalışma için Dt. Funda Kukul tarafından yukarıdaki bilgiler doğrultusunda bilgilendirilerek, katılımcı olarak bu çalışmaya davet edildim.

Araştırma sırasında kimlik bilgilerimin saklı tutularak başka amaçlarla kullanılmayacağı ve çekilmiş dişlerimin sadece bu çalışma amacıyla kullanıldıktan sonra imha edileceği konusunda bilgilendirildim. Bu çalışma için herhangi bir ödenek talebinde bulunmayacağım ve aynı şekilde çalışmanın yürütülmesi için herhangi bir maddi katkıda bulunmayacağım.

Çalışmaya katılmayı reddetmem durumunda şahsıma uygulanacak tedavilerde herhangi bir değişiklik olmayacağı tarafıma izah edildi. Bu çalışmaya katılımımın tamamen gönüllülük prensibine dayandığını ve kararın tamamen şahsımın özgür iradesine bağlı olduğunun bilincindeyim.

Yapılan tüm açıklamaları net olarak anlamış bulunmaktayım.

Bu bilgiler ışığında hakkında bilgilendirildiğim bilimsel çalışmaya katılmayı gönüllülükle ve kendi isteğim ile hiçbir baskı yapılmaksızın kabul ediyorum.

İmzalı bu belgenin bir kopyası tarafıma verilecektir.

Katılımcı

Adı, soyadı:

Adres:

Tel.

İmza

Görüşme tanığı

Adı, soyadı:

Adres:

Tel.

İmza:

Katılımcı ile görüşen hekim

Adı soyadı, Ünvanı: Funda Kukul, Araştırma Görevlisi

Adres: Hacettepe Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tel : (0312) 3052270

İmza: