



T.C.

YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PEDODONTİ ANABİLİM DALI

**FARKLI KALINLIKTAKİ SÜT DİŞİ DENTİN DOKUSUNA
UYGULANAN DEĞİŞİK PARAMETRELERDEKİ ER:YAG LAZER
UYGULAMASININ PULPA ODASINDA OLUŞTURACAĞI
SICAKLIK ARTIŞI ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ
SERHAT ŞAHİN ÇALIŞKAN

DANIŞMAN
PROF. DR. NÜKET SANDALLI

İSTANBUL - 2011

ÖZET

Diş sert doku hastalıklarının tedavisinde öncelikle olarak diş çürüğüne bağlı olarak değişime uğramış dokuların ortadan kaldırılması yer almaktadır. Diş çürüğünün ortadan kaldırılmasında kullanılan yöntemler, yıllar içerisinde birçok gelişme göstermiştir. Diş hekimleri tarafından en sık kabul gören ve geleneksel hale gelmiş bir yöntem olan yüksek hızda döner alet yönteminin, kolayca ve hızlıca çürük diş dokularını ortadan kaldırmasının yanı sıra, ses, basınç, titreşim, hassasiyet ve ısı artışı gibi birçok olumsuz özelliğe sahip olmaktadır. Bu olumsuz özellikler ise çürüğün temizlenmesinde alternatif tedavi yöntemlerinin arayışına neden olmuştur. Lazer ışığı, sağlık alanında 1960'lerden günümüze kadar, tanı, tedavi ve koruyucu hekimlik bölümlerinde uygulanmakta olup, çeşitli parametrelerinin değişimi ile başarılı şekilde kullanılmaktadır. Lazer, diş hekimliği alanında ise, gerek yumuşak gerekse sert doku uygulamalarında geleneksel yöntemlere alternatif oluşturarak, başarılı şekilde uygulanmaktadır. 1997 yılında FDA (Food and Drug Administration) tarafından, diş çürüğü temizleme yöntemi olarak kullanılması için onaylanan sert doku lazerlerinden Erbiyum: Yitriyum Alüminyum Garnet (Er:YAG) lazerler, Pedodonti alanında da diş sert doku uygulamalarında sıklıkla kullanılmaktadır. Er:YAG lazerlerin, pedodontistlere ağrısız ve temassız bir tedavi sunması ve çocuk hastalarda tedavi konforunu artırmasının yanı sıra, diş çürüğünü ortadan kaldırmasındaki etkinliği ve adeziv sistemlerin diş sert dokularına bağlanabilmesi için uygun diş yüzeyi oluşturduğu birçok çalışmada gösterilmiştir. Bu özelliklerinin yanı sıra süt dişi pulpa dokusuna olan histopatolojik etkilerinin incelendiği birçok araştırma bulunmaktadır.

Bugüne kadar geliştirilen lazer kullanımıyla, sürekli dişlerde yüksek enerji düzeylerinde uygulanması sırasında karşılaşılan en büyük sorunun, diş sert ve yumuşak dokularında ısı oluşumu olduğu bildirilmiştir. Er:YAG lazerlerin, sürekli dişlerin pulpa odasında oluşturdukları ısı değişikliğini araştıran birçok *in-vivo* ve *in-vitro* çalışma bulunmaktadır. Fakat süt dişi pulpa dokusunda ısı değişikliğinin incelendiği çok az sayıda çalışma bulunmaktadır.

Bu çalışmada, süt dişlerine, farklı parametrelerde uygulanan Er:YAG lazerler ve yüksek hızlı döner aletlerin, pulpa odasında oluşturdukları ısı değişikliklerinin değerlendirilmesi ve karşılaştırılması amaçlandı.

Çalışmaya 60 adet süt ikinci azı dişi dahil edildi. Pulpa odasındaki sıcaklık ölçümlerinin yapılabilmesi için dişlerin kökler bölgesi, bukko-lingual yönde kesildi. Ölçümlerin yapılacağı dişlerin pulpa odaları çıkarıldı. Dişlerin bukkal yüzeyindeki mine dokusu kaldırıldıktan sonra sağlıklı dentin yüzeyinde, 5 W, 3,75 W, 2,25 W, 1,5 W çalışma parametrelerinde Er:YAG lazerle ve yüksek hızlı döner alet ile su soğutması altında hazırlanan sınıf 5 kavite preparasyonları gerçekleştirildi. Çalışmada pulpa odasında oluşabilecek ısı değişikliklerinin saptanması için pulpa odasının içine yerleştirilen, dijital termometreye bağlı termoçiftler kullanıldı. Kavite hazırlığının başlangıcı ile bitimi arasındaki pulpa odasının içerisinde ulaşılan sıcaklık değerleri arasındaki fark ve ulaşılan en yüksek sıcaklık değeri her bir örnek için kaydedildi.

Çalışma sonucunda, 5 W ile çalışılan Er:YAG lazer grubunda, diğer çalışma gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek pulpa sıcaklığı artışı gösterdiği saptandı. 1,5 W Er:YAG lazer grubu ise istatistiksel olarak anlamlı derecede en düşük sıcaklık artışı gösterdiği saptandı. Tüm çalışma gruplarında kavite hazırlığı derinliği arttıkça, pulpa odasındaki sıcaklık değerlerinin artış gösterdiği saptandı.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre, kavite hazırlığı sırasında kullanılan Er:YAG lazer ve döner alet uygulamasına ait pulpa odasındaki sıcaklık artışı değerlerinin, geri dönüşümsüz patolojik olaylara neden olabilecek kritik sıcaklık artış değeri olan 5,5 °C'yi geçmediği görüldü. Bunun nedeninin ise tüm gruplarda su spreyi soğutmasının etkin bir şekilde kullanılması olduğu düşünüldü. Bu tez çalışması sonucunda, süt dişi dentin dokusundaki kavite hazırlığı için kullanılan Er:YAG lazer çalışma parametrelerinin, süt dişi pulpa dokusunu olumsuz etkileyecek bir sıcaklık artışına neden olmayacak şekilde güvenli olduğu ileri sürülebilir.

Anahtar Kelimeler: Er:YAG lazer, süt dişi, pulpa, intrapulpal sıcaklık, ısı etkisi

SUMMARY

Primer treatment of diseases of dental hard tissues is the removal of changed tooth structures due to dental caries. The methods used to remove dental caries developed over the years. However high-speed rotary instruments which have become a traditional method and most commonly accepted by dentists can remove dental caries easily and fast, the negative effects such as voice, pressure, vibration, hypersensitivity and temperature rise made examiners search for alternative methods of cavity preparation.

Since 1960 laser light records a large extent of development in the diagnosis, treatment and preventive disciplines of medicine. Also there have been many researchs that showed laser light as an alternative to conventional treatment methods in soft and hard tissue procedures in dentistry. Erbium: Yittrium Aluminum Garnet (Er: YAG) lasers were approved for the method of removal of dental caries by FDA (Food and Drug Administration) in 1997 and have been used commonly in Pediatric Dentistry. As well as painless and non-contact treatment modality of Er:YAG laser has given the dentist the advantage of increasing patient comfort, the effectiveness of Er:YAG lasers in removing dental caries and increasing the adhesion of adhesive systems to dental hard tissues have been shown by *in-vivo* and *in-vitro* researchs. Also histopathological effects of Er:YAG lasers on primary teeth pulp tissue are evaluated in many researchs.

The biggest problem of current laser systems announced, is heat effect on dental tissues after application of lasers with high energy levels. There are many *in-vivo* and *in vitro* studies about the effects of temperature changes in pulp tissue of permanent teeth. However, there are very few studies showing the effect of temperature changes in pulp tissues of primary teeth. Therefore this study aims to determine and compare the possible heat effects in the pulp chamber of primary teeth after the application of Er:YAG laser and high speed rotary instrument

The study included 60 primary second molar teeth. The root section of teeth was cut longitudinally and bucco-lingually to calculate the temperature increases in the pulp chamber. Pulp tissue in the pulp chamber were removed. Black 5 cavity preparations on dentin tissue were performed by Er: YAG laser (5 W, 3.75 W, 2.25 W, 1.5 W) and a high-speed rotary instrument with the aid of water cooling after enamel was completely removed on the buccal surface of the teeth. Thermocouples attached to a calibrated digital thermometer were placed inside the pulp chamber to evaluate temperature changes that is expected to occur in the pulp chamber. The difference between the temperature values in the beginning and the end of the cavity preparations and the highest temperature rise value were recorded for every sample.

5W Er:YAG laser group has significantly higher temperature rise values than all groups. 1,5W Er:YAG laser group has significantly lowest temperature rise values. Increases in temperature values of the pulp chamber were seen while the depth of cavity was increased in all groups.

The average pulp chamber temperature rises were not exceeded the critical temperature value of 5.5 ° C that causes irreversible pathological conditions in pulp tissue, after cavity preparation with Er: YAG laser and high-speed rotary instrument, in this study. According to the results of the study, the effective cooling with water spray in all groups was essential for the lower temperature rises. It can be concluded that the working parameters of Er:YAG laser used in this study for cavity preparation in primary teeth dentin tissue may be safe without causing a temperature increase that has negative impact on primary teeth pulp tissue in present study.

Keywords: Er:YAG laser, primary teeth, dental pulp, intrapulpal temperature, heat effect

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince tüm bilgi ve deneyimlerini her an benimle paylaşan, sevgisini, hoşgörüsünü ve desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen ve ideal bir pedodontist ve doğru bir birey olmamda üzerimde çok büyük emeği olan, saygıdeğer hocam Yeditepe Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı Başkanı, Sayın **Prof. Dr. Nüket SANDALLI**'ya,

Bu tez çalışmamı gerçekleştirmemde ve doktora eğitimimin her anında, her türlü olanakları bizlere sunan dekanımız Sayın **Prof. Dr. Türker SANDALLI**'ya,

Doktora eğitimine başladığım ilk andan itibaren bana hem mesleki hem de sosyal anlamda her konuda destek olan, çalışma azmi, bilgi birikimi, deneyimleri ve bana gösterdiği sevgisi ile hep örnek aldığım ve alacağım değerli hocam ve sevgili ablam **Yrd. Doç. Dr. Didem ÖZDEMİR ÖZENEN**'e,

Bu tez çalışmamı gerçekleştirmemde bana desteklerinin ve kazandırdıkları bilgi birikimlerinin paha biçilemez olduğu değerli hocalarım **Doç Dr. Arzu AYKOR**, **Dr. Handan ERSEV** ve **Yrd. Doç Dr. Meriç KARAPINAR KAZANDAĞ**'a,

Doktora eğitimim boyunca teorik ve pratik anlamda deneyim, sabır ve sevgilerini benden esirgemeyen değerli hocalarım, **Yrd. Doç. Dr. Şule KAVALOĞLU ÇILDIR**, **Yrd. Doç. Dr. Senem SELVİ KUVVETLİ**, **Yrd. Doç. Dr. Eşber ÇAĞLAR**, **Yrd. Doç. Dr. Özgür Önder KUŞÇU**, **Dr. Evren Ülker DELİLBAŞI** ve **Dr. Elif SUNGURTEKİN**'e,

Doktora eğitimim boyunca içtenlikle gösterdikleri destek ve yardımlarından ötürü çalışma arkadaşlarıma,

Bu tez çalışması ve doktora eğitimimin gerçekleşmesinde bana olan desteklerinden ötürü **TÜRKİYE BİLİMSEL VE TEKNOLOJİK ARAŞTIRMA KURUMU**'nun tüm çalışanlarına,

Hayatımın hiçbir anında verdikleri sevginin ve desteğın eksikliğini hissetmediğim ve hissetmeyeceğim, sevgili, babam **Ayhan ÇALIŞKAN**, annem **Selma ÇALIŞKAN**, ağabeyim **Serdar Tufan ÇALIŞKAN**'a,

İlk gördüğüm günden itibaren hayatım boyunca hep sevdiğim ve seveceğim sevgili eşim **Burcu ÇALIŞKAN**'a ve bu tezi hazırlamam sırasında annesinin karnında bizi sabırsızlıkla bekleyen oğlum **Berk ÇALIŞKAN**'a

şükran ve teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
İÇ KAPAK.....	i
ÖZET	ii
SUMMARY	iv
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	viii
KISALTMALAR	xi
TABLoların LİSTESİ	xiii
GRAFİKLERİN LİSTESİ	xiv
ŞEKİL VE RESİMLERİN LİSTESİ	xv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. LAZER İLE İLGİLİ GENEL BİLGİLER.....	4
2.1.1.LAZER TARİHÇESİ.....	4
2.1.2. LAZER FİZİĞİ.....	5
2.1.3.LAZER VE BİYoloJİK DOKULAR.....	9
2.1.3.1. LAZERİN DOKU İÇİNDEKİ DAVRANIŞI.....	9
2.1.3.2. LAZERİN DOKULAR ÜZERİNDEKİ ETKİ MEKANİZMASI.....	10
2.2. DİŞ HEKİMLİĞİ ALANINDA KULLANILAN LAZER SİSTEMLERİ.....	12
2.2.1 Argon Lazerler.....	12
2.2.2. Diyot Lazerler.....	12
2.2.3.Karbondioksit (CO ₂) Lazerler.....	13
2.2.4. Neodymiyum: Yittrium Alümiyum Garnet (Nd:YAG) Lazerler.....	13
2.2.5. Holmiyum Yittrium Alümiyum Garnet (Ho:YAG) Lazerler.....	13
2.2.6.Erbiyum Lazerler.....	14
2.2.6.1. Erbiyum: Yittriyum Alümiyum Garnet (Er:YAG) Lazerler.....	14
2.2.6.2. Erbiyum Kromiyum: Yittriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet (Er:Cr:YSGG) Lazerler.....	16

2.3. PEDODONTİDE LAZER KULLANIMI.....	16
2.3.1. Sert Doku Uygulamaları.....	17
2.3.1.1. Diş Çürüğünün Tedavisi.....	17
2.3.1.2. Fissür Örtücü Uygulamaları.....	21
2.3.2. Yumuşak Doku Uygulamaları.....	22
2.3.3. Koruyucu Diş Hekimliği Uygulamaları.....	25
2.3.3.1. Diş Çürüğünün Erken Tanısı.....	25
2.3.3.2. Diş Çürüğünün Önlenmesi.....	26
2.3.4. Düşük Düzeyli Lazer Terapisi(LLLT).....	27
2.4. FARKLI YÖNTEMLER İLE DİŞ ÇÜRÜĞÜNÜN KALDIRILMASI.....	28
2.4.1. Kemomekanik Ajanlar.....	28
2.4.2. Enzimler.....	29
2.4.3. Air-Abrazyon ve Air-Polishing Yöntemleri.....	30
2.4.4. Ultrasonik Aletler ve Sono-Abrazyon Yöntemi.....	32
2.4.5. Atravmatik Restoratif Tedavi (ART).....	32
2.4.6. Ozon Uygulaması.....	34
2.4.7. Döner Aletler.....	35
2.5. LAZER İLE DİŞ ÇÜRÜĞÜNÜN KALDIRILMASI ve DİŞ ÇÜRÜĞÜNÜN KALDIRILMASINDA LAZERİN GELENEKSEL YÖNTEMLERLE KARŞILAŞTIRILMASI.....	36
2.5.1. Mine Dokusu Üzerine Etkisi.....	37
2.5.2. Dentin Dokusu Üzerine Etkisi.....	38
2.5.3. Pulpa Dokusu Üzerine Etkisi.....	40
2.5.4. Pulpa Dokusu Üzerine Isı Etkisi.....	42
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	50
3.1. GEREÇ.....	50
3.1.1. Dişlerin Hazırlanmasında Kullanılan Gereçler.....	50
3.1.2. Çalışma Öncesi Başlangıç Kavitelerinin Hazırlanması.....	60
3.1.3. Geleneksel Yöntem ile Dentin Yüzeyinin Hazırlanmasında Kullanılan Gereçler.....	61

3.1.4. Er:YAG Lazer Yöntemi ile Dentin Yüzeyinin Hazırlanmasında Kullanılan Gereçler.....	63
3.1.5. Isı Değişikliklerinin Ölçümünde Kullanılan Gereçler.....	66
3.2. YÖNTEM.....	70
3.2.1. Çalışma Düzenineğinin Hazırlanması.....	70
3.2.2. Çalışma Gruplarının Belirlenmesi.....	75
3.2.3. İstatistiksel Değerlendirme.....	76
4. BULGULAR.....	77
4.1. Örneklerdeki Diş Kalınlıklarının Dağılımı.....	77
4.2. Er:YAG Lazer ve Geleneksel Yöntemin Uygulama Süreleri Açısından Karşılaştırılması.....	78
4.3. Er:YAG Lazer ve Geleneksel Yöntem Uygulanan Örneklerdeki Isı Değişikliklerinin Karşılaştırılması.....	80
4.3.1. 1 mm Dentin Dokusu Derinliğindeki Sıcaklık Artışı.....	80
4.3.2. 1,5 mm Dentin Dokusu Derinliğindeki Sıcaklık Artışı.....	82
4.3.3. 2 mm Dentin Dokusu Derinliğindeki Sıcaklık Artışı.....	84
4.4. Er:YAG Lazer ve Geleneksel Yöntem Uygulamalarının Yapıldığı Farklı Dentin Kalınlıkları Arasındaki Isı Değişikliklerinin Karşılaştırılması.....	89
5. TARTIŞMA	91
6. SONUÇLAR	108
7. KAYNAKLAR	110
8. ÖZGEÇMİŞ	130

KISALTMALAR

FDA: Food and Drug Administration

Er:YAG: Erbiyum: Yittriyum Alüminyum Garnet

Nd:YAG: Neodymiyum: Yittriyum Alüminyum Garnet

CO₂: Karbondioksit

µm: Mikro metre, mikron

m: Metre

nm: Nanometre

DNA: Deoksiribonükleik asit

C⁰: Santigrat

Ho:YAG: Holmiyum Yittrium Alüminyum Garnet

µs: Mikro saniye

Er:Cr:YSGG: Erbiyum Kromiyum: Yittriyum Skandiyum Galyum Garnet

SEM: Taramalı elektron mikroskobu

MTA: Mineral trioksit aggregate

LF: Lazer floresans

APF: Asitlenmiş fosfat fluorid

LLLT: Düşük düzey lazer terapisi

J: Joule

NMG: N-monochloroglycine

NMAB: N-monochloro-D,L-2-aminobutyrate

NaCl: Sodyum Klorit

NaOH: Sodyum Hidroksit

NaOCl: Sodyum Hipoklorit

psi: Pound per Square Inch

ART: Atravmatik Restoratif Tedavi

WHO: World Health Organisation

OH⁻: Hidroksil

mm: Milimetre

mJ: Millijoule

Hz: Hertz

cm: Santimetre

ml: Millilitre

dk: Dakika

W: Watt

ISO: International Organization for Standardization

ABD: Amerika Birleşik Devletleri

mPA: Mega Pascal

TÜBİTAK: Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu

ort: Ortalama

ss: Standart sapma

IQR: Kartiller Arası Aralık

KW: Kruskal Wallis

Fr: Friedman

sn: Saniye

TABLULARIN LİSTESİ

Tablo 1. Örneklerdeki Diş Kalınlıklarının Gruplara Göre Dağılımı.....	77
Tablo 2a. Gruplara Ait 2 mm Kalınlıktaki Dentin Dokusunu Ortadan Kaldırma Süreleri	79
Tablo 2b. Gruplara Ait 2 mm Kalınlıktaki Dentin Dokusunu Ortadan Kaldırma Sürelerinin Karşılaştırılması.....	79
Tablo 3a. Grupların 1 mm Dentin Dokusu Derinliğindeki Δt Ortalamaları.....	81
Tablo 3b. Grupların 1 mm Dentin Dokusu Derinliğindeki Δt Ortalamalarının Karşılaştırılması.....	82
Tablo 4a. Grupların 1,5 mm Dentin Dokusu Derinliğindeki Δt Ortalamaları.....	83
Tablo 4b. Grupların 1,5 mm Dentin Dokusu Derinliğindeki Δt Ortalamalarının Karşılaştırılması.....	83
Tablo 5a. Grupların 2 mm Dentin Dokusu Derinliğindeki Δt Ortalamaları.....	84
Tablo 5b. Grupların 2 mm Dentin Dokusu Derinliğindeki Δt Ortalamalarının Karşılaştırılması.....	85
Tablo 6a. Tüm Grupların Pulpa Odasındaki Sıcaklık Artışı Ortalamalarının, 1, 1,5 ve 2 mm Dentin Derinliklerine Göre Dağılımının Birlikte Görünümü.....	86
Tablo 6b. Tüm Grupların Pulpa Odasındaki Sıcaklık Artışı Ortalamalarının, 1, 1,5 ve 2 mm Dentin Derinliklerine Göre Dağılımının Karşılaştırılmasının Birlikte Görünümü.....	87
Tablo 7. Grupların Kendi İçerisinde 1, 1,5, 2 mm Dentin Derinliklerindeki Pulpa Odasındaki Sıcaklık Artışı Ortalamalarının Karşılaştırılması.....	90

GRAFİKLERİN LİSTESİ

Grafik 1. Örneklerdeki Diş Kalınlıklarının Gruplara Göre Dağılımı.....	78
Grafik 2. 2 mm Kalınlıktaki Dentin Dokusunun Ortadan Kaldırma Sürelerinin Gruplara Göre Dağılımı.....	80
Grafik 3. Grupların Pulpa Odasındaki Sıcaklık Artışı Ortalamalarının Dentin Derinliklerine Göre Dağılımı.....	88
Grafik 4. Grupların Pulpa Odasındaki Sıcaklık Artışı Ortalamalarının Dentin Derinliklerine Göre Dağılımı.....	88

ŞEKİL VE RESİMLERİN LİSTESİ

Şekil 1. Işığın Sahip Olduğu Temel Özellikler.....	6
Şekil 2. Lazer Cihazının Ana Komponentleri.....	8
Şekil 3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerlerin Elektromanyetik Spektrumdaki Yeri.....	8
Resim 1. Salin Solüsyonu İçerisinde Bekleyen Örnekler.....	51
Resim 2a. Diş Yüzeyindeki Kalıntı Dokuların Uzaklaştırılması için Kullanılan El Aletleri.....	52
Resim 2b. Periodontal El Aletinin Diş Yüzeyinde Kullanılması.....	52
Resim 2c. Dişlerin Pomza ve Polisaj Fırçası ile Temizlenmesi.....	53
Resim 3. Kesit Alma Cihazı.....	54
Resim 4a. Kesim İçin Kullanılan Elmas İnce Bıçak.....	55
Resim 4b. Kesit Alma Cihazı İle Örneklerin İkiye Bölünmesi.....	55
Resim 5. Işıklı Büyüteç.....	56
Resim 6a. Ölçümlerin Yapılacağı Pulpa Odasından Pulpa Artıklarının Ekskavatör ile Uzaklaştırılması.....	57
Resim 6b. Pulpa Odasındaki Pulpa Artıklarının İrrigasyonu.....	57
Resim 7. Düşük Hızda Çalışan Döner Alet ile Kullanılan Tungsten Karbit Rond Frez.....	58
Resim 8. Örneklerdeki Pulpa Odası Uzaklıklarının Ölçülmesinde Kullanılan Dijital Kumpas.....	58
Resim 9a. Dişlerdeki Pulpa Odası ile İşaretli Diş Yüzeyi Arasındaki Uzaklığın Dijital Kumpas ile Ölçülmesi.....	59
Resim 9b. Dijital Kumpasın Uçlarının Bukkal Yüzey ile Pulpa Tavanı Arasına Yerleştirilerek Vestibülo-Pulpal Diş Kalınlığının Ölçülmesi.....	59
Resim 10. Dişlerin Hazırlanması Sonrasında Ölçümün Yapılacağı Pulpa Odalarının Görünümü.....	60
Resim 11. Standardizasyon için Etiket Uygulaması ile Kavite Hazırlıklarının Yerinin Belirlenmesi.....	61
Resim 12. Yüksek Hızda Çalışan Döner Alet ve Ucuna Takılan Elmas Rond Frez.....	62

Resim 13a. Er:YAG Lazer Cihazı.....	63
Resim 13b. 600 µm, 80°'lik Lazer Ucu.....	64
Resim 14. Temassız Lazer Uygulamasının Standardizasyonu İçin Endodontik Eğe Kullanılması.....	65
Resim 15. Kavite Derinliklerinin Periodontal Sonda İle Ölçülmesi.....	65
Resim 16. Dijital Kronometre.....	66
Resim 17. Plastik Bir Borunun İçerisinden Gerçirilen Termoçiftin Bağlandığı Dijital Termometre.....	67
Resim 18. Isı İletimi Yüksek Silikon Pat.....	68
Resim 19. Er:YAG Lazer, 1.Gruba Ait Sıcaklık Artış Değerlerinin Microsoft Office Excel Programı'na Ait “.xls” Uzantılı Dosyalar Şeklinde Kaydedilmesine Örnek Bilgisayar Ekran Görüntüsü.....	69
Resim 20a. Sıcaklık Ölçümlerinin Yapılacağı Düzenek İçin Dişlerin Yerleşeceği Ortamın Hazırlanmasında Kullanılan Aletler.....	70
Resim 20b. Dental Enjektörlerin Kesilmesi.....	71
Resim 21. Kompozit Resin İle Dişlerin Sabitlenmesi.....	72
Resim 22a. Filtek Z250.....	72
Resim 22b. Optilux 501.....	73
Resim 23a. Örnekler.....	73
Resim 23b. Örneklerin Saklandığı Salin Solüsyon.....	74
Resim 24. Üzerinde Dişlerin Konumunu Belirlemek İçin O,D,M,G Yazan Yapışkan Etiket.....	75
Resim 25a, 25b, 25c, 25d. Kullanılan Lazer Parametrelerinin Ayarlanabilir Tuşların Bulunduğu Lazer Cihazı Panelindeki Görüntüleri.....	76

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Diş sert doku hastalıklarının tedavisinde öncelikle olarak diş çürüğüne bağlı olarak değişime uğramış dokuların ortadan kaldırılması yer almaktadır (1). Diş çürüğünün ortadan kaldırılmasında kullanılan yöntemler yıllar içerisinde birçok gelişme göstermiştir. Greene Vardiman Black (G. V. Black), 1893 yılında ‘korumak için genişlet’ prensibini öne sürmesinden sonra geçtiğimiz yüzyıla kadar diş hekimliği alanı hızlı bir evrim geçirmiş ve bu yöntemlerdeki ağrısız ve çürükten etkilenmemiş sağlam diş dokularını koruyan bir yaklaşıma olan ihtiyaç artmıştır. Adeziv restoratif diş hekimliğinde gelişmeler ‘korumak için genişlet’ prensibinden, ‘genişletmekten kaçınmak’ prensibini içeren ultra konservatif mikrodışhekimliğine geçişi sağlamıştır (2, 3). Yüksek hızda çalışan döner aletlerin kullanılmasıyla başlayan bu süreç, minimal koruyucu yaklaşıma olan ihtiyaç arttıkça birçok alternatif tedavi yöntemlerinin ortaya çıkmasına neden olmuştur (3). Bu yöntemler, hem hasta hem de kullanıcı hekim tarafından kabul edilebilir olması için bazı özelliklere sahip olmalıdır. Bu özellikler şu şekilde sıralanabilir:

- Klinik olarak konforlu ve kolay kullanılabilir olmalıdır,
- Sadece hastalıklı dokuyu ayırt edip ortadan kaldırmalıdır,
- Hasta konforu açısından ağrısız, titreşimsiz ve sessiz olmalıdır,
- Geride kalan sağlam dokuya zarar vermemelidir,
- Ucuz ve kolay elde edilebilmelidir.

Bu özelliklerin tamamını karşılayabilecek ideal bir yöntem günümüzde hala geliştirilememesine rağmen, diş çürüğünün ortadan kaldırılmasında etkin olan yüksek hızlı döner aletlerin kullanılmasının diş hekimleri tarafından en sık kabul gören ve geleneksel hale gelmiş bir yöntem olduğu bildirilmiştir. Bu geleneksel yöntemin kolayca ve hızlıca çürük diş dokularını ortadan kaldırması ve adeziv sistemlerin diş dokusuna bağlantısını gerçekleştirecek sağlıklı diş dentin dokusunu açığa çıkartmasının yanı sıra ses, basınç, titreşim, hassasiyet ve ısı artışı gibi birçok olumsuz özelliğe sahip olması araştırmacıları bazı alternatif tedavi yöntemlerinin arayışına sürüklemiştir.

Atravmatik restoratif teknik, air-abraziv, ultrasonik cihazlar, enzim ve kemomekanik çürük temizleme yöntemleri gibi birçok tekniğin geleneksel yonteme alternatif oluşturabileceği ancak döner aletlerin tamamen yerini alamayacağı ileri sürölmüştür (3, 4).

1960 yılından beri sağlık alanının tanı, tedavi ve koruyucu hekimlik gibi dallarında lazer ışığı büyük ölçüde gelişmiş, kabul edilebilir bir düzeye gelmiştir. Lazer uygulaması diş hekimliğinde de kendine yer bulmuş, ağız yumuşak ve sert doku uygulamalarında geleneksel yöntemlere alternatif oluşturabileceğini gösteren birçok araştırma yapılmıştır (5).

1997 yılında FDA(Food and Drug Administration) tarafından, sert doku lazerleri arasında yer alan Erbiyum: Yitriyum Alüminyum Garnet (Er:YAG) lazerler, diş çürüğü temizleme yöntemi olarak kullanılması için onaylanmıştır (6). Er:YAG lazerlerin diş çürüğünü ortadan kaldırmasındaki etkinliği ve adeziv sistemlerin diş dokularına bağlanabilmesi için uygun diş yüzeyi oluşturabilmesi bir çok araştırmayla kanıtlanmıştır (7, 8, 9, 10). Ayrıca ağrısız ve temassız bir tedavi sunarak hasta konforunu artırması gibi avantajları bulunmaktadır (11, 12, 13).

Er:YAG lazerlerin bu olumlu özelliklerinin yanı sıra günümüzde sürekli dişlerdeki sert dokuya ve canlı pulpa dokusuna olan ısı değişikliği etkisini araştıran birçok *in-vivo* ve *in-vitro* çalışma bulunmaktadır (14, 15, 16, 17, 18, 19, 20).

Pedodontide diş sert doku uygulamalarında kullanılan Er:YAG lazerlerin süt diş pulpa dokusunda ısı değişikliği etkisini gösteren çok az sayıda çalışma bulunmaktadır. (21, 22).

Bu çalışmada Er:YAG lazerler ve yüksek hızlı döner aletlerin, süt diş pulpa odasında oluşturduğu ısı değişikliklerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. LAZER İLE İLGİLİ GENEL BİLGİLER

2.1.1. LAZERİN TARİHÇESİ

Lazer, “light amplification by stimulated emission of radiation” kelimelerinin baş harflerinden oluşan ve "radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi” anlamına gelen bir kelimedir. Bu tanımlamada kullanılan radyasyon kelimesi, lazerde kullanılan tek ışık formu olan optik ama iyonize olamayan bir radyasyon olarak söz edilmektedir (23).

İlk defa Albert Einstein tarafından ortaya atılan, lazer teorisini oluşturan fotonlar ve uyarılmış emisyon terisi, 1960 yılında Theodore Harold Maiman tarafından ilk lazer sisteminde kullanılmıştır. Maiman, kristal bir ortama lazer ışığı vermiş ve kristalden ışığın yansıdığını saptamıştır ve ilk lazer sistemi olan “ruby(yakut) lazer sistemini tanımlamıştır (24, 25). Mainman’ın bu başarısının ardından tıp ve diş hekimliği alanında yakut lazer ile başlamak üzere lazerin birçok tipi kullanılmıştır (26).

Diş hekimliği alanındaki ilk araştırmalarda, yakut lazer diş sert dokuları üzerine çeşitli araştırmacılar tarafından uygulanmıştır (27, 28). Ancak bu lazer tipinin sert doku üzerindeki çevre dokularda mekanik ve termal hasar gibi olumsuz etkileri başka lazer tiplerinin kullanılmasına yönlendirmiştir (29).

1970’li yıllarda Amerika Birleşik Devletleri'nin Sağlık Bakanlığı'na bağlı tıpta kullanılan araçlardan sorumlu FDA (Food and Drug Administration) kuruluşu tarafından ağız içi kullanım için onaylanan ilk lazerler Neodymium: Yittriyum Alüminyum Garnet (Nd:YAG) ve Karbondioksit (CO₂) lazerlerdir. Yüksek güçte çalışan bu lazerler, sahip oldukları dalga boyları nedeniyle yumuşak dokularda kesme ve koagülasyonu etkin bir şekilde gerçekleştirebilmelerine rağmen, bu lazerlerin sert dokular üzerindeki düşük etkinliği ve olumsuz termal etkileri nedeniyle sert doku uygulamalarında kullanımı kısıtlanmıştır. (29, 30).

1980 ve 1990'lı yıllarda yapılan lazer teknolojisi üzerine araştırmalar ile biyolojik dokularla daha kabul edilebilir bir etkileşim gösteren lazer gelişmeleri kaydedilmiştir.

Bazı araştırmacılar 2,94µm'lik farklı dalga boyuna sahip bir lazer çeşidi olan Erbiyum lazer ile düşük enerjide mine ve dentin dokusunda evre dokularda bir zararla karşılaşmaksızın kavite preparasyonları gerçekleştirmişlerdir. Erbiyum ailesi lazerlerin dalga boyunun sert doku preparasyonu için güvenilir ve etkin olduğu ve evre diş dokularında termal hasar gözlenmediği belirtilmişlerdir (31, 32). Erbiyum lazerlerin sert dokularda kullanımını 1997 yılında FDA tarafından onaylandıktan sonra, bakterisit etkileri ve anestezi ihtiyacını azaltmaları gibi avantajları nedeniyle geleneksel yöntemlere alternatif olmuştur (6).

Günümüzde farklı dalga boylarında lazer tiplerinin klinik ve bilimsel çalışmalarda kullanılması ile lazerler, diş hekimliğinde ağız ve diş hastalıklarının tanısından tedavisine birçok alanda kullanılabilir hale gelmiştir.

2.1.2. LAZER FİZİŐİ

Işık, bir dalga şeklinde sabit hızla hareket eden ve partikül halinde bulunan elektromanyetik enerji formu olup bu enerji formunun en temel birimi "foton" olarak bilinmektedir (33). Lazer ışığı ya da başka ışık tarafından üretilen foton dalgasının *hız*, *genlik (amplitut, yayılım)* ve *dalga boyu* olmak üzere 3 temel özelliği vardır.

Hız ışığın belli bir sürede aldığı yol miktarı olarak tanımlanmıştır.

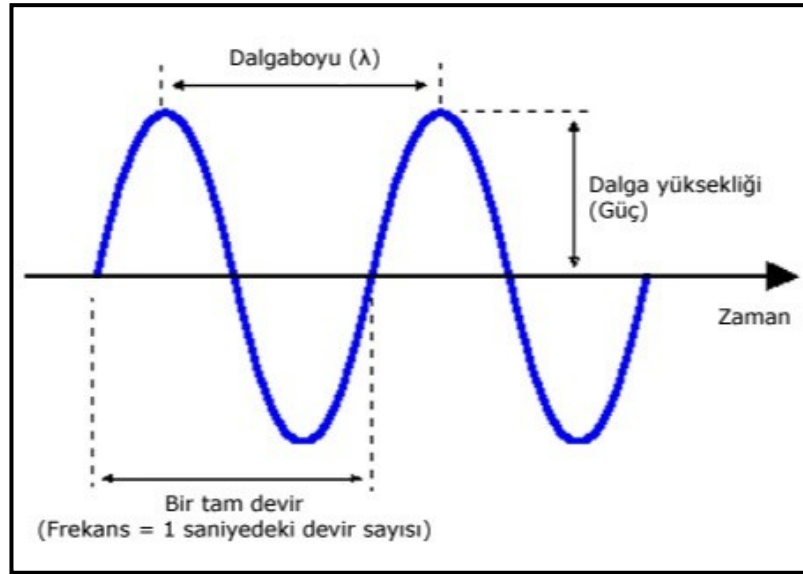
Genlik; dalganın başlangıç noktası ile yükseldiği nokta arasındaki toplam yüksekliliği olup ışık dalgasındaki enerjiyle korelasyon göstermektedir. Enerjinin birimi *joule* dir.

Dalga boyu ise birbirini izleyen iki dalganın en yüksek noktaları arasındaki yatay mesafe olarak bilinmektedir. Bu tanımlama lazer ışığının etki edeceği doku alanına nasıl

taşıdığı ve o dokuda nasıl etki edeceği açısından önemlidir. Dalga boyu metre birimi ile ölçülmekte fakat diş hekimliğinde *mikron* ($10^{-6} m$) ya da *nanometre* ($10^{-9} m$) gibi daha küçük birimler kullanılmaktadır. Işık dalgasının dalga boyu ile ilgili bir diğer özelliği ise *frekans* dır (Şekil 1). Dalga boyu ile ters orantılı olacak şekilde kısa frekans aralığına sahip lazer ışığı uzun dalga boyuna sahip olabilmektedir. Frekansın birimi ise *hertz* olarak tanımlanmaktadır. Hertz her bir saniye arasında geçen atım sayısını göstermektedir.

Dokuya iletilen ortalama güç ise *watt* biriminden hesaplanmakta olup enerji ile frekans değerleriyle ilgili olmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan bütün lazer cihazları üzerinde, hekimler tarafından ayarlanabilen enerji, frekans ve güç parametreleri bulunmaktadır (33, 34, 35).

Işığın sahip olduğu temel özellikler Şekil 1 'de görülmektedir (Şekil 1).



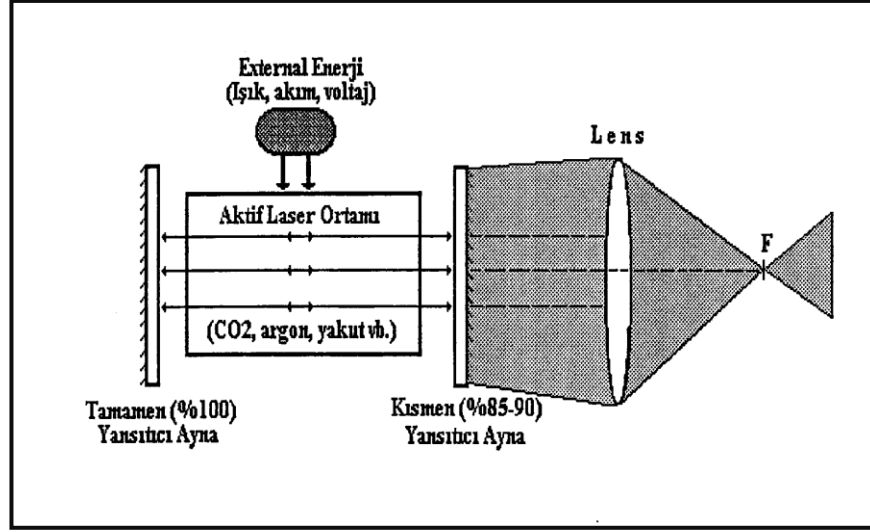
Şekil 1: Işığın Sahip Olduğu Temel Özellikler

Uyarılmış emisyon ile ışığın güçlendirilmesi (amplifikasyon), lazer cihazının içerisinde gerçekleşen bir olaydır. Lazer cihazının merkezinde optik bir kavite bulunmakta ve bu kavitenin merkezinde yer alan kimyasal elementler, bileşikler “aktif

ortam” olarak bilinmektedir. Lazerler genellikle gaz, sıvı ve katı halde yarı iletken içeren bu aktif ortamın içerdiği maddelere göre tanımlanmaktadır. Cihazın merkezi saran aktif ortama enerjiyi yollayan, fotonları harekete geçirici flaş lambası ya da elektrik düzeneği gibi bir enerji kaynağı vardır. Aynı zamanda merkezdeki optik kavite etrafında birbirine paralel yerleşmiş iki ayna bulunmakta ve bu aynalar oluşturulan enerji dalgasının yönlendirilmesini sağlamaktadır. Gelen enerji ile lazer aktif maddesinin atomları ve molekülleri uyarılır, atomlar bu çok enerjili konumdan eski konumlarına dönerken hafif bir enerji açığa çıkarmaktadır. Fotonlar, optik yönlendirme odası içerisindeki ayna sisteminde ileri-geri yansıtılırken oluşan enerji artmakta ve güçlenmiş olan fotonlar belli bir yoğunluğa ulaştıklarında, iletici kol aracılığı ile istenen dokuya doğru iletilmektedir (34, 35).

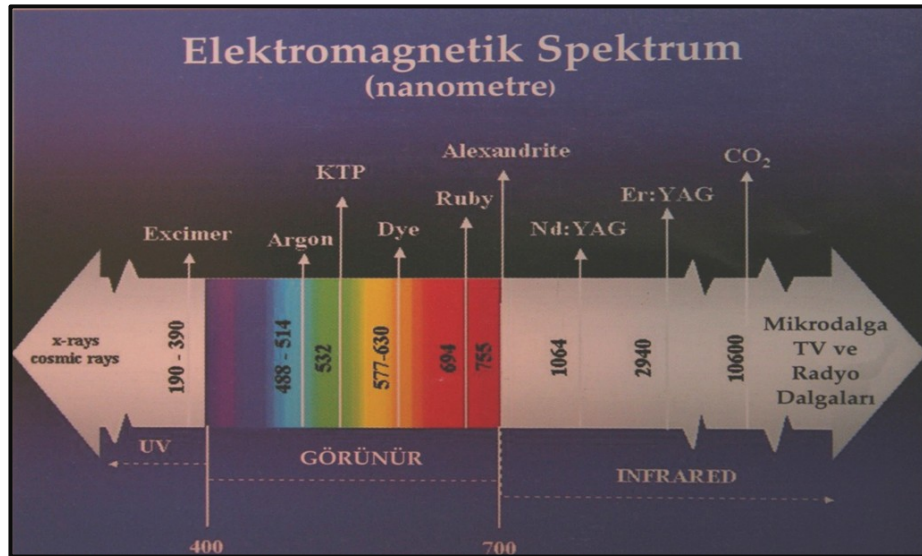
Radyasyon kavramı ise lazer tarafından özel bir elektromanyetik enerji şekli olarak üretilen ışık dalgaları olarak tanımlanmıştır. Bu elektromanyetik dalga aralığı dalga boyu 10^{-12} m olan gamma ışınlarından, binlerce metre uzunlukta dalga boyuna sahip radyo dalgaları arasında değişmektedir. 300 nm den büyük dalga boyundaki ışıklar daha az foton enerjisine sahip olup dokunun uyarılmasına ve ısınmasına neden olur. Diş hekimliğinde kullanılan lazer ışığı 500 nm ve 10600 nm dalga boyları arasındaki, hücre DNA’sında mutajenik etkiye yol açmayan, gözle görülebilir veya gözle görünmez aralık içerisinde yer almaktadır (36, 37).

Yoğun bir ışık veya elektrik kaynağının, katı, sıvı veya gaz halindeki aktif madde üzerine düşürülmesi sonucu oluşturulan enerji bu maddelerin atomları tarafından emilir ve foton yayılımı gerçekleşir. Bu yayılım yeniden foton oluşumunu sağlayarak optik-mekanik düzenekte yerleştirilmiş olan aynalar ve mercekler aracılığı ile odaklanarak kuvvetlendirmektedir. Normal ışıktan farklı olarak tek renkli, bazen görülebilir, her fotonun birbiriyle uyumlu olduğu, şekli ve büyüklüğü benzer, yönlendirilmiş ve etkili bir ışık demeti olan “lazer” ışığı meydana gelmektedir (37, 38). Lazer cihazının ana komponentleri Şekil 2’de görülmektedir (Şekil 2).



Şekil 2: Lazer Cihazının Ana Komponentleri

Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin sadece bir kısmı görünür aralıkta bulunmaktadır (Argon, düşük enerji seviyeli lazerler). Diğer lazerler gözle görünmez, kızılötesi aralıkta ışık saçmaktadır (Erbiyum ailesi, Nd:YAG, CO₂ lazerler). Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin elektromanyetik spektrumdaki yeri Şekil 3'de görülmektedir (Şekil 3)..



Şekil 3: Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerlerin Elektromanyetik Spektrumdaki Yeri

Lazer ışığı hedef dokuya çeşitli optik sistemlerle iletilmekte ve bu sistemlerin ergonomik ve etkin olması gerektiği düşünülmektedir. Kısa dalga boyundaki lazerler (argon, diyot lazerler) cam fiberlerden oluşan küçük, esnek fiber-optik sistemlere sahip olmakla birlikte, Erbiyum ve CO₂ lazerler ise daha sert cam fiberler, mafsallı kollar veya yarı esnek tüp benzeri uçlara sahip olduğu bildirilmiştir. Bazı lazer sistemleri çalışan ucun hedef dokuyla temas halinde olmasını sağlayan küçük kuartz veya safir uçlara sahip iken, bazı sistemlerin ise temassız bir çalışma sağladığı belirtilmektedir. Ayrıca Erbiyum ailesi lazerlerin sert doku uygulamalarında su spreyi kullanıldığı bildirilmektedir (37, 38).

Dalga boyunun emisyonu için devamlı ve serbest atımlı olmak üzere iki temel mod bulunduğu bildirilmiştir. Devamlı atım lazer enerjisi, aktif olduğu sürece enerjisi yaymaya devam ettiği ve CO₂ lazerler ve diyot lazerlerin bu prensipte çalıştığı, dokuyla sabit etkileşim halinde olduğu bildirilmiştir. Serbest atımlı şekilde çalışan lazerlerin ise enerjiyi kısa patlamalar şeklinde dokuya aktardığı ve her patlamayı yapan atım arası saniyenin on binde biri gibi zaman aralığı kadar olduğu bildirilmektedir. Erbiyum ailesi ve Nd:YAG lazerler bu prensipte çalıştığı belirtilmektedir (37, 38).

2.1.3. LAZER VE BİYOLOJİK DOKULAR

2.1.3.1. LAZERİN DOKU İÇİNDEKİ DAVRANIŞI

Lazer ışığının dokularla etkileşim haline geçtiğinde “yansıma, geçiş, saçılma ve emilim” şeklinde dört farklı davranış tipi gösterdiği ve bu hedef dokunun optik yapısına bağlı olduğu bildirilmiştir (37).

Yansıma, lazer ışığının doku yüzeyinden kendini başka yöne doğru yönlendirmesi ve hedef dokuda etki oluşturmamasıdır. Dokudan uzaklaştıkça lazer ışığı diverjan hale gelmekte ama hala yeterli bir enerjiye sahip olabilmektedir. Bu nedenle yansıma lazer güvenliği açısından önem taşımakta, lazer enerjisinin istenmeyen dokulara etki etmesi söz konusu olmaktadır.

Geçiş, lazer ışığının dokuya ulaştığında etki göstermeyip dokunun daha derin kısımlarına doğru ilerlemesi anlamına gelmektedir. Bu etkileşim lazer ışığının dalga boyuyla doğrudan ilişkidir. Örneğin Nd:YAG ve diyot lazerler gibi kısa dalga boyuna sahip lazerler su içerisinde yüksek derecede geçiş özelliğine sahiptir. Ancak Erbiyum ailesi ve CO₂ lazerler gibi uzun dalga boyuna sahip lazerlerin doku sıvıları tarafından emilimi daha fazla olmaktadır.

Saçılma, lazer ışığının enerjisinin doku içerisinde zayıflaması ve yarar gösterecek bir biyolojik etki oluşturamamasıdır. Saçılma etkisi, cerrahi işlemlerde çevre dokularda istenmeyen zararlara neden olmakla birlikte, kompozit rezin restorasyonların polimerizasyonunda yararlı olmaktadır (39).

Emilim, lazer ışığının en çok istenilen etkisidir. Dokular tarafından emilen enerji miktarı dokunun pigmentasyonu, kalınlığı, içerdiği su miktarı gibi özelliklerine, lazerin dalga boyu ve emisyon moduna bağlıdır. Emilimi etkileyen ikincil faktörler; yüzey nemliliği, ışığın geliş açısı, lazerin uygulama süresi ve temaslı ya da temassız uygulanması şeklinde belirtilmiştir (37, 39).

Evrensel bir molekül olan su diş dokularında da belirli miktarlarda bulunmakta ve çeşitli lazer dalga boyları tarafından emilim değeri göstermektedir. Suyun bu emilim değerine en yakın dalga boyuna sahip lazerler, 3000 nm dalga boyuna hemen altında yer alan Erbiyum ailesi lazerlerdir. Daha kısa dalga boyundaki lazerlerin ise pigmente dokular ve kan tarafından emilim değeri daha yüksektir. Örnek olarak Diot ve Nd:YAG lazerlerin hemoglobin ve melanin içeren dokular tarafından yüksek emilimi meydana gelmektedir (34, 40).

2.1.3.2. LAZERİN DOKULAR ÜZERİNDEKİ ETKİ MEKANİZMASI

Lazerlerin dokular üzerindeki başlıca etki mekanizması “fototermal etki” olduğu bildirilmektedir. Lazer ışığının dokular tarafından absorpsiyonu sonucu hızlı bir şekilde diş dokuları ısınmaktadır. Sıcaklık 100 °C nin üstüne çıktığında dokularda bulunan hücreler arası ve hücre içi su anında buharlaşır ve oluşan buhar hacimsel genişlemeye

neden olmaktadır. Bu genişleme diş yapısından üstün olmakta ve doku yıkılmakta ve bu yıkım işlemi “ablasyon” olarak tanımlanmaktadır. Ablasyon lazerin ilk atımında çok yavaş olarak başlamakta ve bitime doğru artarak devam etmektedir. Hedef alandaki diş dokusu hızlıca ısınmaya devam etmekte ve madde plazma haline dönüşmektedir. Enerji patlamalar halinde dokuda dağılmakta ve ardından hızlı şok dalgaları oluşmaktadır. Bu şok dalgaları komşu dokuların mekanik olarak yıkımına neden olmakta ve bu etki de “fotomekanik etki” olarak tanımlanmaktadır. Şok dalgaları küçük patlama sesleri oluşturduğu için de bu etki “fotoakustik etki” olarak da tanımlanabilmektedir (1). Dokular içerisindeki suyun sıcaklığı 60 - 100 °C arasındayken doku proteinleri çevre dokular buharlaşmadan denature olmaktadır. Bu olay hastalıklı dokuların cerrahi olarak uzaklaştırılması gibi yumuşak doku işlemlerinde yararlı olmaktadır. Eğer lazer enerjisi dokular tarafından emilmeye devam ederse 200 °C üzerinde dokularda dehidratasyon sonucu karbonizasyon gerçekleşmektedir. Bu noktada lazer emisyon modu dokulardaki sıcaklık artışında önemli rol oynamaktadır. Atımlı lazer uygulamalarında sıcaklık artışını azaltmak adına dokuların soğuması için belli bir zaman kazanılmaktadır (37, 39).

Lazer ve dokudaki su etkileşimi ile çoğunluğu sudan oluşan bir yapıya sahip bakterilerin hücre içi sıvısının da ısınması; bakteri hücre yapısının zarar görüp ya da çoğalma yeteneğinin kaybetmesi nedeniyle lazerlerin fotomekanik ve fototermal etkilerinin yanı sıra bakterisit etkisine sahip oldukları bildirilmiştir (37).

Bu etki mekanizmaları dışında lazerin kompozit rezin restorasyonların polimerizasyonunda kimyasal reaksiyonları ve fotodinamik terapide kimyasal bağların yıkımını gerçekleştirerek yara iyileştirmesini hızlandırıcı “fotokimyasal” etkisi de bulunduğu bildirilmiştir (37).

2.2. DIŞ HEKİMLİĞİ ALANINDA KULLANILAN LAZER SİSTEMLERİ

2.2.1. Argon Lazerler

Argon lazerler atımlı ve devamlı modlarda argon gazı içeren aktif ortama sahip lazerlerdir (41). Gözle görülebilir renklerde; mavi renkli, 488 nanometre (nm) ve yeŐil renkli 514 nm olmak üzere iki emisyon dalga boyuna sahiptir. Bu lazer tipinin 488 nm'lik dalga boyu, ıŐıkla sertleŐen kompozit restoratif materyallerin polimerizasyonunda reaksiyonu baŐlatıcı materyal olan kamforokinonun akitvasyonuna uygun bir dalga boyudur ve ayrıca diş beyazlatması işleminde kullanılan jellerin polimerizasyonunda da kullanılmaktadır (42). Ayrıca diş pulpa odasında argon lazerler geleneksel halojen ışık kaynaklarına göre oluşturduğu sıcaklık daha az olduğu bulunmuştur (43). 514 nm'lik dalga boyuna sahip argon lazerler ise kırmızı pigment içeren dokular tarafından emilimi yüksek olduğu için dişeti tedavilerinde ve hemanjiom gibi vasküler lezyonların tedavisinde kullanılmaktadır. Bu dalga boyunun sert dokular tarafından emilimi az olduğu için bu tedavilerdeki güvenirliliğinin yüksek olduğu bildirilmektedir (44).

2.2.2. Diyot Lazerler

Diyot lazerler aktif hallerinde katı halde bulunan, yarı iletken alüminyum, arsenit kombinasyonu ile üzerlerine düşen elektrik enerjisini 800 - 900 nm dalga boyunda ışık enerjisine eviren lazerler olarak tanımlanmıştır (36). Diyot lazerlerin yumuşak dokuda uygulamalarından dişeti Şekillendirilmesi, küretaj, dişeti oluğu birikintilerinin yok edilmesi, oral ülserlerin tedavisi, frenektomi ve gingivektomi işlemlerinde başarılı bir Şekilde kullanıldığı bildirilmiştir (44). En büyük avantajları olan taŐınabilir, ucuz ve kompakt yapıda olmaları diş hekimleri tarafından sık tercih edilmelerine neden olmuştur (45).

Ayrıca diyot lazerler diş sert dokularındaki çürük olan bölgelerde floresan özellik göstererek turuncu veya kırmızı bir renk alırlar ve klinikte çürük tespitini kolaylaŐtırlar (46).

2.2.3.Karbondioksit (CO₂) Lazerler

10600 nm dalga boyunda aktif ortamları gaz olan lazerlerdir (47). Bu dalga boyunun suya afinitesi yüksek olması yumuşak dokuda kesiyi sağlamaktadır. Bu nedenle diş hekimliğinde daha çok yumuşak doku cerrahisinde kullanılmakta ve operasyon alanında koagülasyonu ve sterilizasyonu sağlaması geleneksel yöntemlere göre avantaj oluşturmaktadır (48). CO₂ lazerlerin sert doku etkileri araştırılmış ve pulpadaki termal zararlar, dentinde karbonizasyon ve minede çatlaklar oluşturması nedeniyle sert doku kullanımı sınırlı kalmıştır. Ayrıca dentin hassasiyetinin giderilmesinde, minenin direncinin artırılmasında ve pulpotomi gibi işlemlerde kullanılabilirliği *in-vitro* araştırmalarla gösterilmiştir (49, 50).

2.2.4. Neodymiyum: Yittrium Alüminyum Garnet (Nd:YAG) Lazerler

Aktif ortamı yittriyum-alüminyum-garnet katı kristali olan 1064 nm'lik dalga boyuna sahip Nd:YAG lazerlerin doku üzerindeki etkileri üzerine birçok araştırma bulunmaktadır. Mine üzerinde erime ve çatlak oluşumuna ve pulpada olumsuz ısıl değişikliklere neden olduklarını bildirmişlerdir. Bu nedenle günümüz diş hekimliğinde Nd:YAG lazerlerin önerilen kullanımı daha çok endodontik tedavi ve diş eti uygulamalar şeklinde olabileceği bildirilmektedir (51, 52). Nd:YAG lazerlerin çok ince fiber uçlar kullanılarak diş kök kanallarındaki artıklar buharlaştırılarak, kök kanallarını steril hale getirebildiği bildirilmiştir (53). Periodontolojide Nd:YAG lazerler birçok dişeti uygulamalarında kullanılmakta ve koyu pigmente dokular tarafından emilimi yüksektir. Bu nedenle Nd:YAG lazerlerin periodontolojik olarak patojen olan bir çok pigmente bakterilerin DNA sistemlerine zarar vererek ölümlerine neden olduğu saptanmıştır (54).

2.2.5. Holmiyum Yittrium Alüminyum Garnet (Ho:YAG) Lazerler

Aktif ortamı ittriyum-alüminyum-garnet kristali olan, 2120 nm'lik dalga boyuna sahip lazerlerdir. Ho:YAG lazerlerin Nd:YAG lazerlere oranla 100 kat daha fazla su tarafından emilebildiği ve Nd:YAG lazerler gibi yumuşak dokuları etkin ve hızlı bir şekilde kesebildiği bildirilmektedir. Son yıllarda ortopedide artroskopi uygulamalarında ve

nöroşirujide kullanılmakta ve Ho:YAG lazerler hakkında yapılan *in-vitro* çalışmalar diş sert dokularında da kullanılabilceğini göstermiştir. Ancak oluşturduğu sıcaklık artışları nedeniyle kullanımının sınırlı kalabileceği belirtilmektedir (55).

2.2.6. Erbiyum Lazerler

Diş hekimliğinde Erbiyum ailesi lazerlerin, diş dokularındaki birçok tedavide özellikle diş sert dokularının tedavisinde etkinliği yüksek ve önemli gelişmeler gösteren lazerler olduğu bildirilmektedir. Erbiyum lazerlerin en önemli avantajı diş dokularındaki su tarafından emiliminin yüksek olması nedeniyle, su içeriği fazla olan çürük diş dokularının kaldırılmasında etkili olduğu ve bu avantajın 2940 ve 2780 nm gibi suyun en çok emilim gösterdiği aralığa denk gelen dalga boylarına sahip olmalarından ileri geldiği bildirilmektedir (1).

Erbium ailesi lazerlerin çevre diş dokularda termal hasara neden olmadan ve yüksek hasta konforuyla çürük diş dokusunun kaldırılmasında ve kavite hazırlığında kullanıldıkları bildirilmiştir (32,56). Erbiyum lazerler ile su spreyi destekli çalışma sistemi ile çürük diş dokusunun ve hacimce %12 su içeren diş minesinin buharlaşma ve erime sıcaklıklarının altındaki sıcaklıklarda ortadan kaldırılmasının başarabildiği belirtilmiştir (32).

Erbium ailesi lazerlerin ayrıca kompozit rezin restorasyonların ve cam iyonmer simanların kaldırılmasında, diş dokularının pürüzülendirilmesinde ve sınırlı kanama kontrolü altında yumuşak doku uygulamalarında da kullanıldığı bildirilmektedir (5).

2.2.6.1. Erbiyum: Yittriyum Alüminyum Garnet (Er:YAG) Lazerler

Er:YAG lazerler 1997 yılında FDA tarafından onaylanan ve aktif ortamı olan ittriyum-alüminyum-garnet katı kristali olan, 2940 nm boyunda dalga boyundaki Erbiyum ailesi lazerlerindendir (57). Er:YAG lazerlerin sert dokudaki su taneciklerinin, lazerin yaydığı enerjiyi absorbe etmesi sonucu mikro patlamalar meydana getirerek, dokular arasındaki bağların çözünmesi ve dokuların ortamdan buharlaşarak

uzaklaştırılması prensibiyle çalıştığı bildirilmektedir. Er:YAG lazerlerin düşük derinlikte etkin olarak çalıştığı, derin dokulara zarar vermediği ve dokuya penetrasyon özelliklerinin 300 mikrosaniyelik (μ s) atım aralığında 5 mikrometrelerde (μ m) derinliklerde sınırlı kalacak şekilde zayıf olduğu bildirilmiştir (8, 32).

Er:YAG lazerlerin çürük dokusunu etkili bir şekilde ortadan kaldırırken, smear tabakası oluşturmadan restoratif materyallerin retansiyonunu artırıcak şekilde diş mine ve dentin dokusunda mikroretansif alanlar oluşturduğu bildirilmiştir (7, 58). Ayrıca Er:YAG lazerle diş dokularında pürüzlendirme işleminin, asitle pürüzülendirme yöntemine alternatif oluşturabileceği bir çok çalışmayla gösterilmiştir (59, 60).

Histolojik çalışmalar ise çürük tedavisi sırasında Er:YAG lazerlere olan diş pulpa dokusu cevabının minimal derecede, geri dönebilir ve geleneksel yöntemlerdekine benzer olduğunu göstermiştir (61, 62).

Er:YAG lazerlerin temassız çalışma prensibi sayesinde ses, titreşim ve ağrı gibi döner aletlerin oluşturduğu hasta konforunu etkileyecek olumsuz faktörleri ortadan kaldırdığı ve sinir iletiminden daha kısa sürede atım aralıklarında çalıştığı için anestesiz ya da daha az ağrılı bir işlem gerçekleştirilebileceği klinik çalışmalarla gösterilmiştir (63, 11, 64).

Er:YAG lazerler yumuşak dokuda sıklıkta kullanılmaktadır ancak hemostatik yeteneklerinin sınırlı olduğu bildirilmiştir. En büyük avantajlarının dişetine yakın kole çürüklerinin Er:YAG lazer ile temizlerken aynı anda yumuşak dokuyu da yeniden şekillendirebilmesi olarak belirtilmiştir (66).

2.2.6.2. Erbiyum Kromiyum: Yittriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet (Er:Cr:YSGG) Lazerler

Er:Cr:YSGG lazerlerin aktif ortamı Erbiyum ve Krom ile kaplanmış yittriyum-skandiyum-galyum-garnet katı kristalidir. Bu lazerlerin Erbiyum ailesi lazerler gibi su tarafından emilimi en yüksek olan 2780 nm'lik dalga boyuna sahip olduğu belirtilmiştir (33).

Er:Cr:YSGG lazerlerin çalışma sistemi "hidrokinetik lazer sistemi" şeklinde adlandırılmakta ve bu sistemde, su taneciklerini atomize hale getirerek doku yüzeyinde lazer enerjisi ile su zerreciklerini birleştirerek istenen yıkım etkisi daha net bir şekilde sağlandığı bildirilmektedir (66).

Hem sert hem de yumuşak dokuda kullanabilmesi nedeniyle ekonomik olarak avantajlı olan Er:Cr:YSGG lazerlerin kavite preparasyonları ve çürüğün uzaklaştırılmasında etkin lazerler olduğu bildirilmiştir (67). Er:Cr:YSGG lazerler ile hazırlanan diş yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu(SEM) ile incelenmiş ve yüzeyin düzgün olduğu, minenin prizmatik ve dentinin tübül yapısının koruduğu bildirilmiştir (68).

2.3. PEDODONTİDE LAZER KULLANIMI

Çocukluk döneminin en sık görülen kronik enfeksiyöz hastalığı erken çocukluk çağı çürüğüdür. Diş çürüğünden korunmak amacıyla çocukların ağız ve diş sağlığı bakımının ilk süt dişinin sürmesinden itibaren, 6 aylıkken başlaması gerektiği bildirilmiştir (69). Bu nedenle Pedodonti doğumdan itibaren erişkinliğe kadar geçen süre içerisinde sağlıklı dokuları koruyarak en az doku kaybıyla diş hastalıklarını tedavi etmeyi ve hastalıkların önlenmesi konusunda çocuklar ve ailelerini bilgilendirmeyi amaçlamaktadır (70, 71). Pedodonti alanında bu amaç doğrultusunda lazer ışığının, sağlıklı diş dokularının korunmasında ve hastalıklı dokuların tamamını ortadan kaldırabilmesinde etkili olabileceği bildirilmektedir (72). Aynı zamanda lazer ışığının geleneksel yöntemlerin getirdiği ağrı, ses, titreşim, ve korku gibi olumsuz faktörleri

ortadan kaldırmasının çocuk diş hekimlerine avantajlar sağlayacağı belirtilmektedir (73, 74).

Stern ve ark. (1965) çalışmalarında diş çürüğünün önlenmesi amacıyla lazer ışığını kullanmasından itibaren, araştırmacılar çeşitli dalga boylarında lazerlerin hem yumuşak hem sert doku üzerinde etkilerini araştırmışlardır (28, 75).

Pedodontide çeşitli dalga boylarında lazerler, diş çürüğünün tanısı, önlenmesi ve temizlenmesinde, süt ve sürekli dişlerin kanal tedavisi gibi sert doku uygulamalarında ve frenektomi, operkülektomi, oral mukozaya ait patolojik lezyonlarının ortadan kaldırılması gibi birçok yumuşak doku uygulamalarında kullanılmaktadır (76). Diyet, Nd:YAG, Erbiyum Lazerler ve Düşük Düzeyde Lazerler Pedodontide en sık kullanılan lazerler olarak bilinmektedir (5, 75, 76, 77).

2.3.1. Sert Doku Uygulamaları

2.3.1.1. Diş Çürüğünün Tedavisi

Diş çürüğünün tedavisinde birçok dalga boyunda lazerler üzerinde çalışılmıştır. İlk olarak CO₂ lazerler incelenmiş ancak çevre diş dokularında termal hasar oluşturdukları bildirilmiştir (70). Nd:YAG lazerin çürük tedavisindeki etkinliği çalışmalarla gösterilmiş ancak yapılan mikro-morfolojik analizler ile çevre dokularda ikincil hasarlar oluşabileceğini bildirilmiştir (78, 79).

Diş çürüğünün tedavisinde, diş hekimi için çocuk hastanın konforunu sağlamak geleneksel yöntemlerin getirdiği ağrı, titreşim ve ses gibi dezavantajlar nedeniyle genellikle zor olmaktadır. Erbiyum ailesi lazer ile hazırlanan kavite preparasyonu daha az ses, titreşim olduğu ve lokal anestezi ihtiyacını azalttığı bildirilmektedir. Er:YAG lazer ile gelen bu avantajlar ile lazerin Pedodontide diş çürüğünün tedavisindeki kullanımının yaygınlaştığı bildirilmiştir (72).

Boj ve ark. (2005) yaptıkları çalışmada yaşları 8 - 16 arasında değişen 49 çocuk hastanın 33 tanesine restoratif işlemler ve 16 tanesine frenektomi, kuron boyu uzatma gibi diş eti uygulamaları gerçekleştirmişlerdir. Her tedavi sonrası Wong-Baker yüz skalasına göre hastalar ölçümlenmiştir. 33 hastanın hiçbirinde lokal anesteziye gerek duyulmadığını ve 16 hastanın sadece 4 tanesinde infiltrasyon anestezisine gerek duyulduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar Er:Cr:YSGG lazerlerin çocuk hastalarda restoratif ve cerrahi işlemlerde yeni ve faydalı bir seçenek oluşturduğunu ifade etmişlerdir (80).

Liu ve ark. (2006) yaptıkları çalışmalarında yaşları 4 - 12 arasında değişen 40 kişilik çocuk hasta grubunda Er:YAG lazer ile anestezisiz diş çürüğü tedavisi gerçekleştirmişlerdir. Çalışmada çocuk hastaların %82,5'i hiç ağrı hissetmediğini belirtmişler ve %92'si ise ileri zamandaki tedavilerinde lazeri tercih etmişlerdir. Araştırmacılar Er:YAG lazer ile kavite preparasyon tekniğinin korkulu çocuklarda iyi bir alternatif olabileceğini bildirmişlerdir (81).

Genovese ve ark. (2008) çalışmalarında yaşları 6 - 12 arasında değişen 50 kişilik bir hasta grubuna anestezisiz Er:Cr:YSGG ve Er:YAG lazer uygulaması gerçekleştirmiş ve her uygulamanın öncesi ve sonrası hastaların ağrı derecelerini ölçümlemek için Wong-Baker yüz skalasını kullanmışlardır. Her iki lazer tipinde toplam 100 uygulamanın çocuklar tarafından kabul derecesinin %75 olduğunu belirtmişlerdir. Erbiyum ailesi lazerlerin Pedodontide etkin ve iyi bir alternatif olabileceği sonucuna varmışlardır (13).

Pedodontide diş dokusunun korunması, sürekli dişlerden daha küçük diş kuron boyutuna ve diş kuronuna göre daha büyük hacimde pulpa dokusuna sahip olan süt dişleri için daha çok önem taşımaktadır. Süt dişlerinde pulpa dokusunun sınırları sürekli dişlerine göre daha yakın bir şekilde mine-dentin sınırını takip etmektedir ve dentin dokusu daha incedir. Bu bilgiler doğrultusunda Er:YAG lazer kullanılarak süt diş dokularında minimal invaziv şekilde kavite hazırlığı ve çürüğün kaldırılmasının gerçekleştirilebileceği bildirilmiştir (82, 83).

Ayrıca süt dişi mine ve dentin yapısı incelendiğinde; süt dişlerindeki mine prizmalarının düzgün sıralanmadığı, prizmatik, daha az mineralize ve pöröz bir mine yapısının bulunduğu, süt dişi dentininin ise organik yapı bakımından zengin ancak ince bir yapıda olduğu, dentin tubullerinin ise daha dar ancak daha çok yer kapladığı görülmektedir. Er:YAG lazerlerin sert dokulara olan etkinliği incelerken süt ve sürekli dişlerdeki mine ve dentin dokusunun bu anatomik ve histolojik yapısal farklılıkların olduğunun göz önünde bulundurulması gerektiği bildirilmiştir. (84).

Er:YAG lazerlerin, süt dişi sert dokuları üzerinde kabul edilebilir bir ablasyon etkisine sahip olduğu ve bu etkinliğin süt dişlerinde daimi dişlere oranla daha fazla olduğu düşünölmektedir (75).

Borges ve ark. (1999) yaptıkları çalışmada Er:YAG lazer uygulanmış süt dişi mine yüzeylerinde mine prizmalarının lazerin etkisiyle göreceli olarak buharlaşması ve mine yüzeylerinde boşluklar oluşmasıyla birlikte kavitenin mine duvarları boyunca pullu ve taneli biçimde pürüzlü kaviteler gözlediklerini bildirmişlerdir (85).

Taramalı elektron mikroskobu(SEM) ile süt dişi mine yüzeylerinde inceleme yapılan başka bir çalışmada ise araştırmacılar mine prizmaların lazer ile ablasyonu sonucu karakteristik bir görüntü olan “bal peteği” görünümünü oluştuğunu göstermişlerdir (86).

Yamada ve ark. (2001) çalışmalarında 10 adet çürükten etkilenmiş süt dişi dentinine uyguladıkları Er:YAG lazer sonrasında dişleri SEM ‘de incelemişlerdir. Dentin yüzeylerinin rezin restoratif materyallerin tutunmasına elverişli bir şekilde smear tabakasının bulunmadığını ve mikrodüzensizlikler içerdiğini gözlemlemiş ve bu mikrodüzensizliklerin Er:YAG lazerlerin çalışma prensibinde yer alan, sert dokular içerisinde oluşan mikropatlama ile ilgili olabileceğini bildirmişlerdir (83).

Kato ve ark. (2003) çalışmalarında 2 - 12 yaşları arasında değişen 32 çocukta toplam 16 süt ve 19 sürekli dişte Er:YAG lazer uygulaması gerçekleştirmiş ve 3 yıllık

takipleri sonucunda dişlerin prognozunda istenmeyen bir sonuç görmediklerini belirtmişlerdir (87).

Celiberti ve ark. (2006) çalışmalarında 80 adet süt dişinde dört farklı dentin çürüğünü kaldırma yöntemini karşılaştırdıkları çalışmalarında lazerin ekskavatör, çelik ve polimer frezler arasında minimal invaziv diş tedavi prensipleri açısından aşırı preparasyondan kaçınan ancak yavaş bir yöntem olduğu sonucuna varmışlardır (88).

Kornblit ve ark. (2008) yaptıkları çalışmalarında 30 adet çocuğun birinci süt molar dişlerini Er:YAG lazer ile tedavi etmiş ve lazerin süt dişlenme döneminde Minimal İnvaziv Diş Hekimliğinin bütün yaklaşımlarını karşıladığını belirtmişlerdir. Er:YAG lazer ile sadece çürükten etkilenmiş küçük bir alanın kaldırılmasıyla diş dokusunun korunmasının, remineralize olma potansiyeline sahip etkilenmiş bölgenin lazerin bakterisidal etkisiyle dekontamine edilmesinin ve smear tabakasının ortadan kalkması ile kompozit rezin materyallerin dentine daha iyi tutunabilmesinin gerçekleştirilebileceği araştırmacılar tarafından gösterilmiştir (82).

Kornblit ve ark. (2009) değişik çalışma parametrelerinde Er:YAG lazer ile süt dişi mine ve dentin dokusunda hazırlanan kaviteleri, SEM’de inceledikleri çalışmalarında, sürekli dişler üzerinde yapılmış önceki çalışmalardaki SEM görüntülerine benzer mine ve dentin yüzeyleri elde ettiklerini bildirmişlerdir (89).

Lazer uygulanmış sürekli diş mine ve dentin dokusuna rezin restoratif materyallerin adezyonunun konvansiyonel yöntemlere göre daha az olduğu da araştırmacılar tarafından bildirilmiştir (70).

Monghini ve ark. (2004) yaptıkları çalışmalarında Er:YAG lazer uygulanan süt dişi dentin dokusunda lazer uygulamasının restoratif materyallerin adezyon kuvvetlerini olumsuz etkileyeceğini bildirmişlerdir (90).

Buna karşın bazı çalışmalarda ise süt dişi mine ve dentin dokusuna adezyon değerlerinin Er:YAG lazer grubunda geleneksel yöntemlerle benzer sonuçlar gösterdiği görülmektedir (91).

Lazer uygulanmış süt dişlerindeki restorasyonların mikrosızıntı değerlerinin incelendiği çalışmalarda ise araştırmacılar, geleneksel yöntemlerle hazırlanan kavitelere kıyasla lazerle hazırlananların daha az mikrosızıntı değerleri gösterdiğini bildirmektedirler (92, 93, 94, 95).

2.3.1.2.Fissür Örtücü Uygulamaları

Pit ve fissürlerde fissür örtücü uygulaması öncesinde diş mine dokusunun lazer uygulaması ile pürüzlendirilmesinin etkinliğini mikrosızıntı ve retansiyon açısından inceleyen çalışmalar bulunmaktadır.

Lupi-Pegurier ve ark. (2003) yaptıkları çalışmalarında 60 adet çürüksüz azı dişi minesinin mezial yarısına frez ile açılan kavitelere asit, distal yarısına ise tek başına lazer ve lazer ile birlikte asit uygulamışlardır. Lazerin tek başına en fazla mikrosızıntı değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir (96).

Bu çalışmanın aksine **Moshonov ve ark. (2005)** çalışmalarında lazer ve asitle pürüzlendirme gruplarındaki mikrosızıntı değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulmamışlardır (97).

Cehreli ve ark. (2006) çalışmalarında ise süt dişlerine fissür örtücü uygulaması öncesinde Er:Cr:YSGG lazerle pürüzlendirme sonrasında mikrosızıntı değerlerini incelemişlerdir. Sonuç olarak lazerle mine pürüzlendirmesinin asitle pürüzlendirme yönteminden farklı olmadığını ancak fissür örtücü uygulaması öncesinde lazerle pürüzlendirilen fissürlerin çürüğe direnç kazanması nedeniyle bu konuda daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulduğunu bildirmişlerdir (98).

Borsatto ve ark. (2001, 2004) yaptıkları *in-vitro* çalışmalarda ise lazerle pürüzlendirilen gruplarda daha fazla mikrosızıntı değerlerine rastlamışlar ve lazerin asitle pürüzlendirme tekniğine olan ihtiyacı azaltmadığını belirtmişlerdir (99, 100).

Youssef ve ark (2006) yaptıkları çalışmada bir akışkan kompozit materyalini Er:YAG lazer ve geleneksel yöntemlerle hazırlanan 30 küçük azı dişinin oklüzal fissürlerine fissür örtücü amaçlı uygulamışlar ve sonuç olarak asit+lazer, asit+yüksek hızda döner enstruman yöntemleri arasında anlamlı bir farklılık olmadığını ancak sadece Er:YAG lazer uygulanan grubun mikrosızıntı değerlerinin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (101).

Lupi-Pegurier ve ark. (2007) yaptıkları *in-vitro* çalışmada, Er:YAG lazerin tek başına uygulandığı gruptaki mikrosızıntı değerlerinin asit+geleneksel yöntem ve sadece asit uygulanan gruba göre anlamlı derecede yüksek olduğunu bildirmişlerdir (102).

Sungurtekin ve ark. (2010) yaptıkları çalışmada ise, asit+ Er:Cr:YSGG lazer ve tek başına Er:Cr:YSGG lazer ve asit uygulamaların sonrasında uygulanan fissür örtücülerde görülen en düşük mikrosızıntı değerlerinin sadece asit uygulamasına ait olduğunu, asit ile birlikte uygulanan lazer uygulamasının sadece asit yöntemi kadar başarılı olduğunu bildirmişlerdir (103).

2.3.2. Yumuşak Doku Uygulamaları

Pedodontide yumuşak doku uygulamalarında birçok tipte lazer kullanıldığı ve başarılı sonuçlar alındığı bildirilmektedir. Hemoglobine ve suya afinitesi olan lazer tipleri; özellikle diot, Nd:YAG ve CO2 lazerlerin yumuşak dokuda kesme işleminde, dokunun buharlaştırılıp uzaklaştırılmasında ve dekontaminasyon işleminde yararlı olduğu belirtilmiştir (79, 104).

Aynı zamanda **Boj ve ark. (2007)** ve **Olivi ve ark. (2007)**'nin Erbiyum ailesi lazerleriyle yaptıkları çalışmalarında, Erbiyum lazerlerin kanama kontrolünün az

olmasına karşın su soğutması altında ısı artışı oluşturmadan düzgün sınırlı bir doku kesimi ve buharlaştırma yeteneğinin olduğunu belirtmişlerdir (105, 106).

Pedodontide lazer destekli yumuşak doku uygulamaları; frenektomiler (üst çene dudak frenulumu ve alt çene dil frenulumu), dişetin yeniden şekillendirilmesi, dişeti büyümelerinin, oral aftöz lezyonlar ve herpes labialis lezyonlarının, mukosel ve piyojenik granüloma gibi patolojik lezyonların ortadan kaldırılması, sürmemiş dişlerin açığa çıkartılması gibi geniş uygulama alanlarını içerdiği bildirilmektedir (65).

Lazerlerin; kolay ve hızlı uygulanması, daha az lokal anestezi ihtiyacının olması, kesi sırasında kanama kontrolünün sağlanması, dikişe gerek kalmaması, analjezik ve biyostimulan etkisi nedeniyle operasyon sonrası analjezik ve antiinflamatuvar ilaç alımını azaltması gibi bir çok avantajı konusunda fikir birliğine varılmıştır (70).

Yumuşak doku uygulamaları pulpotomi ve direkt kuafaj gibi pulpa dokusunda yapılan lazer uygulamalarını da içerdiği bildirilmiştir.

Değişik dalga boylarındaki lazerler ile gerçekleştirilen direkt kuafaj uygulamalarında geleneksel yöntemlere göre yaklaşık %90'a yakın başarı oranları belirtilmiştir. Lazerlerin hemostatik ve koagülan yetenekleri sayesinde kanamasız kuru bir alan elde edilmesini sağladığı, pulpa dokusu tarafından dentin köprüsünün oluşumunu stimule ettiği ve ağrıyı azaltıcı etkide bulunduğu belirtilmiştir. Seçilen dalga boyuna göre lazerlerin bakterisit etkisinin dokulardaki derinliği değişse de steril bir çalışma sahasının oluşmasının tüm lazerlere özgü olduğu bildirilmiştir (107).

Pulpotomi uygulamasında ise lazerlerin kimyasal olmayan güvenli ve etkili bir alternatif tedavi oluşturduğu bildirilmiştir (108). Lazer destekli pulpotomilerin lazerin bakterisit etkisi ile tamamen steril bir işlem olduğu ve lazerin oluşturduğu ince nekrotik tabaka sayesinde pulpotomi materyalleri ile pulpanın direkt etkileşiminin engellendiği düşünülmektedir (109).

Elliot ve ark. (1999) pulpotomi tedavisinde CO₂ lazer ile formokrezol uygulamasına süt dişi pulpa dokusunun vereceği cevabı araştırdıkları çalışmalarında tedavi edilen dişleri 28 ile 90 gün boyunca klinik ve radyografik olarak, sonrasında da dişler çekilip histolojik olarak incelemişlerdir. Sonuç olarak CO₂ lazerin formokrezol ile karşılaştırılabilir bir şekilde başarı gösterdiğini belirtmişlerdir (110).

Pescheck ve ark. (2002) da çalışmalarında süt dişi pulpotomisinde CO₂ lazerin formokrezol ile karşılaştırılabilir şekilde başarı gösterdiğini belirtmişler ve %91 - 98'lik başarı değerini bildirmişlerdir (111).

2004 yılına ait bir çalışmada Erbiyum lazer ile gerçekleştirilen pulpotomiler ve bu tedavilerin 5 yıllık sonuçları derlenmiştir. Lazerin, elektrocerrahi ve kimyasal yöntemlere gerek kalmadan çocuklar için etkili ve güvenli bir yöntem olabileceği sonucuna varılmıştır (112).

Huth ve ark. (2005) alışmalarında 107 sağlıklı çocuğun 200 sürekli azı dişine parsiyel pulpotomi sonrasında canlılığını korumak amacıyla uyguladıkları Er:YAG lazer, kalsiyum hidroksit ve ferrik sülfat tekniklerini formokrezol uygulaması ile karşılaştırmışlardır. alışmalarında lazerin 12 ayda %93'lk klinik başarı gösterdiğini bulmuşlardır (113).

Saltzman ve ark. (2005) süt dişlerinde pulpotomi uygulamasında diyet lazer ile mineral trioksit agregat (MTA) materyalini kullandıkları çalışmalarının sonucunda, lazerin formokrezole alternatif bir yöntem olabileceğini belirtmişlerdir (114).

Liu (2006) süt dişlerinde pulpotomide Nd:YAG lazer kullanmayı tercih ettiği çalışmasında sonuç olarak, pulpa dokusunun 9 - 66 aylık takip süreçleri içerisinde verdikleri cevaba göre incelendiğinde, lazerin formokrezole oranla istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek başarı oranı gösterdiğini belirtmişlerdir (115).

Furze ve ark. (2006) alışmalarında 65 tanesi süt, 53 tanesi genç sürekli olmak üzere 118 azı dişinde Er:YAG lazer ile steril bir kavite preparasyonu gerçekleştirdikten

sonra Nd:YAG lazer ile pulpa dokusunun sterilizasyonunu ve koagülasyonunu gerçekleştirmişlerdir. Kalsiyum hidroksit, kalsiyum hidroksit+iodoform ve cam iyonmer pulpa kaplama maddeleri dişlere yerleştirildikten sonra, dişleri bir yıl boyunca 3 aylık zaman dilimleri içerisinde takip etmişlerdir. Bir yıl içerisinde %95,38'lik bir başarı elde edildiğini bildirmişlerdir (109).

Odabas ve ark. (2007) çalışmalarında ise Nd:YAG lazer ile tedavi edilen dişler %85,71 klinik ve %71,42 radyografik başarı göstermiş, bu oranın formokrezol ile tedavi edilen grupta 12 ay sonunda %90,47 olduğu bulunmuştur (116).

Kotlow (2008) yayınladığı vaka raporunda 5 adet süt dişinde Er:YAG lazer ile pulpotomi uygulaması gerçekleştirmiştir. Dişlerin 2 aydan 5 yıla olan takiplerinde hem klinik hem de radyografik olarak başarılı sonuçlar verdiğini bildirmiştir (108).

2.3.3. Koruyucu Diş Hekimliği Uygulamaları

2.3.3.1. Diş Çürüğünün Erken Tanısı

Çocuklarda ve genç erişkinlerde oklüzal ve arayüz çürüklerinin erken tanısı diş çürüğünün tedavisinde büyük önem taşıdığı bildirilmektedir. Erken kavitesiz oklüzal çürüklerin geleneksel yöntemlerle belirlenmesinin klinik olarak tanıda birçok problem oluşturduğu düşünülmektedir. Bu amaçla erken çürük lezyonlarının saptanmasında, dişin mineral yapısı tarafından emilen floresans miktarını ölçme prensibine dayanan, zararsız ve invaziv olmayan bir yöntem olan, 638 - 655 nm'lik lazer argon lazer ışığının uygulanması önerilmiştir. Lazer floresans (LF) olarak adlandırılan bu yöntemin klinik uygulamaya geçirilmesi, diş çürüğünü 0 - 99 arası bir skalada değerlendiren Diagnodent® (Kavo, ABD) cihazı ile gerçekleştirilmiştir (117).

In vitro çalışmalarda Diagnodent® cihazı geleneksel klinik yöntemlerine göre umut verici sonuçlar verdiği buna rağmen fissür renkleşmelerini aşırı skorlamaya meğilli olduğu bildirilmektedir (118, 119).

Staudt ve ark. (2004) yaptıkları klinik çalışmada ortodontik braketer etrafında oluşan demineralizasyon alanlarının Diagnodent® ile ölçülebileceğini göstermişlerdir(120).

Süt azı dişlerinde yapılan klinik çalışmada ise Diagnodent® uygulamasının olumlu sonuçlar gösterdiği ancak görsel muayenenin yerini almayıp, yardımcı bir muayene yöntemi olabileceğini bildirilmiştir (121, 122, 123).

2.3.3.2. Diş Çürüğünün Önlenmesi

Diş çürüğünün önlenmesiyle ilgili araştırmalar genellikle iki farklı dalga boyuna sahip argon ve CO₂ lazerler üzerinde yapılmıştır.

Flaitz ve ark. (1995) yaptıkları çalışmalarında asitlenmiş fosfat florid(APF) tedavisiyle Argon lazeri birlikte uygulamışlar ve lazer grubunda, sadece florid uygulanan gruptaki lezyonlara göre lezyon derinliğinde %50 azalma ve sadece lazer uygulanan gruptaki lezyonlara göre %32'lik azalma gözlemlemişlerdir (124).

Son yıllarda süt dişlerinde APF ve argon lazerin birlikte kullanılmasının etkinliğinin araştırıldığı çalışmalarda, uygulamanın süt dişlerinde çürüklere karşı koruyucu bir bariyer olduğu, mine yüzeyinin mikrosertliğinde anlamlı derecede yüksek artışa neden olduğu ve çürük lezyon derinliğini azalttığı kanıtlanmıştır (125).

CO₂ lazerler uygulamasının minenin asitlere karşı direncini artırdığı da gösterilmiştir (126).

Steiner-Oliveira ve ark. (2008) çalışmalarında CO₂ lazerin yüzeyaltı mine demineralizasyonunu azaltmada etkili olduğunu ve yüksek sıklıkta florid uygulamasının koruyucu etkiyi artıracığını bildirmişlerdir (127).

Yakın zamanda yapılan bazı araştırmalar da Erbiyum ailesi lazerlerin mine dokusunda olumsuz değişikliklere yol açmadan aside olan direncini artırdığını göstermiştir (128, 129).

2.3.4. Düşük Düzeyli Lazer Terapisi(LLLT)

Düşük düzey lazer terapisinin (LLLT) yara iyileştirici süreçlerin hızlandırılmasında önemli derecede biyostimulan ve ağrıyı azaltıcı etkiye sahip olduğu bildirilmiştir. Bu etkinin özellikle immun sistemi baskılanmış; insuline bağımlı diabete sahip çocuk hastalarda, kemoterapi ya da radyoterapi görece onkolojik hastalarda ve endokarditis geçmişi olan kardiyak anomalilerine sahip hastalarda önem kazandığı düşünülmektedir (130).

LLLT'nin doku iyileşme süreçlerini stimule ederek lenfosit, epitelyal hücreler, makrofajlar, fibroblastlar gibi çok sayıda hücre sistemlerini etkilediği ve iltihap mekanizmalarında birçok yararlı etkisi bulunduğu çalışmalarla bildirilmiştir (130, 131).

LLLT'nin dişhekimliğinde uygulamaları aftöz stomatitler, herpetik lezyonlar ve mukozit gibi lezyonların biyostimulasyonu gibi yumuşak doku, ortodontik hareketin artırılması, kemik iyileşiminin hızlandırılması gibi sert doku ve analjezi oluşturulması, nöral iyileşmenin hızlandırılması, temperomandibular ağrının azaltılması gibi nörolojik uygulamaları kapsamaktadır (132).

Pedodontide LLT'nin beş temel endikasyonu şu şekilde bildirilmiştir:

- Süt ve sürekli dişlerin sürmesi bazen ağırlı olmakta, ilgili bölgedeki lenf nodüllerinin lazer ışması ile ağrısının azaltılması için tavsiye edilmektedir.
- 2 J'luk enerji düzeyinde lazer ile mukozada anestetik etki yaratılarak enjektör ile ağrısız bir anestezi mümkün olabilmektedir ve 4'J ve 6'J luk enerji düzeyinde lazer ile süt dişlerinde kavite preparasyonu sırasında ağrıyı azaltmak mümkün olabilmektedir.

- Dudak ve ön diş travmalarından sonra şişliği ve ağrıyı azaltabilmek, 3 J veya 4 J'luk lazer enerji düzeyiyle gerçekleştirilebilmektedir.
- 1 J ve 2 J'luk enerji düzeyi ile pulpa kuafajı tedavisi sonuçlarının iyileşme başarısını artırabilmektedir (133).

2.4. FARKLI YÖNTEMLER İLE DİŞ ÇÜRÜĞÜNÜN KALDIRILMASI

Diş çürüğünün etkisi ile değişen diş dokularının uzaklaştırılması ve geride kalan diş dokularının kullanılan restoratif materyale uygun şekilde hazırlanması diş hekimliğinin temelini oluşturmaktadır. Geçtiğimiz son iki yüzyılda diş çürüğünün kaldırılması yöntemlerindeki gelişmeler kavite preparasyonu uygulamalarını değiştirmiştir. Adeziv diş hekimliğindeki yeniliklerden sonra, en sık kabul edilen kavite preparasyon yöntemi olan “korumak için genişlet” prensibi, çürük diş dokusu kaldırılmasında yıkıcı bir yöntem olarak anılmaya başlanmıştır. Günümüzde çürüğün temizlenmesinde en önemli faktörün, sağlıklı dokunun korunup çürük diş dokusunun seçici bir şekilde ve yeterli zamanda ortadan kaldırılması olduğu bilinmektedir (4). Bu amaçla yapılan araştırmaların sayısı da artıkça, adeziv sistemlerin gerektirdiği minimal kavite şeklini ve konservatif bir kavite hazırlığını oluşturabilecek yöntemlerin sayısı hızla artmaktadır. Bu yöntemler ultrasonik aletler, el aletleri, air abrazyon yöntemi, döner aletler gibi geleneksel hale gelen yöntemlerin dışında kemomekanik ajanlar, enzimler ve lazerleri içermektedir (1, 2, 3).

2.4.1. Kemomekanik Ajanlar

Goldman ve Kroman (1976) ilk defa çürük dokunun kimyasal olarak N-monochloroglycine (NMG, GK-101) ile uzaklaştırılmasını önermişlerdir (134). Bunu takiben, bu materyalin içeriğinde değişikliklerle N-monochloro-D,L-2-aminobutyrate (NMAB, GK-101E) içeren Caridex® sistemi sunulmuştur (135). Bu sistemde NMAB'nin kimyasal etkisi ile yumuşayan çürük dokusu özel uygulama uçlarıyla yüzeysel olarak kazınarak uzaklaştırılmaktadır (3, 136).

Caridex® solusyonuna benzer içerikte ancak daha geliştirilmiş bir şekline sahip bir kemokimyasal ajanın kullanıldığı *in-vitro* çalışmalarda süt dişlerinde sürekli dişlere oranla bu sistemin daha başarılı olduğu bildirilmiştir (3, 137).

Kemokimyasal yöntemler ile çürüğün tamamen kaldırılması sonrasında dentin yüzeylerinin incelendiği çalışmalarda ise dentinin sağlıklı kaldığı, düzgün bir şekilde mineralize olduğu ve dentin yüzeyinde düzensizlikler olduğu gözlenmiştir (138).

Caridex®'i takiben jel bazlı ve özel tasarlanmış el aletleriyle uygulanan Carisolv® materyali sunulmuştur. Carisolv karbometil sellüloz bazlı, glutamik asit, lösin ve lisin gibi aminoasitleri ve NaCl, NaOH, NaOCl bir jel ile jeli kullanım sırasında görülebilir kılan eritrosin içermektedir (3, 4).

Döner aletlere olan ihtiyacı ortadan kaldırmamasına rağmen çalışmalar Caridex® kemokimyasal yönteminin, hastalar tarafından kabul edilebilir olduğunu göstermiştir (139).

Yapılan çalışmalar ise çürük dentinin tamamen kaldırılmasından sonra kavitedeki dentin yüzeyinin, döner aletler uygulamasından sonra kalan dentin dokusuna benzer olduğunu bildirilmiştir (140, 141).

Yöntemin etkinliğini araştıran *in-vitro* çalışmalarda ise yöntemin daha seçici bir çürük temizleme yöntemi olduğu ve kabul edilebilir adeziv bağlanma kuvvetleri olduğu bildirilmiştir (3, 141, 142, 143).

2.4.2. Enzimler

Çürük dentin dokusunun enzimlerle ortadan kaldırılması araştırmacılar tarafından incelenmiştir.

Goldberg ve Keil (1989) *Achromobacter* kollagenaz kullanarak yumuşak dentin çürüğünün altındaki sağlıklı dentini etkilemeden temizlenebildiğini belirtmiştir (144).

Ayrıca yakın zamanda yapılmış bir çalışmada *Streptomyces griseus*'dan elde edilen proteolitik bir enzim olan pronaz kullanılmış, enzimin klinik anlamlılığı olabileceği ancak daha fazla çalışmanın gerekliliği vurgulanmıştır (145).

Fosforik asit/sodyum bikarbonat tamponlayıcı sistemi içinde pepsin içeren "SFC-V (3M ESPE, Seefeld, Almanya)" adında deneysel bir ajan kemokimyasal yöntemlere alternatif olarak sunulmuştur. Üretici firmaya göre çürük dentinin inorganik içeriğini fosforik asit çözerken, denatüre kollajen dokuları seçici bir şekilde etki etmek için pepsinin organik içeriği yıkmasına olanak sağlandığı belirtilmektedir (146).

SFC-V ile temizlenen çürük dişlerin mikro-bilgisayarlı tomografi ile incelendiği bir çalışmada, bu yöntemin Carisolv® kadar etkili olduğu bildirilmiştir. Ancak hala bu konudaki en büyük eksikliğin, yeterli çalışmanın olmamasından kaynaklandığı belirtilmiştir (147).

2.4.3. Air-Abrazyon ve Air-Polishing Yöntemleri

Air-abrazyon yöntemi; güçlendirilmiş, yüksek ve sabit hızda hareket eden alüminyum oksit parçacıklarının titreşim, basınç, ısı oluşumu veya pulpa dokusu reaksiyonu olmaksızın diş sert dokularını kaldırmak için kullanılması prensibine dayanan bir yöntem olarak açıklanmaktadır (148).

Air-abrazyon yönteminin diş renklemelerinin uzaklaştırılması, fissür örtücü uygulanmasından önce pit ve fissürlerdeki artıkların uzaklaştırılması, adeziv uygulanacak diş yüzeylerinin pürüzlendirilmesi gibi restoratif dişhekimliğinin birçok alanında kullanılabileceği bildirilmektedir (149).

Bu tekniğin dezavantajları; temas hissini tamamen ortadan kalkması sonucu uygulamaların yanlış uzaklıklardan yapılabilmesi nedeniyle kavitenin aşırı büyük hazırlanması ya da yetersiz çürük dentin dokusunun kaldırılması ve abraziv tozların

kesme alanının görünürlüğünü engelleyip ağız aynasını mekanik olarak pürüzlendirmeye eğilim göstermesi şeklinde bildirilmiştir (150).

Air-abrazyon yönteminde karşılaşılabilecek bir diğer problem ise toz partiküllerinin inhalasyon riski olabileceği bildirilmiştir. Ancak yöntem günümüzde 27,5 µm alumina parçacıklarının kullanımı için FDA onayı almıştır (4).

Air-abrazyon yönteminin köpek dişlerinin pulpasındaki histopatolojik etkilerinin incelendiği bir çalışmada, 25 - 50 µm aşındırıcı partikül ve 80 - 160 psi'lik hava basıncı kullanılan air-abrazyon yöntemi ile geleneksel döner aletler karşılaştırılmıştır. Yüksek basınçların ve küçük partiküllerin daha az pulpal etkilere neden olabileceği bildirilmiştir (151).

Yapılan çalışmalarda air abrazyon yönteminin tek başına kullanımının, asit pürüzlendirme veya asit pürüzlendirme ile birlikte air abrazyon yönteminin kullanılmasından daha kötü bağlanma kuvvetleri ve daha çok mikrosızıntı değerlerini gösterdiği bildirilmiştir. Ancak bu yöntemle smear tabakası oluşturmadan, adeziv materyallerin tutunabileceği mikro-retantif bir diş yüzeyi oluşturabildikleri belirtilmiştir. (152, 153, 154).

Air abrazyon tekniğinin aynı çalışma prensibiyle çalışan bir başka çeşidi de suda çözülebilir sodyum bikarbonat ve trikalsiyum fosfat parçacıklarının hava basıncı ile diş yüzeyine uygulandığı air-polishing yöntemi olarak açıklanmıştır. Kullanılan partiküllerin suda çözülebilir olması, partiküllerin uzaklaşmasına engel olduğu ve bunun air-abrazyon tekniğiyle en önemli farkı oluşturduğu bildirilmiştir (4, 155).

Yöntemin mine yüzey lekeleri, plak ve diş taşlarını ortadan kaldırmada kullanılması önerilmekte ve dikkatlice yapıldığında sağlıklı dentine dokunmadan çürük dentini ortadan kaldırabileceği de düşünülmektedir (4, 155).

2.4.4. Ultrasonik Aletler ve Sono-Abrazyon Yöntemi

Nielsen ve ark. (1950) tarafından hastalıklı diş dokularının ortadan kaldırılmasında ultrasonik aletlerin kullanılması önerildikten sonra bu yöntem araştırılmaya başlanmıştır (156). Bu yöntemde diş yüzeyinde yüksek frekansta ultrasonik titreşim uygulaması ile birlikte abrazyon alüminyum oksit ve sudan oluşan bir patın kullanılması ile diş çürüğünün temizlendiği belirtilmiştir.

Alet uçlarının sınırlılığı, işlemin yavaşlığı ve görüş alanının kısıtlılığı nedeniyle ultrasonik aletlerin kabul edilebilirliğini azaltmaktadır (2).

Ultrasonik aletlerden geliştirilen bir diğer yöntem olan sono-abrazyon yöntemi, elmas partikülleri içeren abrazyon uçlarla birlikte yüksek frekansta sonik kesici aletlerin kullanılması prensibine dayanmaktadır. Sono-abrazyon genellikle oklüzal ve arayüz minimal kavite preparasyonları için önerilmektedir (141)

İn-vitro bir çalışma sonucunda bu yöntemin yumuşak, çürük dentin dokusunun kaldırılmasında kabul edilebilir bir etkinlik gösterdiği belirtilmiş ve bu yöntemin gelecekte çürüğü kaldırma yöntemlerine alternatif oluşturabileceği bildirilmiştir (141) .

2.4.5. Atravmatik Restoratif Tedavi (ART)

Atravmatik Restoratif Tedavi (ART) el aletleri ile yüzeysel diş çürüğünün ortadan kaldırılmasından sonra hazırlanan kavitenin florid salımı yapabilen bir restoratif materyal(cam iyonomerler) ile doldurulması anlamına gelen, minimal invaziv girişim içeren bir tedavi yöntemi olarak tanımlanmaktadır (157). Bu tedavi şekli, eğer çürükten en çok etkilenen çürük tabakası ortadan kaldırılırsa ve ağız ortamıyla kavitenin etkileşimi engellenirse dentin çürüğünün iç katmanlarının pulpa dokusundan gelen kalsiyum fosfatların birikimi ile remineralize olabileceği fikrine dayanmaktadır (158). ART, Dünya Sağlık Örgütü(WHO) tarafından, gelişmekte olan ülkelerdeki elektrikli ve dental ünit sisteminin bulunmadığı bölgelerde sağlık hizmetinin ulaştırılabilmesi amacıyla desteklenmektedir (159).

Küçük yaşlardaki, endişeli çocuklarda kullanıldığında ART'nin birçok avantajı bulunduğu belirtilmektedir. El aletleri kullanıldığı için, döner aletlerin gürültüsü ve titreşimi, anestezi gerekliliği ve asitleme aşaması gibi birçok anksiyete faktörü ortadan kalktığı ve tedavinin diz dize pozisyonda yapılabildiği bildirilmektedir.

ART uygulamasının endikasyonları klinik uygulamalarda endişeli çocuklarda, mental geriliğe sahip ve engelli çocuklarda, klinik dışında dental üniten ve elektriğin bulunmadığı bölgelerde ve eve bağımlı olarak yaşayan yaşlı bireylerde uygulanması ile sınırlı kalmaktadır (160).

ART 1980'lerin ortalarında Tanzanya'da ağız sağlık programlarının bir parçası olarak geliştirilmiştir (161).

Cefaly ve ark. (2007) yaptıkları klinik çalışmasında 60 adet sürekli azı dişine (36 sınıf 1 ve 24 sınıf 2 kavite) ART tekniği ile cam iyonomer siman yerleştirmiş ve 12 aylık takipleri sonucunda %93 - %100 arasında değişen klinik başarı olduğunu bildirmişlerdir (162).

1994 - 1996 yılında yapılan geleneksel cam iyonomer restorasyonların kullanıldığı ART ile ilgili çalışmalarda sonuçların geleneksel çürük temizleme yöntemlerinden düşük olsa da araştırmacılar tarafından umut verici olarak belirtilmekte ancak geleneksel cam iyonomer simanların yapısındaki gelişmeler ile restorasyonların ağızda kalım sürelerinin artabileceği bildirilmektedir (163).

Amorim ve ark. (2005, 2010) ART uygulaması ile yapılan cam iyonomer restorasyon ve fissür örtücü uygulamalarının ağızda kalım süreleri hakkında yaptıkları meta-analizlerinde, yüksek viskoziteli cam iyonomerle tek yüzeye uygulanan ART restorasyonlarının, süt ve daimi dişlerde 2 ve 5 yılda ağızda kalım sürelerinin yüksek, çok sayıda yüzeye uygulananların ise ağız kalım sürelerinin az olduğu ve ART ile uygulanan cam iyonomer fissür örtücülerin 3 yıllık başarılarının yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar ART yönteminin kanıta dayalı bir şekilde geleneksel yöntemlere etkili bir alternatif olabileceği sonucuna varmışlardır (164).

2.4.6. Ozon Uygulaması

Ozon, 3 adet oksijen atomundan oluşan ve doğada bulunan bir bileşik olarak tanımlanmakta, ozonun organik ve inorganik birçok bileşik etkileşime geçtiği özellikle de gaz ya da sıvı fazda bakteri, mantar ve virüsler üzerinde antibakteriyel etkiye sahip olduğu bildirilmektedir (165).

Diş çürüğünün bakteriyel bir etiyojiye sahip olması nedeniyle son yıllarda ozonun, diş çürüğünü önleme ve ortadan kaldırılmasındaki etkisi araştırılmıştır. Teorik olarak ozonun aktif çürük lezyonlarında bakteri sayısını azalttığı ve geçici olarak çürük gelişimini durdurduğu düşünülmektedir (166).

Ozon ile çürük tedavisinde kullanılan piyasadaki tek ticari aparat HealOzone® olduğu belirtilmektedir (Curozon Inc., Kavo Dental Ltd., Canada). Bu aparatta oksijenden elde edilen ozon gazı diş üzerine çeşitli aplikatörlerle uygulandığı ve tedavi bitiminde çürük lezyonun iyileşmesi için remineralizasyon solüsyonu adı verilen %2'lik sodyum florid ve % 5'lik ksilitol içeren bir solüsyonun dişlere uygulanması ile tedavinin tamamlandığı bildirilmektedir (166, 167).

2004 yılında ozonun çürük tedavisinde etkinliği konusunda yapılan Cochrane derlemesinde, çürüğün ilerlemesinin engellenmesi adına ozon tedavisini destekleyecek kalitede araştırma bulunmadığı sonucuna varılmıştır (166).

Brazelli ve ark(2006) ozon ve çürük tedavisi konusunda yaptıkları sistematik derlemesinde de Cochrane derlemesine benzer sonuç elde etmişlerdir (167).

Azarpazhooh ve ark. (2007) ozonun diş hekimliğindeki yeri hakkında yaptıkları derlemelerinde ise, in vitro koşullarda ozonun başlangıç diş çürüğünü önlemede etkili sonuçlar göstermiş olsa bile, etkinlik ve maliyet-etkinlik açısından daha fazla klinik çalışmanın gerekeceğini bildirmişlerdir (165) .

Dahnhardt ve ark. (2006) ozonun kolay ve invaziv olmayan uygulamasının endişeli çocukların tedavisindeki etkililiğini araştırdıkları çalışmada ise, çocuk hastaların %94'ünün ozon ile tedavi edilebildiğini ve büyük çoğunlukla kaygılarından kurtulduğunu bildirmişlerdir (168).

Ozonun restoratif materyalin diş dokularına tutunmasına olan etkisinin araştırıldığı çalışmalar da bulunmaktadır.

Celiberti ve ark. (2006) sağlıklı azı dişlerindeki fissürlere rezin bazlı fissür örtücü uygulaması öncesi ozon uyguladıkları çalışmalarında, ozon uygulamadıkları gruba göre ozon uygulanmış fissürlerin daha düşük mikrosızıntı değerleri gösterdiği ve ozonun minenin sertliğini geri dönebilir şekilde artırdığını bildirmişlerdir (169).

Çehreli ve ark. (2011) yaptıkları *in-vitro* çalışmada, üçüncü büyük azı dişlerinde fissür örtücü uygulaması öncesi ozon uygulamasının mikrosızıntı değerlerini azalttığını ve fissür örtücü tarafından marjinal örtünmeyi arttırdığını bildirmişlerdir (170).

Al Shamsi ve ark. (2008) yaptıkları *in-vitro* çalışmada ise, mineye ozon uygulaması sonrasında, ozonun ortodontik braketlerin diş yüzeyine tutunmasına olumsuz bir etkisi bulunmadığı bildirilmiştir (171).

2.4.7. Döner Aletler

Lazer ışığı gibi diş çürüğünün kaldırılmasında kullanılan yeni teknikler olsa da, döner aletlerin diş hekimleri tarafından uzun bir süre daha kullanılma ihtimali olduğu bilinmektedir (172). Döner aletlerdeki gelişmelerin son 20 yılda hızlıca ilerlediği ve döner aletlerin 200000 revs/dk(rpm)'lik hızları ile 20–30 yıl öncesinden daha hızlı, kullanılan su spreyi ile daha az ağrıya neden olacak, daha kesin sınırlara sahip kavite preparasyonların yapılmasına olanak sağladığı bildirilmiştir.

Döner aletler ve birlikte kesim için kullanılan çeşitli frezler, diş hekimleri tarafından evrensel olarak kullanılmasına rağmen bu yöntemde hala aşılması gereken; ağrıya neden olan basınç, titreşim ve tamamen önlenemeyen sıcaklık gibi faktörler ve bu faktörlerin sonucunda anestezi gerekliliği ve ses gibi olumsuz yan etkilerin bulunduğu belirtilmektedir (1, 4).

Kavite preparasyonları döner aletlerle hızlı ve etkili bir şekilde yapılabilmesine rağmen, kullanılan frezlerin şekli ve yapısının çürüğün seçici bir şekilde kaldırılmasına engel olduğu belirtilmektedir (173).

Döner aletlerle kavite hazırlığı sırasında, kesilmiş diş yapısı artıklarından oluşan 1 - 5 mikronluk kalınlıkta bir smear tabakasının ve bu tabakanın dentin tübüllerini tıkayıp örtmesiyle oluşan yumuşak ve düz bir diş yüzeyinin varlığının adeziv materyallerin tutunmasına engel oluşturduğu çalışmalarda bildirilmiştir. Modern adeziv sistemlerin diş dokularına tutunması ve penetre olabilmesi gibi restorasyonların devamlılığını etkileyen önemli faktörler üzerinde oluşan bu negatif etki nedeniyle, döner aletlerle kavite hazırlığı sonrasında smear tabakasının ayrıca ortadan kaldırılması gerektiği bildirilmektedir (173, 174).

2.5. LAZER İLE DİŞ ÇÜRÜĞÜNÜN KALDIRILMASI ve DİŞ ÇÜRÜĞÜNÜN KALDIRILMASINDA LAZERİN GELENEKSEL YÖNTEMLERLE KARŞILAŞTIRILMASI

Lazer ile diş çürüğünün kaldırılmasında, diş sert dokularında bulunan suyun varlığı önemli rol oynamaktadır (29).

Su ile etkileşimi az olan Nd:YAG ve CO₂ lazerler ile yapılan çalışmalar, optimal düzeyde çürüğün temizlenmesi ve kavite hazırlığı için gereken lazer parametrelerinin yüksek enerji seviyelerinde kaldığı ve bu yüksek enerji düzeylerinin, pulpa ve çevre dokulara geri dönüşümsüz termal zararlar verdiğini göstermiştir (29, 175).

Bu nedenle diş çürüğünün kaldırılması ve kavite hazırlığı sırasında dişin mine, dentin ve pulpa dokusu üzerine lazerin etkisinin araştırıldığı çalışmaların çoğu, su ve hidroksiapatit kristallerindeki OH⁻ grupları tarafından en fazla emilim gösteren Erbiyum ailesi lazerleri üzerinde yapılmaktadır.(176).

Erbium ailesi lazerler suyun emilim eşiğine denk düşen 2940 nm'lik dalga boyları sayesinde termal yan etki olmaksızın dentin ve mine dokusunun ortadan kaldırılmasında etkili olmakta ve ilgili dokulara olan etkisi mikrometrelerle sınırlanan kalınlıkta yüzeyel bir tabakada kalmaktadır (6).

2.5.1. Mine Dokusu Üzerine Etkisi

Mine dokusunda yapılan histolojik çalışmaların sonucu olarak, Erbiyum ailesi lazerlerle diş minesinde hazırlanan kavitelerin karakteristik tebeşirimsi yüzeye sahip olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmalarda diş minesinin mikromorfolojik yapısı incelendiğinde, lazer uygulanmış minenin geleneksel yöntem olan ortofosforik asit uygulamasından sonraki mine yapısına benzer bir şekilde mikroretantif bir yüzey yapısı gösterdiği ve mine prizmalarının anatomik özelliklerini koruduğu belirtilmektedir (67, 177, 178, 179).

Minede Nd:YAG ve CO₂ lazerlerin kullanıldığı çalışmalarda, ısının etkisiyle mikroçatlaklar, erime daha çok görülmesine rağmen, Erbiyum ailesi lazerlerin kullanıldığı çalışmalarda ise minede erime yada çatlak gibi olumsuz etkilerin gözlenmediği bildirilmiştir. Bu çalışmalardaki SEM görüntülerinde kristalin partikülleri olarak adlandırılan debrislerin oluştuğu ve değişikliğe uğramış hidroksiapatit kristalleri ile beraber pullu ve pürüzlü alanlar gözlendiği belirtilmiştir (180, 181). Smear tabakası oluşturmadan temiz diş yüzeyleri ve minede açık prizmalar görülmektedir (177, 182). Bu açık prizma görüntüsünün ise, mine prizmalarının ana yapısının tamamen açılıp, prizmalar arası yapının kısmi yıkımından ileri geldiği düşünülmektedir (84).

Mine dokusunda lazer uygulanmasının, restoratif materyallerin diş dokusuna adezyonuna olan etkisini inceleyen çalışmaların sonucu olarak, su spreyi ile Erbiyum lazer uygulaması sonrasında oluşan bu mikro-retantif mine yüzeyinin, prizmaların

kırılmaya hazır yapısından ileri gelen periferal minenin düzensiz yapısı nedeniyle oluştuğu ve bu yapıya adeziv materyallerin tutunabileceği ifade edilmiştir (183, 184).

2.5.2.Dentin Dokusu Üzerine Etkisi

Dentin dokusuna Er:YAG lazer uygulaması sonrasında yapılan yüzey incelemelerinde krater benzeri oluşumlar, smear tabakası ve çatlaklar olmaksızın temiz bir yüzey elde edildiği görülmektedir. Ablasyon sonrası dentin tübüllerinin tamamına yakını açılmış ve intertübüler dentinin peritübüler dentinden daha fazla yıkıma uğramasıyla tübüllerin daha fazla ortaya çıktığı baca benzeri bir görünüm elde edildiği görülmüştür. Baca benzeri görünümde peritübüler dentinin onu saran intertübüler dentinden daha fazla ortaya çıkmasının, peritubuler dentinin daha az oranda su ve daha fazla oranda mineral içermesine bağlanmaktadır. Bunun sonucunda SEM görüntüleri lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinde adeziv materyallerinin tutunmasını artıracak şekilde mikro-retantif bir yüzey patterni gözlemlendiğini ortaya koymuştur (185, 186, 187, 188).

De Moor ve ark. (2010) Er:YAG lazer sonrası restoratif materyallerin mine ve dentine bağlanma kuvvetleri ve mikrosızıntı değerlerini ölçen ve geleneksel yöntemlerle karşılaştıran, 1990'lardan günümüze kadar olan birçok çalışma sonuçlarından oluşturdukları derlemelerinde; çalışmalarda kullanılan lazer parametreleri, adeziv materyaller açısından kendi aralarında farklılık olduğunu belirtmişler ve şu sonuçları elde etmişlerdir:

- Asit uygulamasının, hem mine hem de dentinde lazer ile pürüzlendirme sonrasında zorunlu olduğu
- Asit ile birlikte Er:YAG lazer uygulamasında geleneksel yöntemlere kıyasla adezyonu oluşturan hibrit tabakasının kalınlığında azalma ve self-etch ve total-etch teknikleri ile birlikte Er:YAG uygulamasında mikrosızıntıda artış olduğu
- Adeziv kuvveti olumsuz yönde etkileyecek yüzey farklılıklarından kaçınmak için değişik diş dokularında kullanılacak lazer enerji

düzelelerini optimize edecek altın standartlara ihtiyaç olduğu sonucuna varmışlardır (189).

Lazerler diş çürüğünün kaldırılması ve kavite hazırlıkları sırasındaki çalışma süresi açısından da geleneksel yöntemlerle karşılaştırılmıştır.

Ablasyon hızını ve etkinliğini etkileyen lazerin dalgaboyu, ışımaya süresi ve uzaklığı, atım enerjisi, süresi ve aralığı, su spreyinin miktarı, etkilenecek dokunun tipi ve dokudaki suyun miktarı gibi birçok faktörün bulunduğu bildirilmektedir (189).

Erbiyum lazerlerin su ile etkileşimden dolayı, daha az su içeren mine dokusundaki ablasyon hızının, su içeriği bakımından zengin dentin ve çürük diş dokusundaki ablasyon hızından yavaş olduğu bildirilmiştir (57).

Matsumoto ve ark. (1996) yaptıkları klinik çalışmalarında Er.YAG lazer ile sınıf 5 kavite hazırlığı süresinin kavite derinliği ve genişliğine göre 10 saniye ile 3 dakika arasında değiştiğini bildirmişlerdir (63).

Keller ve ark. (1998) yaptıkları *in-vivo* çalışmalarında lazer ile kavite hazırlığı süresinin ortalama 7,5 dakika olduğunu, frez yöntemiyle bu sürenin 4,3 dakikayla sınırlı kaldığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar lazerin minedeki hızının daha yavaş olması nedeniyle, kaldırılması gereken mine miktarına göre bu sürenin değişebileceği sonucuna varmışlardır (11).

Yamada ve ark. (2001) Nd:YAG, Er:YAG lazer ve döner alet - frez yönteminin çürük dentine olan etkilerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, lazer uygulamasının frez yönteminden 2 - 3 kat daha uzun olduğunu bildirmişlerdir (174).

Shigetami ve ark. (2002) *in-vivo* çalışmalarında lazerle çürük minenin ablasyon süresinin, döner aletlere oranla biraz daha uzun olduğunu ancak dentindeki preparasyonlar için her iki yöntem arasında anlamlı bir farklılık olmadığını belirtmiştir (10).

2.5.3.Pulpa Dokusu Üzerine Etkisi

Lazerin pulpa üzerindeki erken ve uzun zamanlı histolojik etkilerini araştıran çok sayıda çalışma bulunmaktadır.

Miserendino ve ark. (1998) yaptıkları histolojik çalışmalarında lazer ile yapılan kavite preparasyonunun 0 - 48 saat gibi erken zamandaki etkilerinin döner aletlerden farklı olmadığı gösterilmiştir. Pulpada makul bir hiperemi, düzenli bir odontoblastik ve subodontoblastik yapı gözlemlendiği belirtilmiş ve bu değişikliklerin dentin kalınlığının 1 - 1,5 mm kadar kaldığı durumlarda görülebileceği belirtilmiştir. Çalışmada geleneksel yöntem ve lazer uygulamalarında hemoraji ya da sıvılaşma nekrozu görülmemiş ve bunun ötesinde lazer uygulama grubunda enflamasyonun daha az olduğu belirtilmiştir. Bu enflamasyonun her iki uygulama grubunda da 1 ay içinde normal iyileşme ile sonuçlandığı, sekonder dentin yapımının buna kanıt olduğu ve odontoblast, pre dentin ve dentinin üzerine olan etkilerin her iki grupta benzer sonuçlar verdiği belirtilmiştir. Lazer kavite preparasyonunun radyografik olarak pulpaya ulaştığı durumlarda anlamlı olarak pulpa zararına neden olmadığı ortaya çıkarılmıştır. Elde edilen bu sonucun lazerin bakterisidal etkisine ve açıldığında pulpayı örtücü ve biyostimulan etkisine kanıt olabileceği belirtilmiştir (190)

Sonntag ve ark. (1996) 133 köpek dişinde lazer ile sınıf 5 kavite hazırladıkları çalışmalarında, Er:YAG lazer ile döner alet uygulaması arasında pulpa cevabı açısından anlamlı bir farklılık bulmamışlar ve çok az dişte ılımlı iltihapsal değişiklikler gördüklerini bildirmişlerdir (61).

Takinzawa ve ark. (1996) insan dişleri üzerinde yaptıkları *in-vivo* çalışmalarında Er:YAG lazer uygulamasının pulpanın canlılığını devam ettirebilmesi adına güvenli bir yöntem olabileceğini bildirmişlerdir (191).

Pegalli ve ark(1997) ise çalışmalarında 80 - 120 mJ ile 5 - 10 Hz'lik lazer uygulaması ile kavite hazırlığı sonrasında pulpa dokusunun, geleneksel yöntemlere

kıyasla anlamlı derecede histolojik değişiklikler göstermediğini ve bu parametrelerin güvenilir olabileceğini belirtmişlerdir (192).

Eversole ve ark. (1997) tavşan keser dişlerinde uygulanan Er:Cr:YSGG lazerin pulpa dokusuna olan etkisini inceledikleri çalışmalarında, 30 gün sonraki histopatolojik incelemelerinde herhangi bir pulpa iltihabı yanıtına rastlamadıklarını bildirmişlerdir (66).

Jayawardena ve ark. (2001) 76 adet Wistar sıçanına ait sürekli azı dişine Er:YAG lazer ve geleneksel yöntem uygulaması sonrasında pulpa dokusunda yaptıkları histopatolojik incelemelerinde, lazer uygulanan dişlerde tamir dentini oluşumu görülmekle birlikte pulpa dokusunun iyileşme kapasitesinin yüksek olduğunu bildirmişlerdir (193).

Kimura ve ark. (2003) Er:YAG lazer gerçekleştirdikleri pulpotomi sonrasındaki histopatolojik etkileri inceledikleri çalışmalarında, uygun lazer çalışma parametreleri seçildiğinde lazer ile pulpotomi uygulamasının pulpaya minimal hasar vereceğini bildirmişlerdir (194).

Nair ve ark. (2003) çalışmalarında üçüncü azı dişi dentin dokusuna uyguladıkları Er:YAG lazer sonrasında dişlerin uzun süreli histopatolojik incelemişler ve kavitenin pulpaya bakan kısmında küboidal dentin hücreleriyle birlikte keskin sınırlı bir tersiyer dentin birikiminin oluştuğunu gözlemlemişlerdir (195).

Singh ve ark. (2010) Er:YAG lazer ve yüksek hızda çalışan döner aletlerle 20 küçükazı dişinde açtıkları kaviteler sonrasında dişlerin pulpa dokusunu ışık mikroskobu ile histolojik olarak inceledikleri çalışmalarında, lazer uygulanan dişlerdeki pulpa dokusunun kavite preparasyonuna geleneksel yöntemlere benzer şekilde cevap verdiğini ve daha az histolojik değişiklik gösterdiğini bulmuşlardır (196).

Olivi ve ark. (2006) 25 hastanın 25 çürük dişinde Er:Cr:YSGG lazer ile direkt pulpa kaplaması yaptıkları çalışmalarında, dişlerin 48 aylık takiplerinde lazer uygulanan

keser dişlerin %100'ünde, azı dişlerin ise %84'ünde pulpa canlılığının devam ettiğini bildirmişlerdir (197).

Dostalova ve ark. (1997) yaptıkları çalışmalarında ise pulpa dokusunda Er:YAG lazer uygulamasının iltihapsal bir reaksiyon ya da doku yanma belirtisi göstermediğini ve pulpa dokusu damarlanmasının normal kabul edilebileceğini, odontoblastların yapısını koruduklarını bildirmişlerdir (198).

2.5.3.Pulpa Dokusu Üzerine Isı Etkisi

Yapılan literatür incelemelerinde bu konuda sürekli dişler üzerinde yapılan bazı çalışmalar olmasına karşın, süt dişlerinde sınırlı sayıda çalışmaya rastlanmıştır.

Fiziksel, kimyasal ve biyolojik uyarılarla pulpa içinde oluşabilecek kan akımı bozukluklarının pulpada patolojik lezyonların oluşmasına neden olabileceği ve diş dokularının preparasyonu sırasında ısı oluşumunun ve mekanik hasarın bu lezyonların oluşmasında başlıca travma kaynağı olduğu belirtilmiştir (17, 199, 200).

Diş pulpasının esnemeyen sert doku duvarlarıyla sınırlı, dar bir apikal sonlanmadan gelen arteriol ile içerisinde kan akışı sağlanan bir yapıya sahip olduğu ve bu yüzden oluşan ısının dağılması daha az ve potansiyel termal hasar oranının daha fazla olduğu bildirilmiştir (200).

Döner aletlerle kavite hazırlığı sırasında ortaya çıkan problemlerden birisinin, diş dokularıyla temas sırasında sürtünme nedeniyle ısı açığa çıkması ve açığa çıkan bu ısının pulpanın canlılığına olumsuz etkisi olduğu bildirilmektedir. Isı artışından post-operatif hassasiyet, dokuların yanması, pulpa iltihabı ve nekrozu gibi birçok olumsuz sonuçlar oluştuğu bilinmektedir. Oluşan bu ısı kullanılan frezin tipi, frezlerdeki aşındırıcı miktarına ve büyüklüğüne, diş yüzeyiyle temas aralığına, uygulanan kuvvete, kullanılan su spreyi ve kaldırılan doku miktarına bağlı olmakta ve tüm bu faktörler diş hekimi tarafından kontrol edilebilmektedir (201).

Hatton ve ark. (1994) ise çalışmalarında kavite hazırlığı sırasında uygulanan basıncın ve frezin temas süresinin pulpa dokusundaki ısı artışında etkili olduğunu belirtmişler ve frezin dönme hızı ve uygulanan basıncın iki katına çıkartılmasının %50 sıcaklık artışına neden olduğu sonucuna varmışlardır. Nazikçe dokunmanın dişte daha az enerji oluşturacağını belirtmişlerdir (202).

Pulpadaki ısı artışına neden olabilecek en önemli faktörün kalan diş dokusu miktarı olduğu bildirilmiştir.(201, 203, 204).

Dentin, tübüllerden oluşan bir yapıya sahiptir. Hazırlanan kavitelerde pulpaya doğru dentin dokusunda, tübüller arasında daha az dentin bulunmakta, tübüllerin ısıyı geçirecek kadar geniş çapta ve artan yoğunlukta bir yapıya sahip olduğu gözlenmektedir (205). Ayrıca dentin tübülleri içerisinde dentin sıvısının hidrolik hareketinin pulpa dokusu üzerinde basınca ve ağrıya neden olduğu bildirilmektedir (206).Dentin sıvısı hareketinin pulpaya uzaklık ve dentin kalınlığı artıkça azalmaktadır ve aynı zamanda döner aletlerin oluşturabileceği ısı ve basıncın etkisiyle artmaktadır (207). Bu nedenle kalan dentin kalınlığındaki azalmayla birlikte restoratif uygulamalara cevap olarak pulpa enflamasyonunun artış göstermesinin şaşırtıcı olmayacağı birçok çalışmada gösterilmiştir (204, 207, 208)

Murray ve ark. (2008) yaptıkları *ex-vivo* çalışmasında, preparasyon yöntemi, kalan dentin kalınlığı, soğutma, çalışma hızı ve dolgu materyalinin fare pulpa dokusundaki etkilerini incelemişler ve pulpa yaralanmasında kalan dentin dokusu miktarının en önemli faktör olduğunu bildirmişlerdir (209).

Dentin dokusunun ısı iletkenliğinin ($K:5.69 \times 10^3$ w/cm °C), mine dokusundan ($K:9.34 \times 10^3$ w/cm °C) daha az olması ısıya karşı doku yanıtını etkileyen bir diğer faktör olabileceği bildirilmiştir (210).

Goodis ve ark. (1988) yaptıkları *in-vitro* çalışmalarında kavite hazırlığı yapılan dişin, kavite hazırlığı yapılan bölgeye en uzak alanlarında sıcaklığın azaldığı bunun nedeni olarak dentinin ısı iletkenliğinin az olduğunu bildirmişlerdir. Ancak döner

aleterle yapılan kavite hazırlıkların diş dokusunun kuruması, odontoblastik uzantıların kesilmesi, titreşim, bakteriyel iritanların varlığı ve dentin yüzeyinde smear tabakası birikmesi gibi pulpayı irrite edebilecek başka faktörlerin bulunabileceğini de belirtilmişlerdir (211).

Döner aletlere takılan frez, diş yapısındaki dirençle karşılaştığında, frez basıncında artış ve dönme hızında azalma görülmekte ve bu durumda bu direncin üstesinden gelmek için kullanılan enerjinin diş dokularında yıkıma ve ısı oluşumuna neden olduğu belirtilmektedir. Bu nedenle yüksek hızda çalışan döner aletlerde uygulanan basınca ve frezin tipine bağlı kalmaksızın oluşabilecek ısıyı azaltmak adına hava ve su spreyi kullanılmasının gerekli olduğu vurgulanmıştır. Uygulanan hava ve su spreynin mutlaka kullanılan frezin ucuna doğru yönlendirilmesinin esas olması gerektiği belirtilmiştir. (201, 203, 204).

Zach ve ark. (1960) pulpada oluşabilecek 5,5 °C'den yüksek sıcaklıkların, %15 - %60 arasında değişen oranda geri dönüşümsüz pulpa hasarına neden olabileceğini bildirmişlerdir (212).

Yapılan araştırmalarda pulpanın canlılığı için 5,5 °C'lik bu kritik değer birçok araştırmacı tarafından referans değer olarak kullanılmıştır. Su spreyi olmaksızın yapılan kavite preparasyonlarda oluşan pulpa odasındaki ortalama sıcaklıkların 5,5 °C'den yüksek olduğunu ve su spreysiz uygulamaların su spreyi ile birlikte uygulamadan en az 5 °C daha yüksek sıcaklığa neden olduğunu bunun da pulpa enflamasyonuna neden olabileceği sonucuna varılmıştır (1, 201, 204, 199).

Öztürk ve ark. (2004) çalışmalarında susuz veya az su akışıyla(15 ml/dk) döner aletlerle gerçekleştirdikleri kavite hazırlığı sırasında sıcaklık artışlarının 5,5 °C'lik kritik değeri geçtiği ancak uygun su soğutması (40ml/dk) altında bu kritik değerin aşılmadığı sonucuna varmışlardır (17).

In-vitro bir çalışmada kullanılan su sıcaklığının önemi de vurgulanmış ve sıcaklığın 35 °C'yi geçmemesi gerektiği belirtilmiştir (203).

Cavalcanti ve ark. (1987) yaptıkları çalışmalarında yeterli soğutmanın tamamen kurumayı önlediği ve elmas, çelik ve tungsten karbit frezlerin etkinliğini artırdığı sonucuna varmışlardır (201).

Nd:YAG ve CO₂ lazerler gibi diş hekimliğinde kullanılan bazı lazerlerin termal yan etkileri nedeniyle diş dokularında erime, çatlaklar oluşturması pulpa odasında patolojik ısı artışı gibi problemlere neden olabileceği bildirilmiştir (213). Bu nedenle Erbiyum ailesi lazerlerin ise sahip olduğu dalga boyları nedeniyle diş dokularında sadece suya etki etmelerinin daha az sıcaklık artışına neden olabileceği düşünülmektedir (8, 32).

Er:YAG lazer uygulaması sonucu ısı artışlarını inceleyen çalışmaların gereç ve yöntemleri; kullanılan güç parametreleri; enerji miktarı ve frekans, kavite preparasyonlarının genişliği ve derinliği, kalan dentin dokusunun miktarı, dişlerdeki yapısal farklılıklar; süt ya da sürekli diş olması, kullanılan su spreynin miktarı ve lazerin dokuda emilme miktarı gibi önemli farklılıklar göstermektedir. Bu farklılıklara rağmen su spreynin, kavite preparasyonu sırasında soğutma amacıyla kullanılmasının gerekliliği konusunda fikir birliğine varılmıştır (214). Su soğutması kullanılarak Er:YAG lazer kullanımı sıcaklık artışlarının düşürülmesi ile birlikte ablyasyon etkinliğinin artırılacağı bildirilmiştir (18, 215, 216).

Visuri ve ark. (1996) lazer uygulanan yüzeyde su spreyi ile soğutmanın diğer çalışma parametreleriyle uyumlu bir şekilde kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir. Yaptıkları *in-vitro* çalışmalarında su spreynin mine ablyasyon hızını etkilemeyip, dentin ablyasyon hızını azalttığını ve 360 mJ - 10 Hz'lik gibi yüksek enerji parametreleri için 4,5 ml/dk'lık su akış miktarının pulpa odasındaki sıcaklığı 3 °C'nin altında sınırlayabileceğini bildirmişlerdir (217).

Armengol ve ark. (2000) Er:YAG lazer ve döner aletlerin pulpa odasında sıcaklık artışına olan etkisini karşılaştırdıkları çalışmalarında, Er:YAG lazerin oluşturduğu sıcaklık yanıtının döner aletlerle benzer olduğunu ve her iki grupta da su

soğutmasının sıcaklık artış etkisini azalttığını belirtmişlerdir. Susuz çalışmayla elde edilen sıcaklıkların su spreyi ile 5,5 °C'lik kritik sıcaklık değerinin altına çekilebileceğini bildirmişlerdir (18).

Atrill ve ark. (2004) yaptıkları çalışmada küçük azı dişlerinin bukkal ve lingual yüzeylerine su soğutması ile ve su soğutması olmadan Er:YAG lazer uygulaması gerçekleştirmişler ve en yüksek sıcaklıkların su soğutması altında 4 °C ve su soğutması olmadan 24,7 °C olduğunu bulmuşlardır. Bu nedenle Er:YAG lazer ile kavite preparasyonu sırasında su spreyi kullanımının mutlaka gerekli olduğu sonucuna varmışlardır (216).

Geraldo-Martins ve ark. (2005) sığır dişlerinde yaptıkları *in-vitro* çalışmalarında, su soğutması altında farklı çalışma parametrelerindeki Er:YAG lazer ile kavite hazırlıkları sırasında pulpa içi sıcaklıklarında düşüşler olduğunu ve su soğutması ile kabul edilebilir sıcaklık artışları elde edilebileceğini bildirmişlerdir (16).

Park ve ark. (2007) çalışmalarında 6 W gücünde su soğutması altında uyguladıkları Er:YAG lazer sonrasında uygulanan bölgeye bakan pulpa duvarındaki sıcaklık artışını düşürmeye yönelik faktörleri araştırmışlardır. Sonuç olarak su soğutması altında uygulanan lazerin, etkilediği yüzeye yakın pulpa duvarındaki sıcaklığı düşürmek adına, uygulama sonrasında ilave olarak 1 - 2 saniyelik su soğutmasının yeterli olacağını göstermişlerdir (15).

Su soğutması ile lazer uygulaması sonrasında yapılan histolojik çalışmalarda minimal, geri dönebilir ve lokalize bir pulpa yanıtı görülmesi, nekroz, pulpa enflamasyonuna dair bir belirti bulunmaması ve periodontal dokuların da normal olması, Er:YAG lazerin uygulaması sırasında devamlı su spreyi soğutması kullanılmasının önemini vurgulanmıştır (198, 218). Ayrıca lazer ışınması sırasında pulpa dokusu su spreyi ile temas haline geçtiğinde, açılan bölgede dentin artıklarının bulunmadığı ve homojen yapıda bir dentin köprüsü oluşumunun daha hızlı olduğu bildirilmektedir (193).

Farklı parametrelerde lazer uygulamaları ve geleneksel yöntemler birçok araştırmada karşılaştırılmış ve bazı araştırmalarda her iki yöntemde birbirine yakın sıcaklık artışları bulunmuştur.

Cavalcanti ve ark. (2003) yaptıkları çalışmada sığır alt çene keser dişlerine Er:YAG lazer ve yüksek hızda döner aletlerle sınıf 5 kavite hazırlamışlar ve her iki grupta kavite hazırlığı sırasında ortaya çıkan sıcaklık artışının benzer olduğunu bulmuşlardır (219).

Mollica ve ark. (2008) yaptıkları çalışmada sığır alt çene keser dişlerine Er:YAG lazer, yüksek hızda döner alet ve ultrasonik uçlarla sınıf 5 kavite hazırlığı sırasında her gruptaki sıcaklık artışının, kritik 5,5 °C lik sıcaklık artışını geçmediği ve döner aletlerle lazerin benzer sıcaklık artışları gösterdiğini bildirmişlerdir (220).

Raucci-Neto ve ark. (2007) farklı çalışma parametrelerindeki Er:YAG lazer ve farklı su akış hızına sahip yüksek hızda döner aletler ile kavite hazırlığı sırasında oluşan sıcaklık artışını *in-vitro* olarak karşılaştırmışlar ve Er:YAG lazer uygulamasındaki sıcaklık artışının, sadece yüksek hızda su akışının olduğu döner alet uygulamasından yüksek olduğunu bildirmişlerdir (221).

Ancak **Glockner ve ark. (1998)** insan kesici ve kanin dişi pulpa odasında Er:YAG lazer ve yüksek hızda döner aletlerin oluşturduğu *in-vitro* sıcaklık artışlarını inceledikleri çalışmalarında, en yüksek sıcaklığın sadece lazerin ölçüm yapılan uca değdiği anda gerçekleştiği ve Er:YAG lazerin döner aletlere kıyasla pulpada daha az sıcaklık artışına neden olduğunu bildirmişlerdir (222).

Rizoiu ve ark. (1998) Er:Cr:YSGG lazerler ile su spreyi ve su spreysiz döner alet-frez kullanımı sonucu oluşabilecek pulpa içi sıcaklık artışını karşılaştırdıkları çalışmalarında ise, lazer uygulamasının daha az sıcaklık artışına neden olduğunu bulmuşlardır (223).

Firoozmond ve ark. (2007) sığır dişlerinde su soğutması altında Er:YAG lazer ve yüksek ve düşük torkta çalışan döner aletlerle kavite hazırlığı sırasında oluşan sıcaklık derecelerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, Er:YAG lazer grubunun istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük sıcaklık artışına neden olduğunu ve her gruptaki sıcaklık artış değerlerinin kritik 5,5 °C lik sıcaklık artışını geçmediğini bildirmişlerdir (20).

Freitas ve ark. (2008) değişik çalışma parametrelerinde mine dokusunda Er:Cr:YSGG lazer uygulaması sırasında oluşan pulpa içi sıcaklık değişikliklerini inceledikleri çalışmalarında, oluşan sıcaklık artışlarının pulpa odası için tolere edilebilir olduğunu bildirmişlerdir (19).

Kılınç ve ark. (2009) Er:YAG, Er:Cr:YSGG lazer ve geleneksel frez yönteminin pulpa için ısıl güvenliğini diğer araştırmalardan farklı olarak termal kamera görüntüleme yöntemiyle karşılaştırdıkları çalışmalarında, lazer gruplarında kavite hazırlığı sırasında frez grubuna göre daha az ısı artışı görüldüğünü bulmuşlardır (224).

Oelgiesser ve ark. (2003) yaptıkları çalışmasında ise Er:YAG lazerin 175 dişte farklı tipte kavite preparasyonları oluşturmak için kullanmış ve pulpada sıcaklık artışı değerlendirmiştir. Çalışmalarında en yüksek sıcaklıkların sınıf 1 kavite hazırlığı sırasında gerçekleştiğini ve bunu minede sınıf 5 kavite hazırlığının takip ettiğini, en düşük sıcaklık artışının ise sement ve çürük diş dokusundaki uygulamalarda gerçekleştiğini bildirmişlerdir (14).

Yapılan araştırmaların sonucu olarak, lazer uygulaması sırasında sürekli diş pulpa odasındaki sıcaklık artış değerlerinin kritik 5,5 °C'yi geçmemesi, lazerin sürekli dişlerdeki güvenilirliğini gösteriyor olsa da süt dişlerinde lazerin güvenilirliğini test etmek için süt dişi pulpa odasındaki ısı artışı etkisini araştıran çalışma sayısı kısıtlı kalmaktadır (21).

Yamada ve ark. (2001) çekilmiş çürük süt dişlerinde Er:YAG lazer uygulaması ile ortadan kaldırılması sonucunda oluşan ortalama sıcaklık değerlerinin 2,9 °C olduğunu bildirmişlerdir (83).

Lizarelli ve ark. (2006) süt dişi mine ve dentin dokusuna pikosaniyelik atımlarla Nd:YAG lazer uyguladıkları çalışmalarında pulpa odasındaki sıcaklıkların 5,5 °C'yi geçmediğini bildirmişlerdir (22).

Mergulhao ve ark. (2004) yaptıkları çalışmalarında süt kanin dişlerinde Er:YAG lazer ile hazırladıkları sınıf 5 kaviteler sırasında, pulpa içi sıcaklık artışının 3,5 °C'yi geçmediği sonucuna varmışlardır (225).

Castilho ve ark. (2007) süt molar dişlerinde Er:YAG lazer ve yüksek hızda çalışan döner aletlerle kavite hazırlığı sırasında pulpa odasında oluşan sıcaklık artışlarının karşılaştırdıkları çalışmalarında ise, süt dişi pulpa odasındaki sıcaklığını Er:YAG lazerlerin döner aletlere göre daha fazla arttırdığını ancak bu sıcaklık değerinin yine de kritik 5,5 °C'yi geçmediğini bildirmişlerdir (21).

Batayneh ve ark.(2011) yaptıkları çalışmalarında 20 adet çürük süt dişinde uyguladıkları Er:YAG lazerin pulpa odasındaki sıcaklık artışına olan etkisini incelemişler ve sıcaklıkların 5,5'yi geçmediğini bildirmişlerdir (226).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. GEREÇ

Bu çalışmada, farklı kalınlıktaki süt dişi dentin dokusuna değişik parametrelerdeki Er:YAG lazer uygulamasının pulpa odasında oluşturması beklenen sıcaklık artışı düzeyleri yüksek hızda döner alet ile karşılaştırılarak incelendi.

Çalışmada örneklerin saklanması ve hazırlanması işlemleri Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert ve Yumuşak Doku Laboratuvarlarında gerçekleştirildi.

Örneklerin pulpa odasındaki sıcaklık artışı ölçümleri Er:YAG lazer cihazının bulunduğu Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Estetik Diş Hekimliği Kliniği'nde gerçekleştirildi.

3.1.1. Dişlerin Hazırlanmasında Kullanılan Gereçler

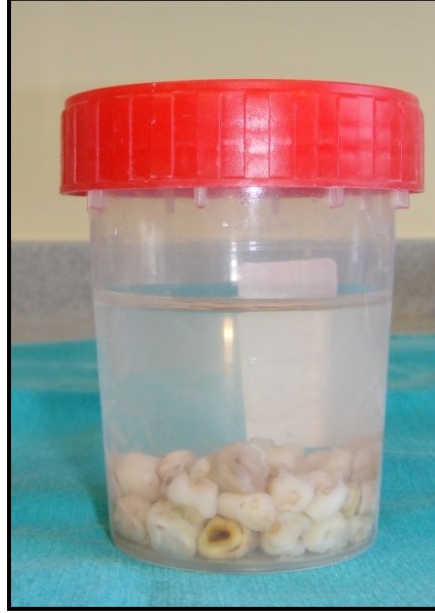
Çalışmaya;

- fizyolojik rezorpsiyon derecesi sadece kökler bölgesiyle sınırlı kalıp,
- bifurkasyon bölgesine ulaşmamış,
- çürüksüz ya da sadece mine dokusuyla sınırlı yüzeyel çürüklü, düşmüş veya çekilmiş 60 adet süt ikinci azı dişi dahil edildi.

Çalışmaya dahil edilen dişlerin çekimi Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Ana Bilim Dalında gerçekleştirilmiştir. Dişlerin çekimi gerçekleştirilmeden önce, hastaların velilerinden imzalı Çekim Onam Formu alınmıştır.

Dişler, kurumunun engellenmesi ve dezenfeksiyon amacıyla %0.1'lik timol kristalleri içeren salin solüsyonu içerisinde, 4 °C sıcaklıkta saklandı.

%0.1'lik timol içeren salin solüsyonunun uzaklaştırılması için dişler akan musluk suyunun altında 1 saat bekletildikten sonra, 24 saat boyunca salin solüsyonunda bekletilip oda sıcaklığına (23 °C) getirildi (Resim 1).



Resim 1: Salin Solüsyonu İçerisinde Bekleyen Örnekler

Dişler üzerindeki olabilecek kalıntı dokular öncelikle periodontal el aletleri, ardından pomza ve polisaj fırçası yardımıyla dişler üzerinden uzaklaştırıldı ve yüzeyel çürükler yüksek hızda çalışan döner alete (PA-S B2, Yüksek Hızda Çalışan Hava Türbünü, Standart Başlık, NSK, Japonya) takılan elmas rond frez (ISO 001-801, 806 314 001 534, 0,14 mm) ile kaldırıldı. (Resim 2a, 2b, 2c).



Resim 2a: Diş Yüzeyindeki Kalıntı Dokuların Uzaklaştırılması için Kullanılan El Aletleri



Resim 2b: Periodontal El Aletinin Diş Yüzeyinde Kullanılması



Resim 2c: Dişlerin Pomza ve Polısaj Fırçası ile Temizlenmesi

Pulpa odasındaki sıcaklık ölçümlerinin yapılabilmesi için dişlerin kökler bölgesi, mine-sement birleşiminin 2 mm apikal bölgesinden dişlerin aksına dik, uzunlamasına bukkolingual yönde kesit alma cihazına (IsoMet, Buehler, IL, ABD) takılan 12,7 cm çapında ve 0,4 mm kalınlığında elmas ince bıçak (Series 15 LC Diamond Buffering Blade, Buehler, IL, ABD) ile kesildi. Kesit alma cihazı resim 3’de görülmektedir.

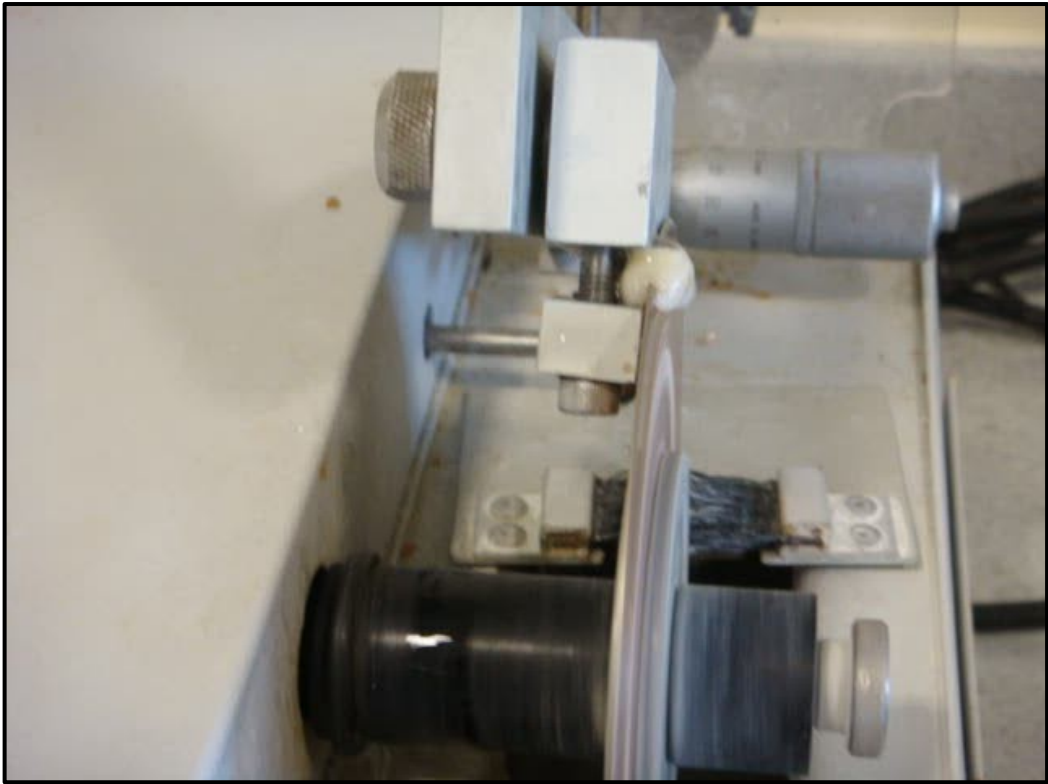


Resim 3: Kesit Alma Cihazı (Isomet, Buehler, IL, ABD)

Örneklerin standart kalınlıklarda olabilmesi için dişler mezio-distal doğrultuda kesit alma cihazına takılan elmas ince bıçak ile ikiye bölündü ve uygulamaların yapılacağı sadece bukkal yüzeye sahip, normal diş boyutunun yarısı boyutunda örnekler kullanıldı (Resim 4a, b).



Resim 4a: Kesim İçin Kullanılan Elmas İnce Bıçak



Resim 4b: Kesit Alma Cihazı İle rneklerin İkiye Bölünmesi

Dişlerin yüzeyleri 4x büyütme altında büyüteç (Magnifier Lamp, Alltion Microscope, China) ile incelendikten sonra yüzeyinde çatlak ve hipoplazik defekt içermeyen dişler çalışmaya dahil edildi (Resim 5).

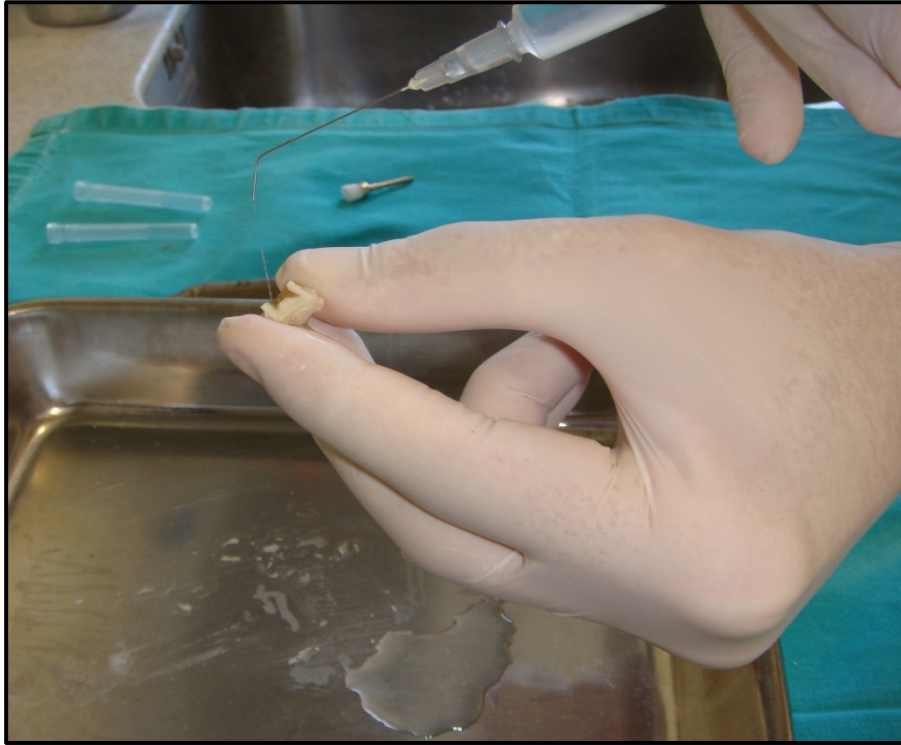


Resim 5: Işıklı Büyüteç

Ölçümlerin yapılacağı dişlerin pulpa odasında bulunan pulpa dokusu peridontal küret, ekskavatör ve düşük hızda çalışan döner aletin (NAC-EC, Angl-Druva, NSK, Japonya) ucuna takılan tungsten karbit rond frez (ISO 200 204, 001003 016, Meisinger, Almanya) ile uzaklaştırıldı. Pulpa odası öncelikle %5.25'lik NaOCl (Wizard, İstanbul, Türkiye) ardından salin solüsyonu ile temizlendi (Resim 6a, 6b). Düşük hızda çalışan döner alet ile kullanılan frez Resim 7 'de görülmektedir.



Resim 6a: Ölçümlerin Yapılacağı Pulpa Odasından Pulpa Artıklarının Ekskavator ile Uzaklaştırılması



Resim 6b: Pulpa Odasındaki Pulpa Artıklarının İrrigasyonu

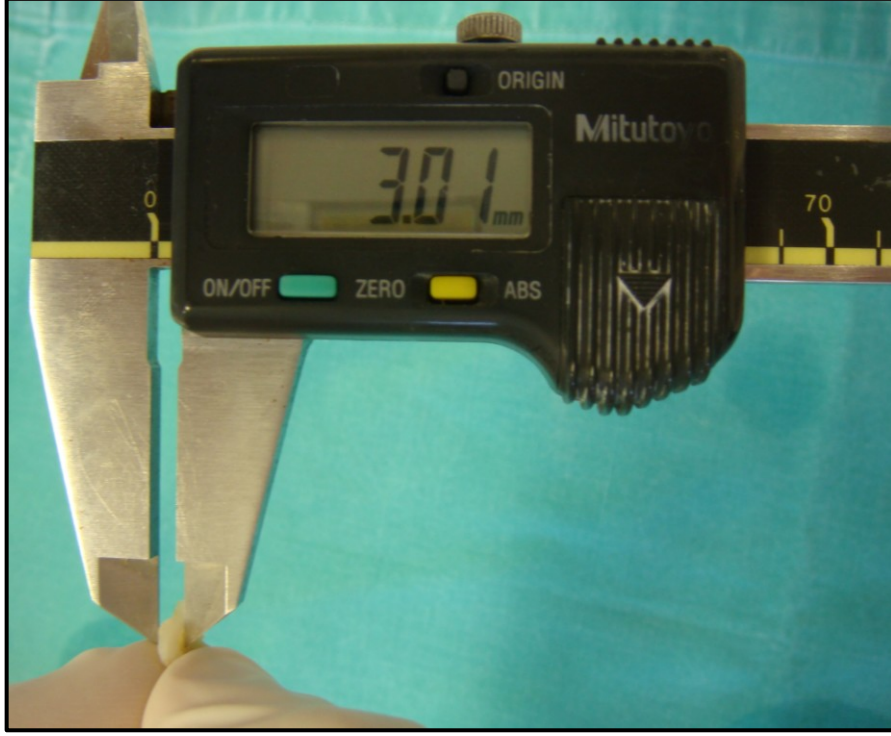


Resim 7: Düşük Hızda Çalışan Döner Alet ile Kullanılan Tungsten Karbit Rond Frez

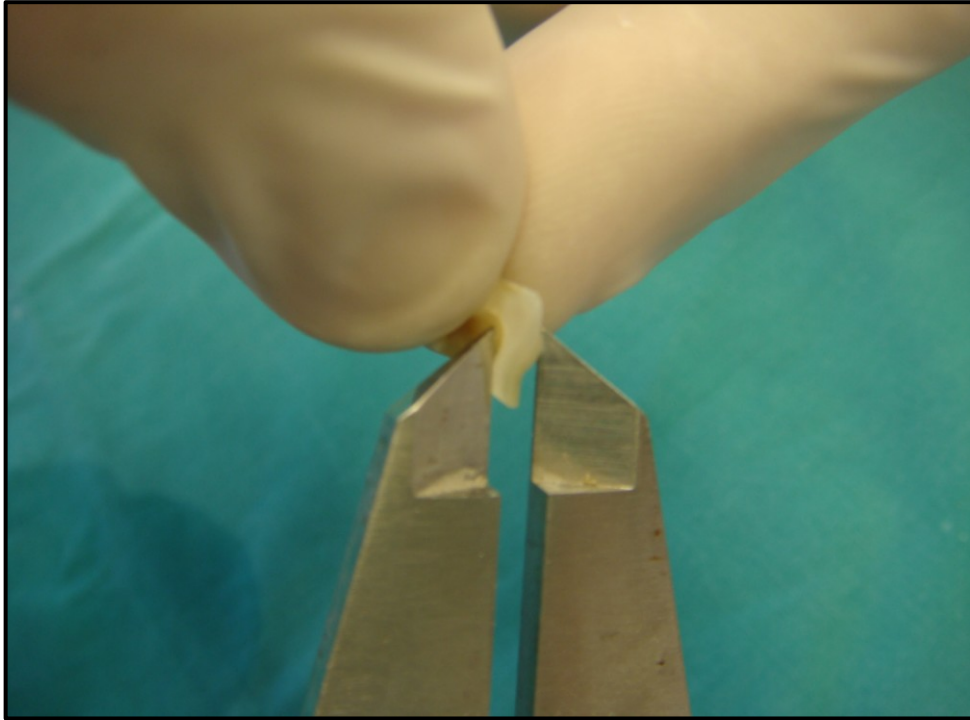
Bu uygulamadan sonra elde edilen örneklerde, pulpa odasının uygulamanın yapılacağı bukkal tavanından, işaretlenen bukkal diş yüzeyine olan uzaklığı dijital kumpas (Absolute Digimatic, Mitutoyo, ABD) ile ölçüldü ve bu ölçünün yaklaşık 3 mm olduğu sağlıklı diş yüzeyine sahip dişler çalışmaya dahil edildi (Resim 8, 9a, 9b).



Resim 8: Örneklerdeki Pulpa Odası Uzaklıklarının Ölçülmesinde Kullanılan Dijital Kumpas

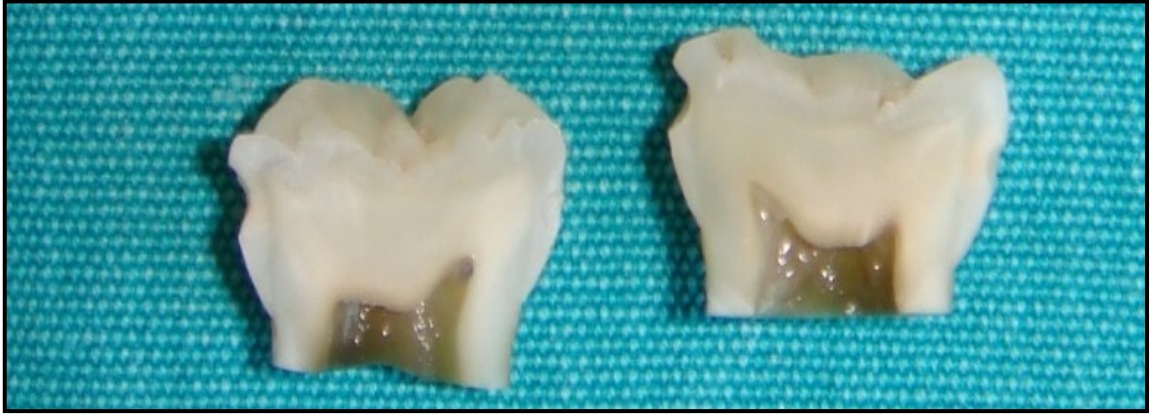


Resim 9a: Dişlerdeki Pulpa Odası ile İşaretli Diş Yüzeyi Arasındaki Uzaklığın Dijital Kumpas ile Ölçülmesi



Resim 9b: Dijital Kumpasın Uçlarının Bukkal Yüzey ile Pulpa Tavanı Arasına Yerleştirilerek Vestibülo-Pulpal Diş Kalınlığının Ölçülmesi

Kavite preparasyonunu yerini standardize etmek adına örneklerde pulpa odasından yaklaşık 3 mm uzaklığa sahip ve ayrıca yüzeyel çürüklü dişlerde çürükten en uzak nokta olacak şekilde, dişin pulpa odası ve bukkal yüzeyi arasında ölçülen noktanın dişin bukkal yüzeyinde denk gelen yerine bir sabit kalem ile yer belirleyici bir işaret yapıldı. İşaretli bu noktada lazer ve döner aletleri ile kavite hazırlıkları yapıldı. Örneklerdeki pulpa odalarının görünümü Resim 10'daki gibidir (Resim 12).

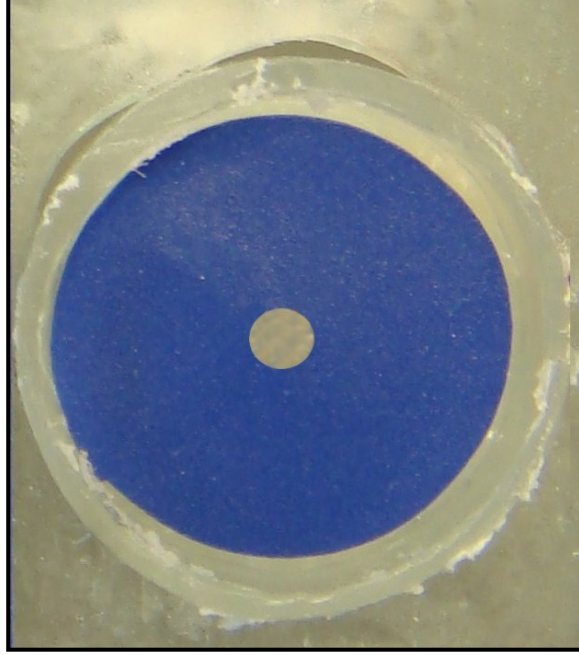


Resim 10: Dişlerin Hazırlanması Sonrasında Ölçümün Yapılacağı Pulpa Odalarının Görünümü

3.1.2. Çalışma Öncesi Başlangıç Kavitelerinin Hazırlanması

Örnek dişlerin bukkal yüzeyindeki mine dokusunda daha önceden işaretlenen yerlerde, 380000 devir/dk hızında çalışan döner alete (PA-S B2, Yüksek Hızda Çalışan Hava Türbünü, Standart Başlık, NSK, Japonya) takılan yaklaşık 2 mm çapında, iri grenli elmas rond frez (ISO 001-801, 806 314 001 534, 0,21 mm, North Bel, İtalya) ile 0,215 mPA hava basıncı ve 40 ml/dk akış hızında, yaklaşık 23 °C sıcaklıktaki su soğutması altında 2 mm çapında başlangıç kaviteleri hazırlandı. Başlangıç kavitesi hazırlığı ile 1 mm'lik mine dokusu tamamen ortadan kaldırıldı ve sağlıklı, düz dentin yüzeyi elde edildi.

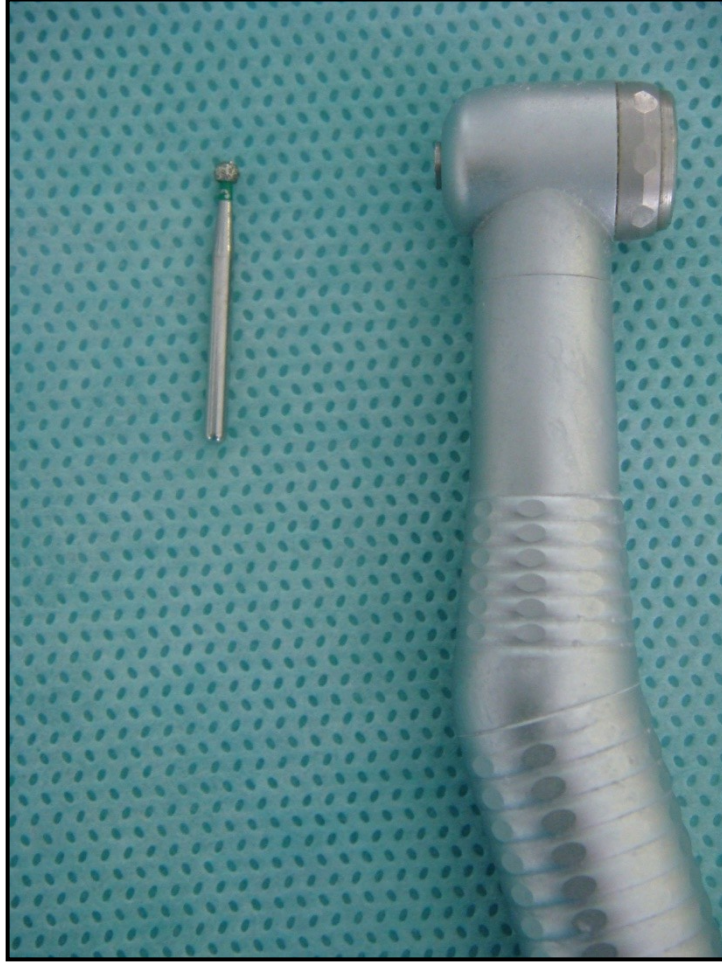
Kavite hazırlıklarının yerini ve boyutunu standardize etmek için çapı 12 mm ve 2 mm olan iç içe iki daire şeklinde yapışkan etiketler kullanıldı. Etiketler, dişlerin bulunduğu ortamın üstüne yapıştırılmasıyla Er:YAG lazer ile döner alet uygulamasının yapılacağı, sınırları belli 2 mm çapta, dairesel bir çalışma alanı elde edildi (Resim 11).



Resim 11: Standardizasyon için Etiket Uygulaması ile Kavite Hazırlıklarının Yerinin Belirlenmesi

3.1.3. Geleneksel Yöntem ile Dentin Yüzeyinin Hazırlanmasında Kullanılan Gereçler

Başlangıç kavitesi hazırlığından sonra açığa çıkan dentin yüzeylerinde, 380000 devir/dk hızında çalışan döner alet (PA-S B2, Yüksek Hızda Çalışan Hava Türbünü, Standart Başlık, NSK, Japonya) ucuna takılan yaklaşık 2 mm çapında iri grenli elmas rond frez (ISO 001-801, 806 314 001 534, 0,21 mm, North Bel, İtalya) ile 0,215 mPA hava basıncı ve 40 ml/dk akış hızında, yaklaşık 23 °C sıcaklıktaki su soğutması altında 2 mm standart çaptaki genişlikte ve 2 mm derinliğinde sınıf 5 kavite preparasyonları gerçekleştirildi (Resim 12). Her frez sadece 2 örnek için kullanıldı.



Resim 12: Yüksek Hızda Çalışan Döner Alet ve Ucuna Takılan Elmas Rond Frez

Standart derinlik değerinin elde edilmesi için kavite derinlikleri 10 saniyelik aralıklarla periodontal sonda ile ölçüldü.

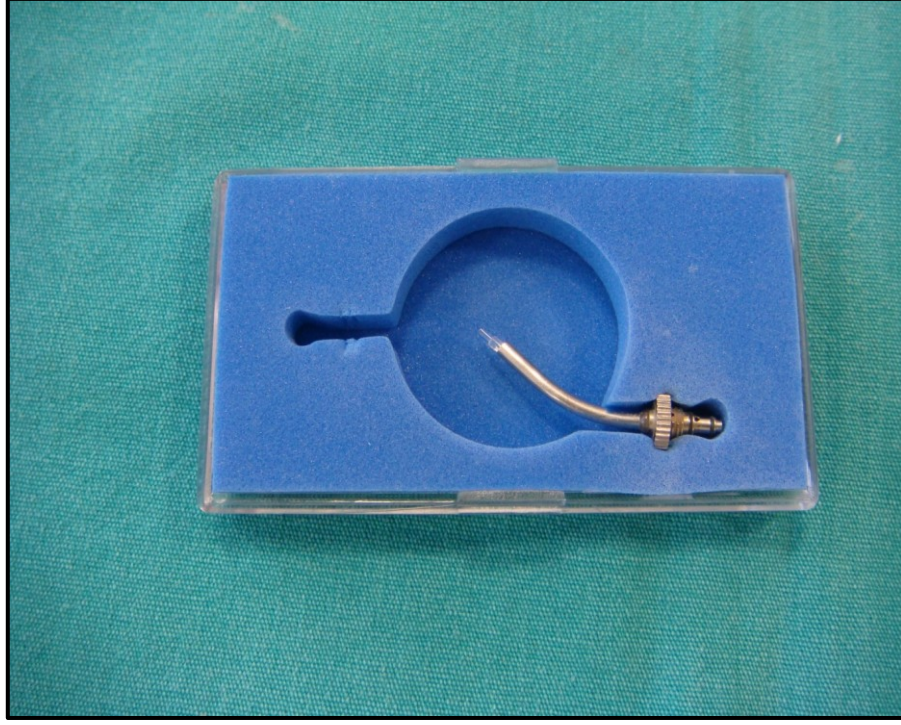
Yapılan uygulamanın toplam süresi ve bu süre içerisinde 10 saniyelik aralıklarla derinlik ölçümleri sırasında, 1, 1,5 ve 2 mm'lik dentin derinliklerindeki süreler bir kronometre (Ultrak 495, Cei-Ultrak, Gardena, Kaliforniya, ABD) yardımıyla ölçüldü.

3.1.4. Er:YAG Lazer Yöntemi ile Dentin Yüzeyinin Hazırlanmasında Kullanılan Gereçler

Başlangıç kavitesi hazırlığından sonra, Er:YAG lazer (Versawave, HoyaConbio, ABD) ile üretici firma tarafından önerilen dentin dokusunda çalışma parametrelerine bağlı kalacak şekilde 1,5 W - 5 W güç aralığında, 35 ml/dk akış hızındaki su soğutması altında dişe 1 mm uzaklıktan, temassız ve dik şekilde, tarama hareketi yaparak, 600 µm, 80°'lik quartz çalışma ucu ile üretici firmanın direktifleri doğrultusunda 2 mm genişliğinde ve 2 mm derinlikte dentin dokusu üzerinde sınıf 5 kavite preparasyonları gerçekleştirildi. Kullanılan lazer cihazı resim 13a'da ve lazer ucu ise resim 13b'de görülmektedir.



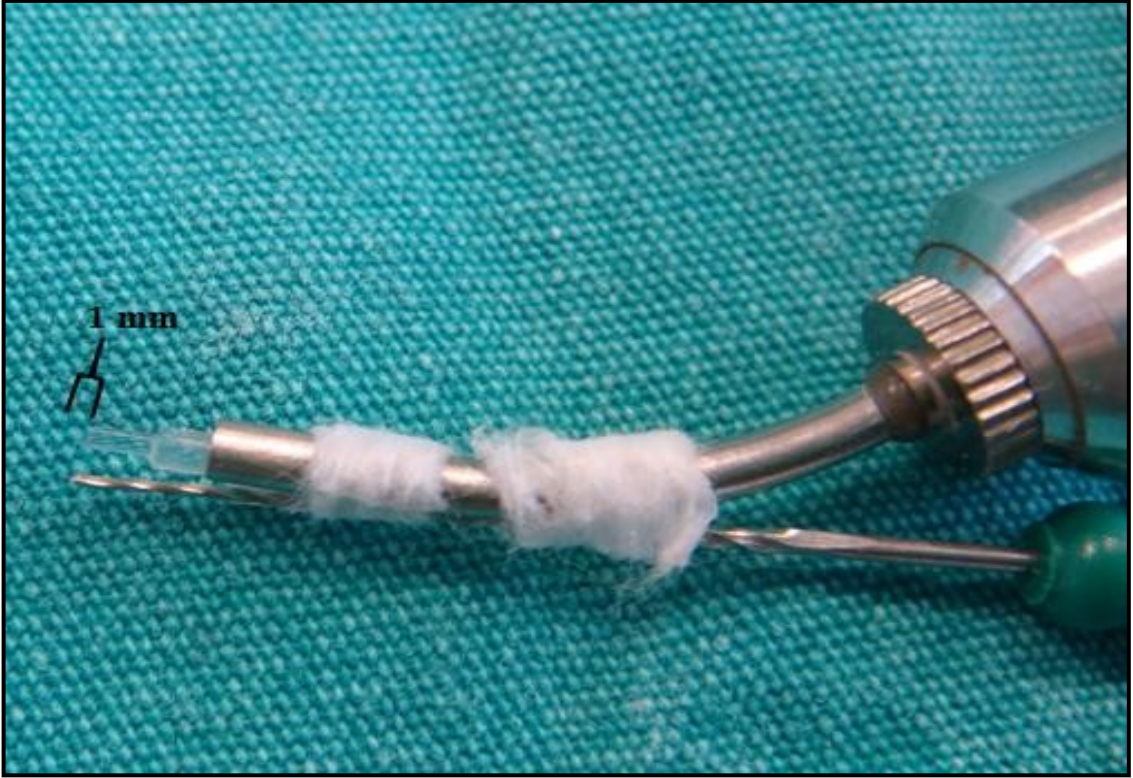
Resim 13a: Er:YAG Lazer Cihazı



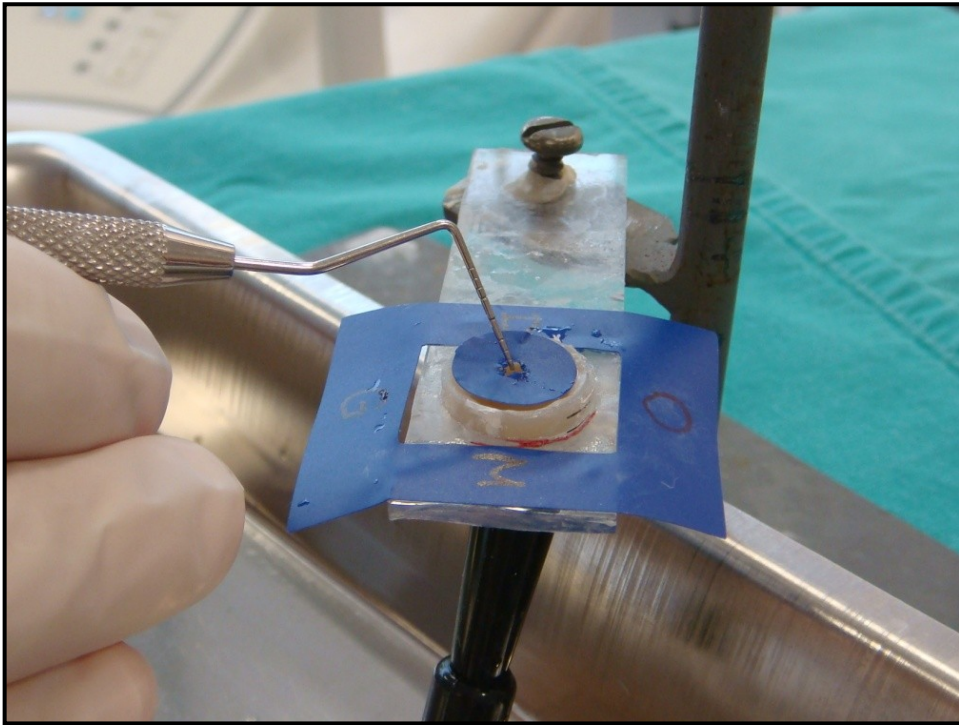
Resim 13b: 600 µm, 80°'lik Lazer Ucu

Lazer ucunun diş yüzeyiyle temassız çalışması amacıyla, diş yüzeyine olan 1 mm'lik uzaklığını standardizasyonu için Er:YAG lazerin başlığına su geçirmez elastik bant ile sabitlenmiş endodontik eğe (Headstrom, #35, Dentsply, İsveç) kullanıldı. Eğenin ucu lazerin ucuna göre 1 mm daha uzun duracak şekilde, lazer ucuna paralel bir şekilde elastik sabitleme bandı (Betafix, Betasan, İstanbul, Türkiye) ile sabitlendi (Resim 14).

Standart derinlik değerinin elde edilmesi için kavite derinlikleri 10 saniyelik aralıklarla periodontal sonda ile ölçüldü (Resim 15).

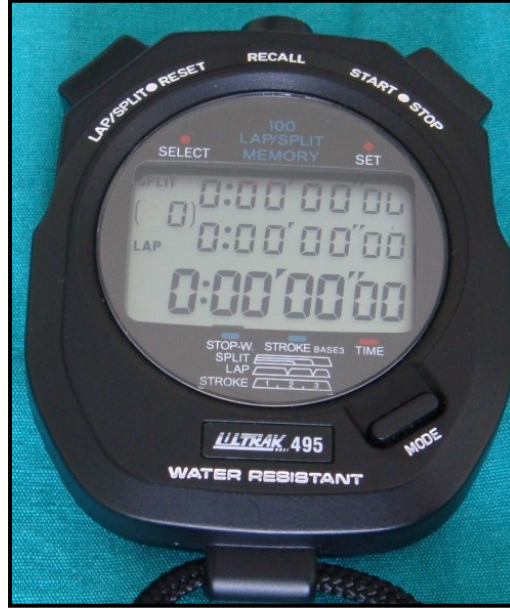


Resim 14: Temassız Lazer Uygulamasının Standardizasyonu İçin Kullanılan Endodontik Eğe



Resim 15: Kavite Derinliklerinin Periodontal Sonda ile Ölçülmesi

Yapılan uygulamanın toplam süresi ve bu süre içerisinde 10 saniyelik aralıklarla derinlik ölçümler sırasında, 1, 1,5 ve 2 mm'lik dentin derinliklerindeki süreler bir kronometre (Ultrak 495, Cei-Ultrak, Gardena, Kaliforniya, ABD) yardımıyla ölçüldü (Resim 16).



Resim 16: Dijital Kronometre

3.1.5. Isı Değişikliklerinin Ölçümünde Kullanılan Gereçler

Çalışmada pulpa odasında oluşabilecek ısı değişikliklerinin saptanması için -200 ile +1350°C arasında ısı ölçümünü yapabilen K tipi termoçiftler kullanıldı. Termoçiftler, üretici firması ve Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK) tarafından kalibre edilmiş, kendi bilgisayar analiz programına (HH 800SW, versiyon 1.2, Omega Engineering, ABD) sahip, bilgisayar ortamıyla veri alışverişi yapabilen ve her bir saniyedeki sıcaklık artışını ölçerek kaydebilen bir dijital termometreye (Omega HH806AU Multilogger Thermometer, Omega Engineering, Connecticut, ABD) bağlandı. Termoçiftlerin yapısının su soğutması altında kavite hazırlıkları sırasında ortamda oluşabilecek su ve nemden etkilenmemesi adına termoçiftler plastik koruyucu bir tüp içinden geçirildi (Aspirasyon Katateri, Bıçakçılar, İstanbul, Türkiye) (Resim 17).



Resim 17: Plastik Bir Borunun (Aspirasyon Katateri, Bıçakçılar, İstanbul, Türkiye) İçerisinden Gerçirilen Termoçiftin Bağlandığı Dijital Termometre

Termoçiftler, elektronik ve elektrik mühendisliği alanında kullanımı yaygın, endodontide dişlerin sıcaklığını ölçmek amacıyla da kullanılan, ucuz, kolay ulaşılabilir, ve geniş aralıktaki sıcaklık değerlerini ölçebilen aletler olarak bilinmektedir. Termoçiftlerde bulunan iki metal parçanın, sıcaklık değişikliklerinde elektriksel değerler oluşturduğu ve termoçiftin bağlandığı kalibre edilmiş dijital termometre ile bu elektriksel değerlerin sıcaklık değerlerine çevrilerek ölçülebildiği bildirilmiştir (227).

Sıcaklık ölçümünü kolaylaştırmak amacıyla, pulpa odası boşluğuna -40 ile +250 °C arasında çok yüksek ısı iletme kabiliyeti olan silikon esaslı bir pat (Silicon Grease, Arma Elektronik, İstanbul, Türkiye) enjekte edildi (Resim 18). Aynı zamanda yerleştirilen bu patın yoğun yapısı nedeniyle termoçiftin pulpa odası içerisinde daha iyi adapte olması sağlandı.



Resim 18: Isı İletimi Yüksek Silikon Pat

Kavite hazırlığının başlangıcı ile bitimi arasındaki pulpa odasının içerisinde ulaşılan sıcaklık değerleri arasındaki fark ve ulaşılan en yüksek sıcaklık değeri her bir örnek için ayrı ayrı dijital termometre tarafından kaydedildi. Sıcaklıkların zaman içerisindeki değişimi dijital termometre tarafından saniyeler şeklinde sıcaklıkların kaydedildiği için uygulama süresi kronometre haricinde termometre tarafından da belirlendi.

Her saniyedeki sıcaklık değişiklikleri, dijital termometrenin bilgisayar analiz programı (HH 800SW, versiyon 1.2, Omega Engineering, ABD) tarafından Microsoft Office Excel Programı'na (Microsoft Office 2007i Microsoft Corporation, ABD) ait “.xls” uzantılı dosyalar şeklinde kaydedildi. Microsoft Office Excel dosyaları, ölçülen çalışma sürelerine göre bu çalışmayı yapan kişi tarafından tekrar düzenlenerek deney ve kontrol olmak üzere iki ayrı grupta incelendi. (Resim 19).

Ölçümler yaklaşık olarak 23 °C oda sıcaklığında gerçekleştirildi. Oda sıcaklığındaki değişiklikler kaydedilmeden, kavite hazırlığı başladığı anda dijital termometre tarafından kaydedilen sıcaklıklar hesaplamaya katıldı.

250mJ-20 Hz.xls [Uyumluluk Modu] - Microsoft Excel

Giriş Ekle Sayfa Düzeni Formüller Veri Gözden Geçir Görünüm

Calibri 11 A A Metni Kaydır Genel

Yapıştır Pano Yazı Tipi Hizalama Sayı

Koşullu Biçimlendirme Tablo Olarak Biçimlendir Hücre Biçim Stilleri Ekle Sil Biçim Hücreler

Sırala ve Filtre Uygula Bul ve Seç Düzenleme

E1

Grup 1 Er:YAG 250mJ-20Hz				Örnek 2				Örnek 3				Örnek 4				Örnek 5				Örnek 6				Örnek 7				Örnek 8			
Zaman	Sıcaklık	Başlangıç	$\Delta(Tm-tb)$	Zaman	Sıcaklık	Başlangıç	$\Delta(Tm-tb)$	Zaman	Sıcaklık	Başlangıç	$\Delta(Tm-tb)$	Zaman	Sıcaklık	Başlangıç	$\Delta(Tm-tb)$	Zaman	Sıcaklık	Başlangıç	$\Delta(Tm-tb)$	Zaman	Sıcaklık	Başlangıç	$\Delta(Tm-tb)$	Zaman	Sıcaklık	Başlangıç	$\Delta(Tm-tb)$	Zaman	Sıcaklık	Başlangıç	$\Delta(Tm-tb)$
1	22.9			1	23			1	22.8			1	23			1	23.1			1	22.8			1	23.1			1	23.3		
2	22.9			2	23			2	22.8			2	23			2	23			2	22.8			2	23			2	23.3		
3	23			3	23			3	22.7			3	23.2			3	23.2			3	22.7			3	23			3	23.2		
4	23			4	22.9			4	22.6			4	23			4	23			4	22.6			4	22.9			4	23.1		
5	22.9			5	22.8			5	22.7			5	22.9			5	22.8			5	22.7			5	22.9			5	23.1		
6	22.9			6	22.8			6	22.7			6	22.8			6	22.7			6	22.7			6	22.5			6	23		
7	22.9			7	22.8			7	22.8			7	22.7			7	22.6			7	22.7			7	22.5			7	23.1		
8	22.9			8	22.8			8	22.8			8	22.7			8	22.7			8	22.7			8	22.4			8	23.1		
9	22.9			9	22.9			9	22.9			9	22.8			9	22.8			9	22.8			9	22.5			9	23.1		
10	22.8			10	22.8			10	22.8			10	22.8			10	22.9			10	22.8			10	22.6			10	23.2		
11	22.7			11	22.9			11	22.9			11	22.9			11	22.9			11	22.9			11	22.8			11	23.4		
12	22.8			12	23.1			12	23			12	23			12	23.1			12	23			12	22.8			12	23.4		
13	22.8			13	23			13	23			13	23			13	23.1			13	23			13	22.9			13	23.4		
14	22.9			14	23			14	23.1			14	23.2			14	23.2			14	23.2			14	22.9			14	23.5		
15	22.9			15	23.1			15	23.1			15	23.3			15	23.3			15	23.3			15	23			15	23.2		
16	23			16	23.1			16	23.2	1mm	Fark:0.4	16	23.4	1mm	Fark:0.4	16	23.4			16	23.4			16	23			16	23.8	1mm	Fark:0.4
17	23			17	23.2			17	23.3			17	23.5			17	23.6	1mm	Fark:0.5	17	23.1			17	23.1			17	23.8		
18	23.1			18	23.3			18	23.3			18	23.7			18	23.7			18	23.1			18	23.1			18	23.8		
19	23.1			19	23.4	1mm	Fark:0.4	19	23.8			19	23.8			19	23.8			19	23.2			19	23.2			19	23.9		
20	23.2			20	23.4			20	23.6			20	23.8			20	23.8			20	23.2	1mm	Fark:0.4	20	23.7	1mm	Fark:0.6	20	23.9		
21	23.3	1mm	Fark:0.4	21	23.5			21	23.7			21	23.8			21	23.8			21	23.2			21	23.2			21	24		
22	23.3			22	23.6			22	23.8			22	23.9			22	23.9			22	23.3			22	23.3			22	24.1		
23	23.4			23	23.5			23	23.8			23	23.9			23	23.9			23	23.5			23	23.5			23	24.2		
24	23.5			24	23.7			24	23.8			24	24			24	24			24	23.5			24	23.5			24	24.3		
25	23.7			25	23.9			25	23.9			25	24.2			25	24.2			25	23.6			25	23.6			25	24.4		
26	23.8			26	23.9			26	24			26	24.4			26	24.4			26	23.7			26	23.7			26	24.5		
27	24			27	24.1			27	24.1			27	24.6	1.5mm	Fark:1.6	27	24.4			27	23.9			27	23.9			27	24.6		
28	24.2			28	24.3			28	24.4	1.5mm	Fark:1.6	28	24.5			28	24.6	1.5mm	Fark:1.5	28	24.1			28	24.1			28	25	1.5mm	Fark:1.5
29	24.4			29	24.5	1.5mm	Fark:1.5	29	24.5			29	24.8			29	24.8			29	24.3			29	24.3			29	25.1		
30	24.6	1.5mm	Fark:1.7	30	24.6			30	24.6			30	25			30	25			30	24.5			30	24.5			30	25.2		
31	24.7			31	24.7			31	24.7			31	25.1			31	25.2			31	24.6	1.5mm	Fark:1.8	31	24.7			31	25.2		
32	24.9			32	24.9			32	25			32	25.2			32	25.5			32	24.7			32	24.7			32	25.3		
33	25			33	25			33	25.2			33	25.4			33	25.6			33	24.8			33	24.8			33	25.4		
34	25.2			34	25.3			34	25.5			34	25.6	2mm	Fark:2.8	34	25.7			34	24.9			34	24.9			34	25.5		
35	25.4			35	25.3			35	25.3			35	25.6	2mm	Fark:3	35	25.7			35	25			35	25			35	25.7		
36	25.7			36	25.9	2mm	Fark:2.9	36	25.8			36	25.8			36	25.8			36	25.5			36	25.5			36	26		
37	25.8	2mm	Fark:3.1	37	25.9			37	24.3			37	25.7			37	25.7			37	25.7			37	25.7			37	26.3	2mm	Fark:3
38	25.7			38	25.7			38	24			38	25.6			38	25.2			38	25.2			38	25.2			38	25.5		
39	24.9			39	25.4			39	23.6			39	25.5			39	25.1			39	25.1			39	25.1			39	24.5		
40	23.8			40	24.6			40	23.1			40	25.4			40	24.9			40	25.4			40	25.6			40	25.3		
41	23.6			41	24.3			41	22.8			41	25.3			41	24.7			41	24.9			41	24.9			41	22.8		
42	23.6			42	24.1			42	22.7			42	24.6			42	24			42	24.7			42	24.7			42	22.9		

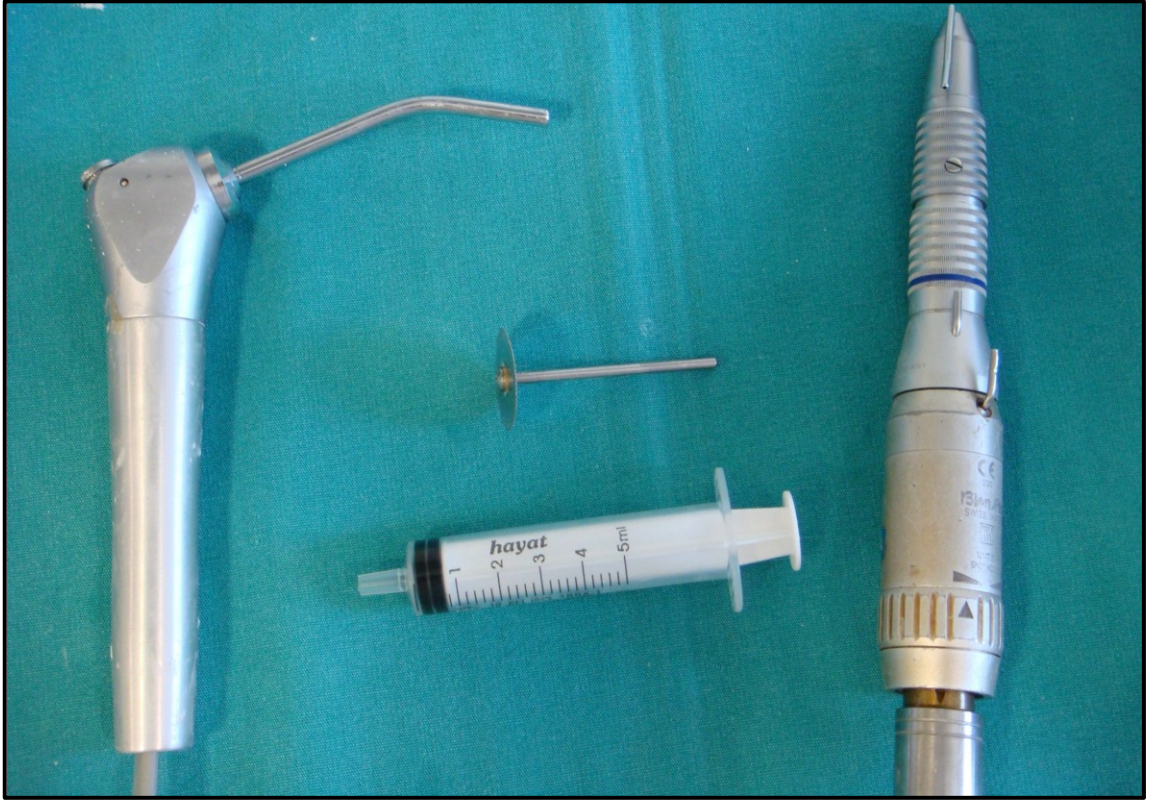
Sayfa1 Sayfa2 Sayfa3

Resim 19: Er:YAG Lazer, 1.Grupa Ait Sıcaklık Artış Değerlerinin Microsoft Office Excel Programı'na Ait ".xls" Uzantılı Dosyalar Şeklinde Kaydedilmesine Örnek Bilgisayar Ekran Görüntüsü

3.2. YÖNTEM

3.2.1. Çalışma Düzeneğinin Hazırlanması

Uygulamaların ve sıcaklık ölçümlerinin kolay ve hızlı yapılabilmesi amacıyla, 5 ml'lik dental enjektörlerin (Steril Şırınga, Hayat, İstanbul, Türkiye) 3 mm'lik kısmından, düşük hızda çalışan bir mikromotor (EX-6B, Düz Başlı Piyasamen, NSK, Japonya) ucuna takılan elmas seperasyon diski (807, 104, 354, 524, 200, Acurata, Almanya) kesilerek dişlerin sıcaklık ölçüm düzeneğine yerleştirilebileceği bir ortam hazırlandı (Resim 20a, 20b).



Resim 20a: Sıcaklık Ölçümlerinin Yapılacağı Düzenek İçin Dişlerin Yerleşeceği Ortamın Hazırlanmasında Kullanılan Aletler



Resim 20b: Dental Enjektörlerin Kesilmesi

Hazırlanan bu ortamın içerisinde dişler, pulpa odası kısmı enjektörün uç kısmına doğru, uygulamanın yapılacağı bukkal yüzey yukarı bakacak şekilde bir kompozit rezin (Filtek Z250, A2, 3MESPE, ABD) ile sabitlendi (Resim 21). Kompozit rezinin polimerizasyonunda 40 saniye halojen ışık (Optilux 501, Kerr, ABD) kullanıldı (Resim 22a, 22b).



Resim 21: Kompozit Resin İle Dişlerin Sabitlenmesi



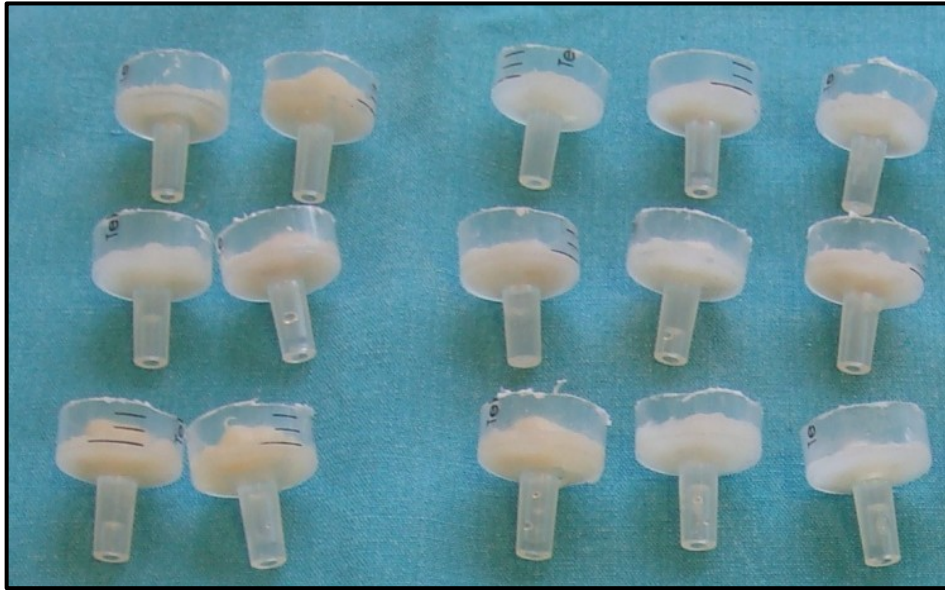
Resim 22a: Filtek Z250



Resim 22b: Optilux 501

Ayrıca enjektörlerin 3 mm'lik uç kısımlarından yararlanılarak oluşturulan bu ortamın şeffaf yapıya sahip olması, sıcaklık artışını ölçmek için kullanılan termoçiftin pulpa odasının tavanına ulaştığının görülebilmesi için kolaylık sağladı.

Hazırlanan 60 adet örnek, uygulama gerçekleşene kadar salin solüsyonu içerisinde bekletildi (Resim 23a, 23b).



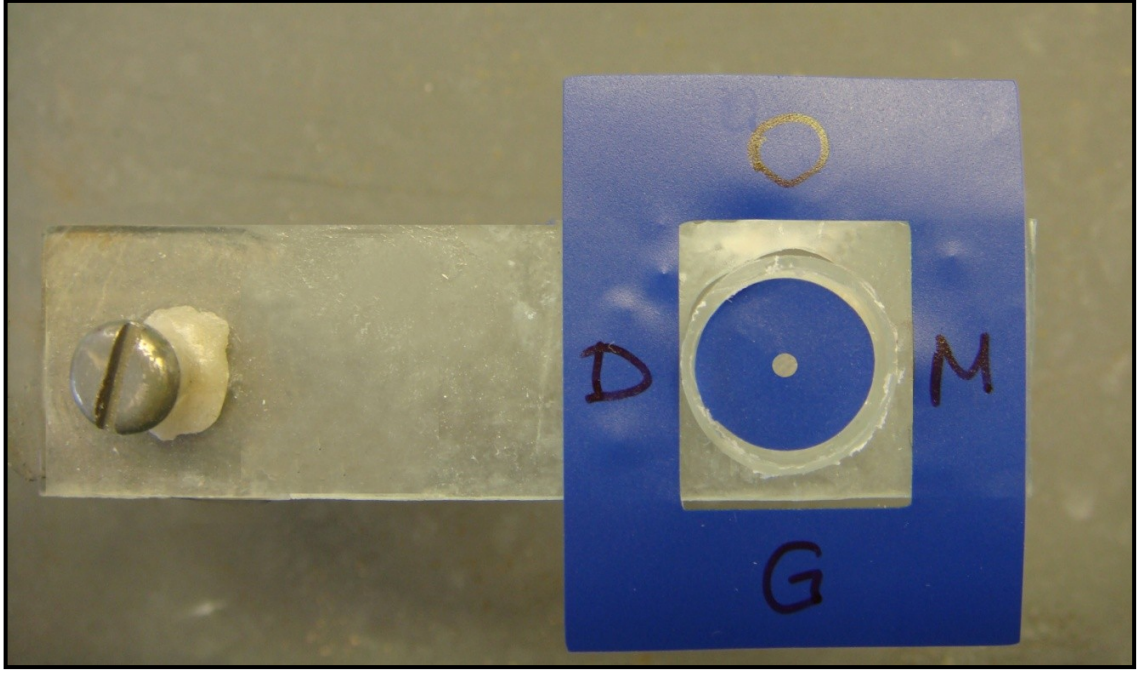
Resim 23a: Örnekler



Resim 23b: Örneklerin Saklandığı Salin Solüsyon

Çalışma sırasında tüm örnekler çelik bir standın üzerine vidalı, hareket edebilen yapıda şeffaf plastik tabla üzerine delinerek açılmış 15 mm çapta bir dairesel boşluğun içine oturtuldu.

Plastik tablanın üzerine örnekler yerleştirildikten sonra, örneklerin her defasında aynı yüzeylerine uygulama yapılmasını sağlamak adına, üzerinde oklüzal(O), distal(D), mezial(M), gingival(G) yazılarının kısaltmaları bulunan dikdörtgen bir etiket yapıştırıldı (Resim 24).



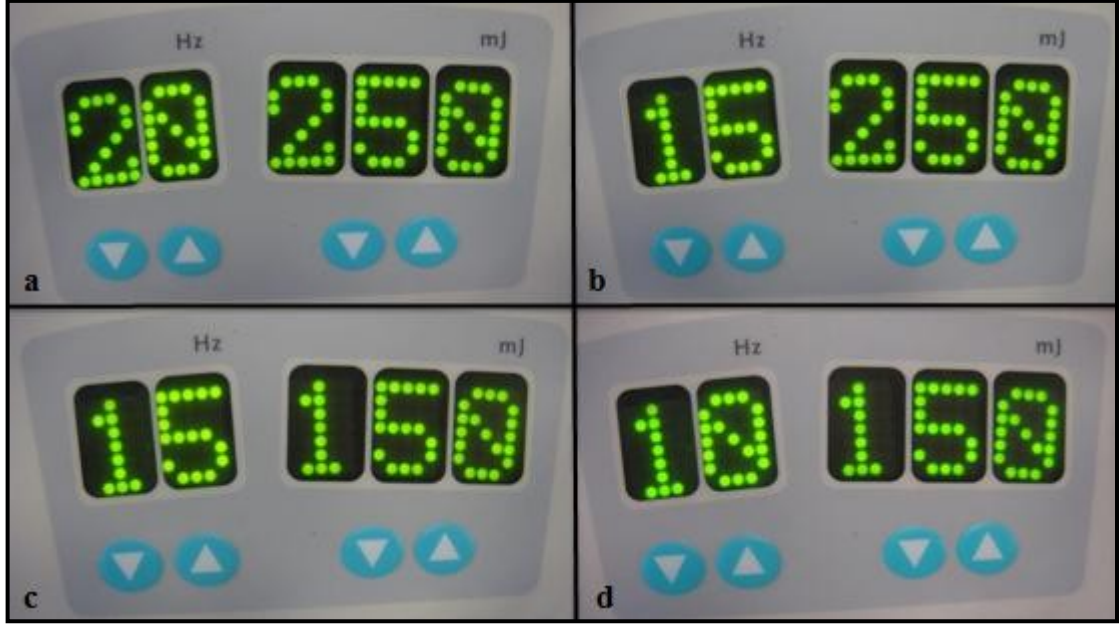
Resim 24: Üzerinde Dişlerin Konumunu Belirlemek için O,D,M,G Yazan Yapışkan Etiket

3.2.2. Çalışma Gruplarının Belirlenmesi

Örnekler (n=60) rastgele bir şekilde, eşit sayıda diş içeren (n=12) beş adet gruba bölündü.

Çalışmanın deney gruplarını oluşturan 1. Grupta 250 mJ enerji seviyesi ve 20 Hz'lik frekans değeri, 2.Grupta 250 mJ enerji seviyesi ve 15 Hz'lik frekans değeri, 3.Grupta 150 mJ enerji seviyesi ve 15 Hz'lik frekans değeri ve 4.Grupta ise 150 mJ enerji seviyesi ve 10 Hz'lik frekans değerine sahip Er:YAG lazer uygulaması yapıldı. Kullanılan lazer parametreleri resim 25a, 25b, 25c, 25d'de görülmektedir.

Çalışmanın kontrol grubunu oluşturan 5. Grupta ise yüksek hızda çalışan döner alet ve ucuna takılan elmas rond frez kullanıldı.



Resim 25: a,b,c,d; Kullanılan Lazer Parametrelerinin Ayarlanabilir Tuşların Bulunduğu Lazer Cihazı Panelindeki Görüntüleri

3.2.3. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada istatistiksel analizler NCSS 2007 paket programı ile yapılmıştır.

Maksimum sıcaklık ile ilk sıcaklık arasındaki fark Δt olarak belirlendi.

Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotlar; ortalama, standart sapma(ss), ortanca(median), Kartiller arası değişim aralığı (IQR) kullanıldı.

Çoklu grupların tekrarlayan ölçümlerinde Friedman testi, gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal Wallis testi ve alt grup karşılaştırmalarında Dunn's çoklu karşılaştırma testi kullanıldı.

Sonuçlar, $p < 0,05$ ile $p > 0,01$ anlamlı, $p < 0,01$ ile $p > 0,001$ orta derecede anlamlı, $p < 0,001$ ise ileri derecede anlamlı olarak kabul edildi.

4.BULGULAR

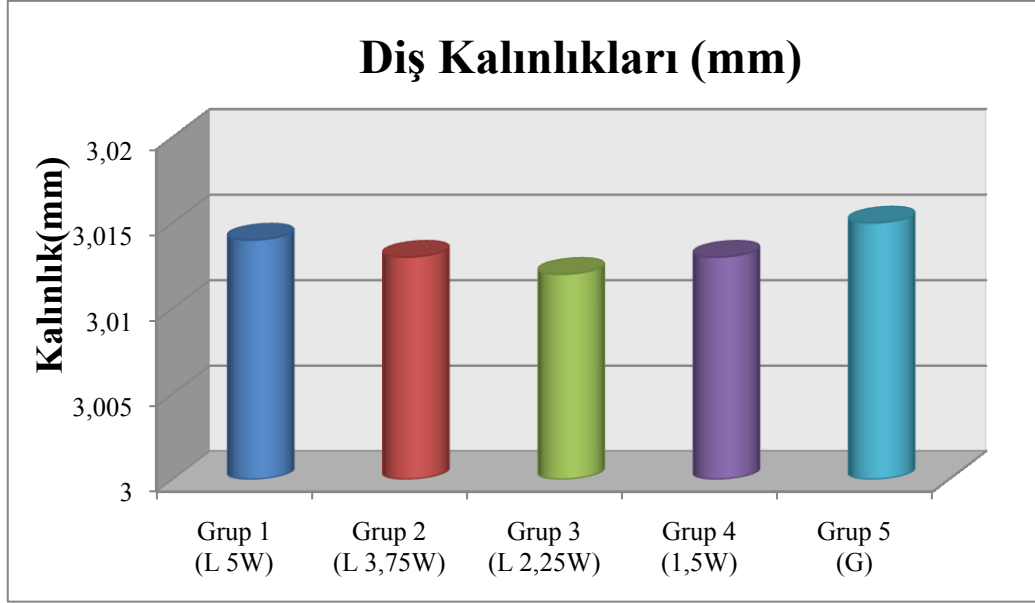
4.1. Örneklerdeki Diş Kalınlıklarının Dağılımı

Grup 1 [Er:YAG (L) , 250 mJ – 20 Hz (5 W)], Grup 2 [Er:YAG (L), 250 mJ – 15 Hz (3,75 W)], Grup 3 [Er:YAG (L), 150 mJ – 15 Hz (2,25 W)], Grup 4 [Er:YAG (L), 150 mJ – 10 Hz (1,5 W)] ve Grup 5 [Yüksek Hızda Döner Alet + Frez, Geleneksel (G)]’teki örnek kalınlığı ortalamalarının dağılımı Tablo 1 ve Grafik 1’de görülmektedir. Tüm gruplarda örneklerdeki diş kalınlığı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmedi ($p=0,997$). Tüm gruplarda örneklerin kalınlıklarının homojen dağıldığı görüldü.

Tablo 1: Örneklerdeki Diş Kalınlıklarının Gruplara Göre Dağılımı (Ort; Ortalama, SS: Standart Sapma, Median; Ortanca, IQR; Kartiller Arası Aralık, KW; Kruskal Wallis,)

Gruplar	Örneklerdeki Diş Kalınlıkları (mm)		
	Ort±SS	Median	IQR
Grup 1 (L 5 W)	3,014±0,12	3	(2,92-3,1)
Grup 2 (L 3,75 W)	3,013±0,10	3	(2,95-3,06)
Grup 3 (L 2,25 W)	3,012±0,10	3	(2,92-3,08)
Grup 4 (L 1,5 W)	3,013±0,09	3	(2,94-3,09)
Grup 5 (G)	3,015±0,09	3	(2,95-3,10)
KW	0,16		
p	0,997		

* $p: <0,05 - >0,01$, ** $p: <0,01 - >0,001$, *** $p < 0,001$



Grafik 1: Örneklerdeki Diş Kalınlıklarının Gruplara Göre Dağılımı

4.2. Er:YAG Lazer ve Geleneksel Yöntemin Uygulama Süreleri Açısından Karşılaştırılması

Er:YAG lazer ve döner alet uygulamasının, 2 mm kalınlıktaki dentin dokusunu ortadan kaldırma süreleri Tablo 2a, 2b ve Grafik 2’de görülmektedir. Grup 1, Grup 2, Grup 3, Grup 4 ve Grup 5’in 2 mm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ($p=0,0001$). Grup 1’in ortalamaları Grup 2, Grup 3, Grup 4 düşük, Grup 5’den istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0,0001$). Grup 2’in ortalamaları Grup 3 ve Grup 4’den düşük, Grup 5’den istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0,0001$). Grup 5’in ortalamaları Grup 3 ve Grup 4’den istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,0001$). 2 mm kalınlıktaki dentin dokusunun, en hızlı Grup 5 ile, en yavaş Grup 4’de ortadan kaldırılabilirdiği görüldü.

Tablo 2a: Gruplara Ait 2 mm Kalınlıktaki Dentin Dokusunu Ortadan Kaldırma Süreleri (Ort; Ortalama, SS: Standart Sapma, Median; Ortanca, IQR; Kartiller Arası Aralık, KW; Kruskal Wallis)

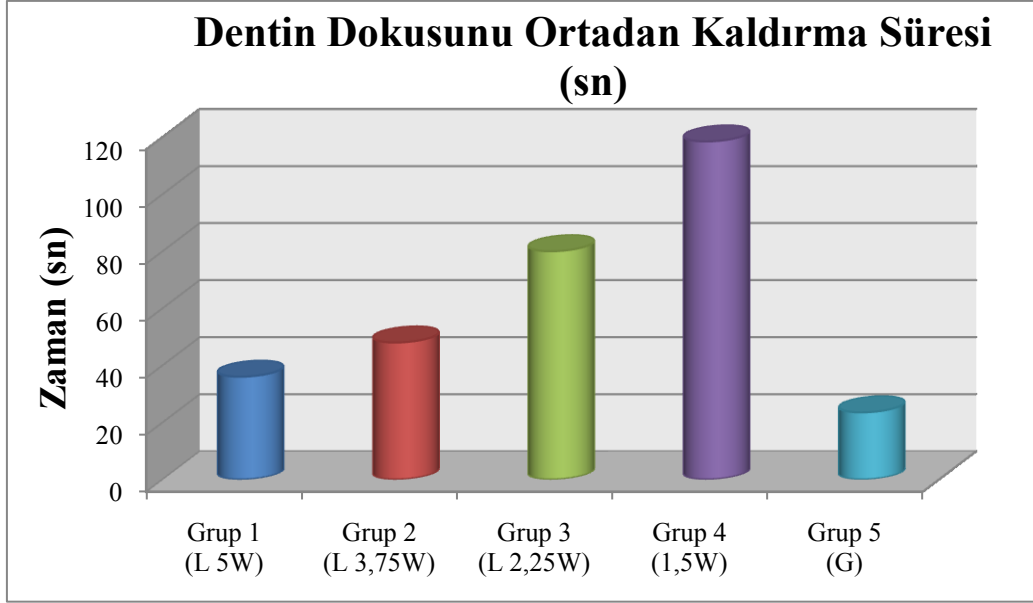
Gruplar	Süre (sn)		
	Ort±SS	Median	IQR
Grup 1 (L 5 W)	36,33±1,67	36	(35-37,75)
Grup 2 (L 3,75 W)	47,75±1,29	48	(47-49)
Grup 3 (L 2,25 W)	80,58±1,16	80	(80-82)
Grup 4 (L 1,5 W)	118,67±1,3	118,5	(118-119)
Grup 5 (G)	24,08±1,37	23,5	(23-25)
KW	56,85		
p	0,0001 ***		

* p: <0,05 - >0,01, ** p: <0,01 - >0,001, *** p < 0,001

Tablo 2b: Gruplara Ait 2 mm Kalınlıktaki Dentin Dokusunu Ortadan Kaldırma Sürelerinin Karşılaştırılması

Gruplar	p değeri
Grup 1 - Grup 2	0,0001***
Grup 1 - Grup 3	0,0001***
Grup 1 - Grup 4	0,0001***
Grup 1 - Grup 5	0,0001***
Grup 2 - Grup 3	0,0001***
Grup 2 - Grup 4	0,0001***
Grup 2 - Grup 5	0,0001***
Grup 3 - Grup 4	0,0001***
Grup 3 - Grup 5	0,0001***
Grup 4 - Grup 5	0,0001***

* p: <0,05 - >0,01, ** p: <0,01 - >0,001, *** p < 0,001



Grafik 2: 2 mm Kalınlıktaki Dentin Dokusunun Ortadan Kaldırma Sürelerinin Gruplara Göre Dağılımı

4.3. Er:YAG Lazer ve Geleneksel Yöntem Uygulanan Örneklerdeki Isı Değişikliklerinin Karşılaştırılması

4.3.1. 1 mm Dentin Dokusu Derinliğindeki Sıcaklık Artışı

Tüm grupların 1 mm dentin dokusu derinliğindeki Δt ortalamaları Tablo 3a ve 3b'de görülmektedir. Grup 1, Grup 2, Grup 3, Grup 4 ve Grup 5'in 1 mm dentin dokusu derinliğinde, Δt ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ($p=0,0001$). Grup 1'in Δt ortalamaları Grup 2, Grup 3, Grup 4 ve Grup 5'den istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0,001$, $p=0,0001$, $p=0,045$). Grup 2'nin Δt ortalamaları Grup 3 ve Grup 4'den istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0,0001$). Grup 5'in Δt ortalamaları Grup 3 ve Grup 4'den istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0,0001$). Grup 2 ile Grup 5 ve Grup 3 ile Grup 4 arasında, 1 mm dentin dokusu derinliğindeki Δt ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır.

1 mm dentin dokusu derinliğinde en yüksek sıcaklığın Grup 1'e, en düşük sıcaklığın ise Grup 4'e ait olduğu belirlendi.

Tablo 3a: Grupların 1 mm Dentin Dokusu Derinliğindeki Δt Ortalamaları (Ort; Ortalama, SS: Standart Sapma, Median; Orta değer, IQR; Kartiller Arası Aralık, KW; Kruskal Wallis)

Gruplar	Δt Ortalamaları (°C)		
	Ort±SS	Median	IQR
Grup 1 (L 5 W)	0,47±0,08	0,45	(0,4-0,5)
Grup 2 (L 3,75 W)	0,35±0,05	0,35	(0,3-0,4)
Grup 3 (L 2,25 W)	0,18±0,09	0,15	(0,1-0,3)
Grup 4 (L 1,5 W)	0,12±0,09	0,10	(0,1-0,2)
Grup 5 (G)	0,39±0,07	0,40	(0,33-0,4)
KW	46,31		
p	0,0001***		

* p: <0,05 - >0,01, ** p: <0,01 - >0,001, *** p < 0,001

Tablo 3b: Grupların 1 mm Dentin Dokusu Derinliğindeki Δt Ortalamalarının Karşılaştırılması

Gruplar	p değeri
Grup 1 - Grup 2	0,001**
Grup 1 - Grup 3	0,0001***
Grup 1 - Grup 4	0,0001***
Grup 1 - Grup 5	0,045*
Grup 2 - Grup 3	0,0001***
Grup 2 - Grup 4	0,0001***
Grup 2 - Grup 5	0,178
Grup 3 - Grup 4	0,219
Grup 3 - Grup 5	0,0001***
Grup 4 - Grup 5	0,0001***

* p: <0,05 - >0,01, ** p: <0,01 - >0,001, *** p < 0,001

4.3.2. 1,5 mm Dentin Dokusu Derinliğindeki Sıcaklık Artışı

Tüm grupların 1,5 mm dentin dokusu derinliğindeki Δt ortalamaları Tablo 4a ve 4b'de görülmektedir. Grup 1, Grup 2, Grup 3, Grup 4 ve Grup 5'in, 1,5 mm Δt ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ($p=0,0001$). Grup 1'in Δt ortalamaları Grup 2, Grup 3, Grup 4 ve Grup 5'den istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0,0001$). Grup 2'nin Δt ortalamaları Grup 3 ve Grup 4'den istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek ($p=0,0001$), Grup 5'den istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,0001$). Grup 3'ün Δt ortalamaları Grup 4'den istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek ($p=0,0001$), Grup 5'den istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,0001$). Grup 4'ün Δt ortalamaları Grup 5'den istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,0001$).

1,5 mm dentin dokusu derinliğinde en yüksek sıcaklığın Grup 1'e, en düşük sıcaklığın ise Grup 4'e ait olduğu belirlendi.

Tablo 4a: Grupların 1,5 mm Dentin Dokusu Derinliğindeki Δt Ortalamaları (Ort; Ortalama, SS: Standart Sapma, Median; Ortanca, IQR; Kartiller Arası Aralık, KW; Kruskal Wallis)

Gruplar	Δt Ortalamaları ($^{\circ}\text{C}$)		
	Ort \pm SS	Median	IQR
Grup 1 (L 5 W)	1,6 \pm 0,11	1,60	(1,5-1,7)
Grup 2 (L 3,75 W)	1,2 \pm 0,07	1,20	(1,13-1,28)
Grup 3 (L 2,25 W)	0,73 \pm 0,08	0,70	(0,7-0,8)
Grup 4 (L 1,5 W)	0,48 \pm 0,12	0,50	(0,4-0,6)
Grup 5 (G)	1,39 \pm 0,08	1,40	(1,3-1,48)
KW	55,49		
p	0,0001***		

* p: <0,05 - >0,01, ** p: <0,01 - >0,001, *** p < 0,001

Tablo 4b: Grupların 1,5 mm Dentin Dokusu Derinliğindeki Δt Ortalamalarının Karşılaştırılması

Gruplar	p değeri
Grup 1 - Grup 2	0,0001***
Grup 1 - Grup 3	0,0001***
Grup 1 - Grup 4	0,0001***
Grup 1 - Grup 5	0,0001***
Grup 2 - Grup 3	0,0001***
Grup 2 - Grup 4	0,0001***
Grup 2 - Grup 5	0,0001***
Grup 3 - Grup 4	0,0001***
Grup 3 - Grup 5	0,0001***
Grup 4 - Grup 5	0,0001***

* p: <0,05 - >0,01, ** p: <0,01 - >0,001, *** p < 0,001

4.3.3. 2 mm Dentin Dokusu Derinliğindeki Sıcaklık Artışı

Tüm grupların 2 mm dentin dokusu derinliğindeki Δt ortalamaları Tablo 5a ve 5b'de görülmektedir. Grup 1, Grup 2, Grup 3, Grup 4 ve Grup 5'in, 2 mm Δt ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ($p=0,0001$). Grup 1'in Δt ortalamaları Grup 2, Grup 3, Grup 4 ve Grup 5'den istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p=0,0001$). Grup 2'nin Δt ortalamaları Grup 3 ve Grup 4'den istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek ($p=0,0001$), grup 5'den istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,0001$). Grup 3'ün Δt ortalamaları Grup 4'den istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek ($p=0,0001$), grup 5'den istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,0001$). Grup 4'ün Δt ortalamaları Grup 5'den istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,0001$). 2 mm dentin dokusu derinliğinde en yüksek sıcaklığın Grup 1'e, en düşük sıcaklığın ise Grup 4'e ait olduğu belirlendi.

Tablo 5a: Grupların 2 mm Dentin Dokusu Derinliğindeki Δt Ortalamaları (Ort; Ortalama, SS: Standart Sapma, Median; Ortanca, IQR; Kartiller Arası Aralık, KW; Kruskal Wallis)

Gruplar	Δt Ortalamaları (°C)		
	Ort±SS	Median	IQR
Grup 1 (L 5 W)	2,9±0,15	2,95	(2,8-3)
Grup 2 (L 3,75 W)	2,23±0,12	2,20	(2,13-2,3)
Grup 3 (L 2,25 W)	1,33±0,14	1,30	(1,2-1,48)
Grup 4 (L 1,5 W)	0,89±0,13	0,90	(0,8-1)
Grup 5 (G)	2,43±0,1	2,40	(2,33-2,5)
KW	55,82		
p	0,0001***		

* $p < 0,05$ - $> 0,01$, ** $p < 0,01$ - $> 0,001$, *** $p < 0,001$

Tablo 5b: Grupların 2 mm Dentin Dokusu Derinliğindeki Δt Ortalamalarının Karşılaştırılması

Gruplar	p değeri
Grup 1 - Grup 2	0,0001***
Grup 1 - Grup 3	0,0001***
Grup 1 - Grup 4	0,0001***
Grup 1 - Grup 5	0,0001***
Grup 2 - Grup 3	0,0001***
Grup 2 - Grup 4	0,0001***
Grup 2 - Grup 5	0,0001***
Grup 3 - Grup 4	0,0001***
Grup 3 - Grup 5	0,0001***
Grup 4 - Grup 5	0,0001***

* p: <0,05 - >0,01, ** p: <0,01 - >0,001, *** p < 0,001

Tüm grupların pulpa odasındaki sıcaklık artışı ortalamalarının dentin derinliklerine göre dağılımı ve karşılaştırılması Tablo 6a ve 6b’de ve pulpa odasındaki sıcaklık artışı farklarına ait dağılımlar ise Grafik 3 ve 4’de görülmektedir.

Tablo 6a: Tüm Grupların Pulpa Odasındaki Sıcaklık Artışı Ortalamalarının, 1, 1,5 ve 2 mm Dentin Derinliklerine Göre Dağılımının Birlikte Görünümü (Ort; Ortalama, SS: Standart Sapma, IQR; Kartiller Arası Aralık, KW; Kruskal Wallis, Fr; Friedman)

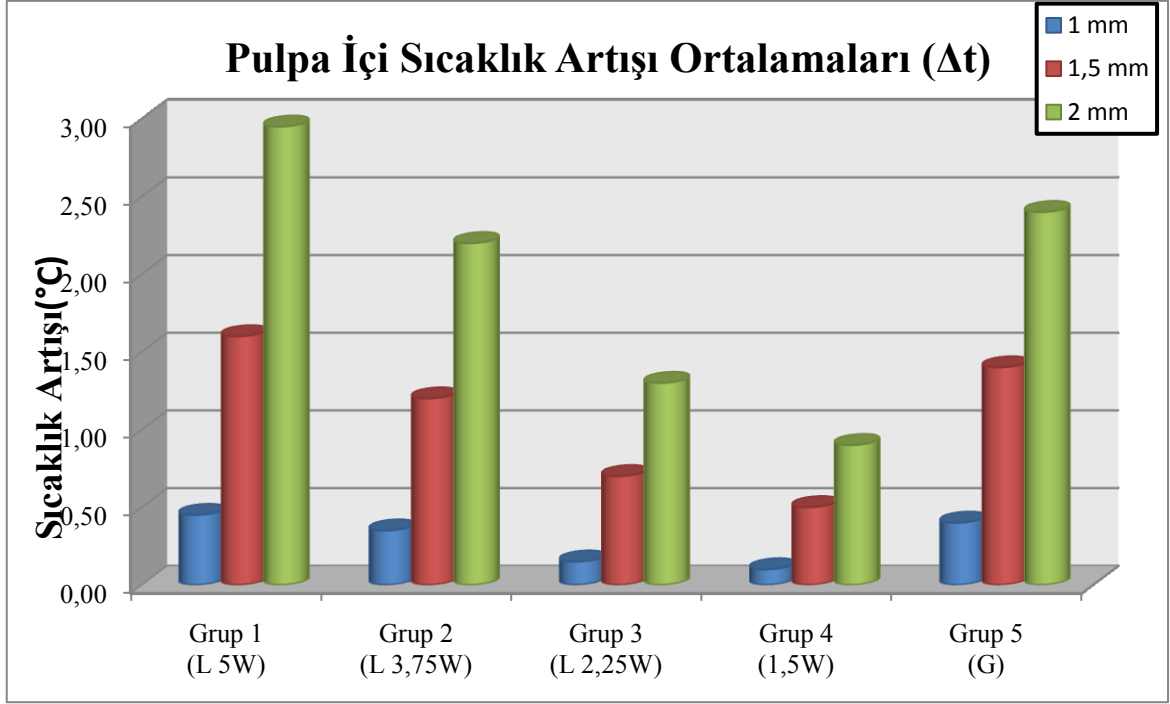
Δt Ortalamaları (°C)											
Gruplar	1 mm Dentin Derinliği			1,5 mm Dentin Derinliği			2 mm Dentin Derinliği			Fr	p
	Ort±SS	Median	IQR	Ort±SS	Median	IQR	Ort±SS	Median	IQR		
Grup 1 (L 5 W)	0,47±0,08	0,45	(0,4-0,5)	1,6±0,11	1,60	(1,5-1,7)	2,9±0,15	2,95	(2,8-3)	24	0,0001***
Grup 2 (L 3,75 W)	0,35±0,05	0,35	(0,3-0,4)	1,2±0,07	1,20	(1,13-1,28)	2,23±0,12	2,20	(2,13-2,3)	24,5	0,0001***
Grup 3 (L 2,25 W)	0,18±0,09	0,15	(0,1-0,3)	0,73±0,08	0,70	(0,7-0,8)	1,33±0,14	1,30	(1,2-1,48)	24	0,0001***
Grup 4 (L 1,5 W)	0,12±0,09	0,10	(0,1-0,2)	0,48±0,12	0,50	(0,4-0,6)	0,89±0,13	0,90	(0,8-1)	24	0,0001***
Grup 5 (G)	0,39±0,07	0,40	(0,33-0,4)	1,39±0,08	1,40	(1,3-1,48)	2,43±0,1	2,40	(2,33-2,5)	24	0,0001***

* p: <0,05 - >0,01, ** p: <0,01 - >0,001, *** p < 0,001

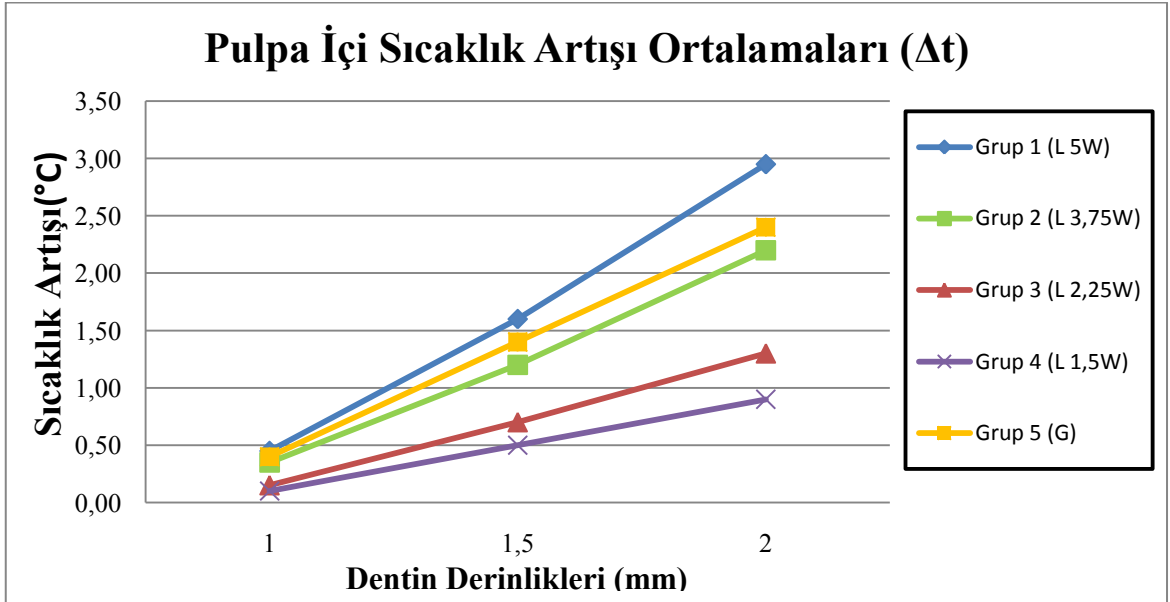
Tablo 6b: Tüm Grupların Pulpa Odasındaki Sıcaklık Artışı Ortalamalarının, 1, 1,5 ve 2 mm Dentin Derinliklerine Göre Dağılımının Karşılaştırılmasının Birlikte Görünümü

Gruplar	p değeri (1 mm Derinlik)	p değeri (1,5 mm Derinlik)	p değeri (2 mm Derinlik)
Grup 1 - Grup 2	0,001**	0,0001***	0,0001***
Grup 1 - Grup 3	0,0001***	0,0001***	0,0001***
Grup 1 - Grup 4	0,0001***	0,0001***	0,0001***
Grup 1 - Grup 5	0,045*	0,0001***	0,0001***
Grup 2 - Grup 3	0,0001***	0,0001***	0,0001***
Grup 2 - Grup 4	0,0001***	0,0001***	0,0001***
Grup 2 - Grup 5	0,178***	0,0001***	0,0001***
Grup 3 - Grup 4	0,219***	0,0001***	0,0001***
Grup 3 - Grup 5	0,0001***	0,0001***	0,0001***
Grup 4 - Grup 5	0,0001***	0,0001***	0,0001***

* p: <0,05 - >0,01, ** p: <0,01 - >0,001, *** p < 0,001



Grafik 3: Grupların Pulpa Odasındaki Sıcaklık Artışı Ortalamalarının Dentin Derinliklerine Göre Dağılımı



Grafik 4: Grupların Pulpa Odasındaki Sıcaklık Artışı Ortalamalarının Dentin Derinliklerine Göre Dağılımı

4.4. Er:YAG Lazer ve Geleneksel Yöntem Uygulamalarının Yapıldığı Farklı Dentin Kalınlıkları Arasındaki Isı Değişikliklerinin Karşılaştırılması

Grupların kendi içerisinde, 1, 1,5 ve 2 mm dentin derinliklerindeki sıcaklık artışı değerleri arasındaki farklılıklar da incelenmiştir. 1, 1,5 ve 2 mm dentin derinliklerindeki sıcaklık artışı değerleri arasındaki farklılıklar Tablo 7a ve 7b'de görülmektedir.

Grup 1'in 1 mm, 1,5 mm, 2 mm Δt ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ($p=0,0001$). 1 mm'nin Δt ortalamaları 1,5 ve 2 mm'den istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,002$). 1,5 mm'nin Δt ortalamaları 2 mm'den istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,002$).

Grup 2'nin 1 mm, 1,5 mm, 2 mm Δt ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ($p=0,0001$). 1 mm'nin Δt ortalamaları 1,5 ve 2 mm'den istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,002$, $p=0,003$). 1,5 mm'nin Δt ortalamaları 2 mm'den istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,002$).

Grup 3'ün 1 mm, 1,5 mm, 2 mm Δt ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ($p=0,0001$). 1 mm'nin Δt ortalamaları 1,5 ve 2 mm'den istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,002$, $p=0,003$). 1,5 mm'nin Δt ortalamaları 2 mm'den istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,002$).

Grup 4'ün 1 mm, 1,5 mm, 2 mm Δt ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ($p=0,0001$). 1 mm'nin Δt ortalamaları 1,5 ve 2 mm'den istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,001$, $p=0,002$). 1,5 mm'nin Δt ortalamaları 2 mm'den istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,001$).

Grup 5'in 1 mm, 1,5 mm, 2 mm Δt ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ($p=0,0001$). 1 mm'nin Δt ortalamaları 1,5 ve 2 mm'den

istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0,003$, $p=0,002$). 1,5 mm'nin Δt ortalamaları 2 mm'den istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu. ($p=0,003$).

Her grup kendi içerisinde değerlendirildiğinde, dentin derinliğinin artıp, kalan dentin kalınlığı azaldıkça sıcaklığın bütün gruplarda arttığı görüldü.

Tablo 7: Grupların Kendi İçerisinde 1, 1,5, 2 mm Dentin Derinliklerindeki Pulpa Odasındaki Sıcaklık Artışı Ortalamalarının Karşılaştırılması

Gruplar	p değeri (Grup 1)	p değeri (Grup 2)	p değeri (Grup 3)	p değeri (Grup 4)	p değeri (Grup 5)
1 mm – 1,5 mm	0,002**	0,002**	0,002**	0,001**	0,003**
1 mm - 2 mm	0,002**	0,003**	0,003**	0,002**	0,002**
1,5 mm - 2 mm	0,002**	0,003**	0,002**	0,001**	0,003**

* $p: <0,05 - >0,01$, ** $p: <0,01 - >0,001$, *** $p < 0,001$

5.TARTIŞMA

Er:YAG lazerlerin, Pedodonti’de sert doku uygulamalarında etkinliği kanıtlanmış, ağrısız, temassız ve yüksek hasta konforu ile çocuk diş hekimlerine çalışma olanağı sağlayan ve en çok tercih edilen sert doku lazeri olduğu bildirilmiştir (13, 70, 71, 72, 73, 74, 75, 76, 81, 109).

Çeşitli çalışma parametrelerindeki Er:YAG lazerin, süt ve genç sürekli dişlerdeki mine ve dentin dokusu üzerindeki etkilerini gösteren SEM çalışmaları ve dişin canlılığını sağlayan pulpa dokusundaki histopatolojik etkilerini gösteren birçok çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmaların sonuçları, Er:YAG lazer uygulamasına pulpa dokusunun yanıtının geri dönebilir, lokalize ve yüksek hızda döner aletlerle kıyaslanabilir olduğunu ve dişlerde pulpa iltihabı ya da nekrozunun görülmediğini göstermektedir (8, 61, 68, 83, 92, 184, 186, 191, 195, 196, 218, 220).

Bugüne kadar geliştirilen lazer sistemlerinin, sürekli dişlerde yüksek enerji düzeylerinde uygulanması sırasında karşılaşılan en büyük sorunun, çevre dokularda ısı oluşumu olduğu bildirilmiştir (213). Araştırmalarda dişin sert dokularında “termomekanik” bir etki mekanizması ile çalışan Er:YAG lazerlerin, sürekli diş mine ve dentin dokusu üzerinde uygulanması sırasında pulpada oluşabilecek ısısız değişiklikler incelenmiştir (14, 18, 19, 20, 214, 216, 217, 219, 220). Ancak Er:YAG lazerin süt dişi dokularındaki sıcaklık oluşturma etkisini araştıran çok az sayıda araştırma bulunmaktadır (21, 22, 83, 225, 226).

Bu nedenle bu çalışmada Pedodonti’de yumuşak ve sert doku uygulamalarında sıklıkla kullanılan Er:YAG lazerler seçildi. Bu lazerin 5 W, 3,75 W, 2,25 W, 1,5 W çalışma parametreleri ile kavite hazırlığı gibi bir sert doku uygulamasında, süt dişi pulpa odasında oluşan sıcaklık artışı etkisi araştırıldı. Bu etki geleneksel bir yöntem olan yüksek hızda döner alet ile kavite hazırlığı sırasında süt dişi pulpa odasında oluşan sıcaklık artışı etkisiyle karşılaştırıldı.

Dişlerde kavite hazırlığı ya da bir materyal ve yöntemin uygulanması esnasında pulpada ısı ölçmeye yönelik birçok araştırma bulunmaktadır (221, 222, 223, 224).

Sıcaklık artışının ölçülmesi için *in-vitro* çalışma modeli kullanılmasının, gerçek klinik koşulların ancak yaklaşık bir yansıması olabileceği bildirilmektedir. Diş dokularına yapılan herhangi bir materyal ya da tekniğin pulpa odasında oluşturacağı gerçek sıcaklık artışının, ancak *in-vivo* koşullarla ölçülebileceği düşünülmektedir (228).

Bu çalışma, *in-vivo* koşullarda sıcaklık ölçümlerinin pulpa odasının içerisinden yapılabilmesi mümkün olamayacağı için *in-vitro* olarak gerçekleştirildi.

Pulpa dokusundaki ısı artışının ölçülmesi ile ilgili araştırmalarda, insan büyük ve küçük azı dişleri ve sığır kesici dişleri kullanılmasına rağmen, süt dişlerinde pulpa dokusuna ısı iletimini araştıran çalışmaların daha az olması nedeni ile bu çalışmada, süt azı dişlerinin kullanılması tercih edildi (18, 21, 22, 83, 219, 222).

İnsan dişleri üzerinde yapılan çalışmalarda, örnekler çeşitli sıcaklıklarda distile su, steril salin solüsyonu veya timol kristali içeren distile suda bekletilmektedir (19, 21, 224, 229). Bu çalışmada örnekler, öncelikle timol kristali içeren distile suda bekletildikten sonra sadece distile su içerisinde bekletildi.

Dişlerin saklandığı sıvıdaki herhangi bir kimyasal maddenin dişin yapısına girerek değişikliğe neden olabileceğini ve bu nedenle yapılan ölçümlerde hatalar olabileceğini bildirilmiştir (230). Bu çalışmada, örnekler timol kristallerinden arındırıldıktan sonra yapılarında bir değişikliğe yol açmaması için distile su içerisinde bekletildi.

Sıcaklık ölçümlerinde kütlenin önemi kaçınılmaz olduğu için dişin kökü kesilmeden pulpa odasına ulaşmayı tercih eden araştırmalar bulunmasına rağmen bu çalışmada, pulpa odasına kolay ulaşabilmek amacıyla birçok çalışmada olduğu gibi diş kökleri kesildi (14, 17, 18, 19, 21, 22, 222, 231, 224).

Sıcaklık ölçümleri sırasında ağız ortamının sıcaklığını taklit eden düzeneklerin hazırlandığı çalışmalar olmasına karşın bu çalışma, birçok çalışmanın sıklıkla gerçekleştirildiği gibi oda sıcaklığında gerçekleştirildi (15, 222).

Çalışmaların çoğunda, dişlerin bukkal yüzeyinde gerçekleştirilen sınıf 5 kavite hazırlıkları sırasında sıcaklık ölçümleri yapılmıştır (17, 20, 219, 220, 222, 224). Bu nedenle bu çalışmada süt dişlerinin bukkal yüzeyinde lazer ve yüksek hızda döner alet uygulamaları ile sınıf 5 kavite hazırlıkları sırasında sıcaklık ölçümleri yapıldı.

Diş minesinin ısı iletkenlik katsayısının ($K:9.34 \times 10^3$ w/cm °C), dentin dokusuna ($K:5.69 \times 10^3$ w/cm °C) göre daha fazla olmasına rağmen, pulpaya olan mesafenin daha fazla oluşu nedeni ile mine dokusunda lazer uygulamalarının oluşturduğu ısı etkisinin, dentin dokusundaki ısı etkisine göre daha az olduğu bildirilmektedir (210). Bu nedenle bu çalışma ısı etkisinin oluşabileceği, süt dişi dentin dokusunda gerçekleştirildi.

Çalışma alanının boyutunu, ısı ölçümleri için standardize eden bir ISO değeri bulunmadığı için, bu çalışmada birçok çalışmada kullanılan 2 mm'lik çalışma alanı boyutu kullanıldı (17, 20, 219, 220, 222). Yüksek hızda döner alet grubunda, bu çalışma boyutuna göre 2 mm çapında frez kullanıldı.

Lazer ile kavite hazırlığı sırasında ise üretici firma tarafından önerilen uç kullanıldı. İşlemin temassız gerçekleştirilmesi için **Geraldo-martins ve ark.** ve **Freitas ve ark.'ın** çalışmalarında kullandığı, lazer ucuna adapte edilen endodontik eğe kullanıldı (16, 19).

Bu çalışmada -200 °C ile +1350 °C aralıkta ve ölçülemeyecek kadar düşük hata payıyla sıcaklık artışlarını ölçen ve araştırmalarda en sık kullanılan bir termoçift tipi olan K tipi termoçift ve bu termoçiftin bağlandığı dijital termometre kullanıldı (14, 15, 19, 21, 22, 220, 227, 231).

Isı ölçümü yapılan çalışmalarda ısı iletimi amacıyla bir ısı iletken maddeye ihtiyaç olduğu bildirilmiştir. Bu amaçla çalışmalarda silikon esaslı patlar kullanılmıştır

(14, 15, 19, 21,231). Bu çalışmada içi boşaltılmış olan pulpa odasına uygulamanın kolay olması, homojen dağılması ve termoçift ucun daha iyi adaptasyonunun sağlanması için silikon pasta kullanıldı.

Er:YAG lazerin çalışma parametre aralıklarının, mine dokusunda 4 – 8 W, dentin dokusunda 2 – 5 W ve çürük diş dokusunda 1 – 3 W olduğu belirtilmiştir (232).

Kornblit ve ark. (2009) çalışmalarında süt dişi mine ve dentin yüzeyine 150 - 250 mJ ve 15 Hz Er:YAG lazer uygulaması sonrasında yaptıkları SEM görüntülemesinde dişlerde karbonizasyon alanları ya da çatlak görmediklerini ve dentin yüzeylerinin sürekli diş dentin dokusunda yapılan çalışmalardaki SEM görüntülerine benzer olduğunu bildirmişlerdir (82).

Gouw Soares ve ark. (2001) çalışmalarında sürekli diş dentin dokusunda 500 mJ - 800 mJ ve 10 Hz Er:YAG uygulaması sonrasındaki SEM görüntülerinde, derin kavite hazırlığına ait pulpal duvarda bulunan, lazer ışığına maruz kalmış dentin yüzeyinde morfolojik değişiklikler, smear tabakası olmaksızın dentin tübüllerinin açıldığını görmüşler ve herhangi bir çatlak ya da kırılmalara rastlamadıklarını bildirmişlerdir (229).

Çalışmada lazer gruplarındaki çalışma parametreleri belirlenirken, üretici firmanın direktiflerine bağlı kalındı. Er:YAG lazerin süt dişi dentin dokusunda uygulanması sonrasında SEM görüntülemelerinin ve pulpanın histopatolojik incelenmesinin yapıldığı çalışmalarda ve çocuk hastalarda Er:YAG lazer uygulamasının klinik koşullardaki başarısını gösteren, klinik takip çalışmalarında kullanılan lazer parametreleri örnek alındı (13, 81, 74, 88, 109, 184, 193, 195, 196). Çalışmanın en yüksek düzeyde enerji ve frekans parametreleri olarak, **Kornblit ve ark.** ve **Gouw-Soares ve ark.** çalışmalarında kullandığı parametreleri en yüksek güç parametresi olarak alındı (82, 229).

Isısal travma sonucu oluşan zararın derecesinde, pulpaya ait damarsal yapıların niteliğinin ve durumunun önemli olduğu bildirilmektedir. Sağlıklı pulpa dokusundaki

kan akımı ve periodontal dokuların mevcudiyeti, ısı yayılımının belli bir seviyeye kadar tutulabilmesini sağlamaktadır (228, 233).

Fizyolojik sınırlar içerisinde pulpadaki ısı devamlılığının ne gibi sonuçlara neden olacağını gösteren **Zach ve ark. (1960)**, çalışmalarında rhesus macaca maymunlarının sağlam kesici dişlerine *in-vitro* olarak ısı uygulamışlar ve pulpa odasında oluşan 5,5 °C'lik ısı artışında %15, 11,1 °C'lik ısı artışında %60 derecede pulpanın canlılığını kaybetmesi ve geri dönüşümsüz pulpa enflamasyonu ve pulpa nekrozu oluştuğunu bulmuşlardır (212).

Bu çalışmada birçok çalışmada olduğu gibi, 5,5 °C'lik ısı artışının üzerindeki değerler, pulpa için patolojik kabul edidi ve 5,5 °C “kritik sıcaklık değeri” olarak tanımlandı (15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 219, 220).

Dokularda ısı etkisinin oluşmasında hasarın tamamının belli bir zaman aralığında dokuya aktarılan enerjiye bağlı olduğu bildirilmektedir (229).

Suyun en çok emilim gösterdiği 2,94 µm'lik dalga boyu aralığında olan Er:YAG lazerler tarafından oluşturulan lazer enerjisinin, çoğunlukla su tarafından absorbe edilmesi nedeniyle, çevre dokulara daha az ısı geçişinin mümkün olduğu bildirilmektedir (176, 221, 229, 234).

Er:YAG lazer oluşturduğu ısının tamamına yakını dokulardaki su tarafından ortadan kaldırıldığı bilirse de, ısı iletiminden tamamen kaçınılamadığı belirtilmiştir. Bu nedenle diş dokularının soğutulması için, su spreyi kullanımının gerektiği konusunda araştırmacılar fikir birliğine varmıştır. Su spreyi soğutmasının, sıcaklık artışını kontrol altına alıp, pulpayı termal yaralanmalara karşı koruduğu ve diş yüzeyi temizlediği, doku ablasyon etkinliğini ve adeziv restorasyon materyallerin diş yüzeyine tutunmasını arttırdığı bilinmektedir (215, 219, 235). Ayrıca pulpada patolojik sonuçlarla karşılaşmamak için su spreyi kullanılmasının gerekliliği, araştırmacılar tarafından da özellikle vurgulanmaktadır (14, 198, 217). Histolojik çalışmalar ise ancak su soğutması

altında gerçekleştirilen Er:YAG lazer uygulamasında, pulpanın ısısız güvenliğini sağlanabileceğini göstermiştir (61, 198, 218, 221).

Glockner ve ark. (1998) çalışmalarında insan kesici ve kanin dişlerinde 500 mJ ve 10 Hz Er:YAG lazer uygulamasını 25 ml/dk su spreyi altında gerçekleştirmişlerdir. Kavite hazırlığı sırasında sıcaklığın başlangıç sıcaklığı olan 37°C'den 30 - 25°C'ye kadar düştüğünü ve pulpa odası tavanının açıldığı anda bu sıcaklığın en yüksek sıcaklığa ulaştığını bildirmişlerdir (222).

Cavalcanti ve ark (2003) çalışmalarında sığır keser dişlerinde 350 mJ ve 10 Hz çalışma parametresinde Er:YAG lazer ışığını 4,5 ml/dk su akışı ile uygulamışlar ve ortalama 2,69°C'lik sıcaklık artışı olduğunu bildirmişlerdir (219).

Atrill ve ark. (2004) yaptıkları çalışmalarında küçük azı dişlerinde 230 mJ ve 2, 4, 8 Hz'lik çalışma parametrelerinde, 3 - 5 ml/dk su soğutması varlığında ve su soğutması olmadan Er:YAG lazer uygulaması gerçekleştirmişler ve sıcaklık artışının su soğutması altında 4 °C ve su soğutması olmadan 24,7 °C olduğunu bildirmişlerdir (216).

Park ve ark. (2007) çalışmalarında insan azı dişlerinde 300 mJ ve 20 Hz 1,6 ml/dk su soğutması altında Er:YAG lazer uygulaması gerçekleştirmişler. Pulpa odasında uygulama sırasında herhangi bir sıcaklık artışı gerçekleşmediğini ancak uygulamadan 1 - 2 sn sonra sıcaklık artışı olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar pulpada istenmeyen termal zararın önlenmesi için uygulama sırasında su akışının artırılması ve uygulamadan sonra 1 - 2 sn daha su spreyi uygulaması gerektiğini bildirmişlerdir (15).

Bu çalışmada ise, kullanılan lazer cihazı 250 mJ - 20 Hz, 250 mJ - 15 Hz, 150 mJ - 15 Hz, 150 mJ - 10 Hz çalışma parametrelerinde, lazer cihazından akışı devamlı, aynı hızda akan 35 ml/dk'lık su spreyi soğutması kullanıldı. Çalışmalardaki su spreyi akış miktarları, farklılıklar göstermesine rağmen, bu çalışmadaki sıcaklık artışlarının diğer çalışmalarda olduğu gibi, ancak su spreyi kullanılarak 5,5°C'lik kritik sıcaklık değerinin altında tutulabileceği düşünüldü (15, 62, 216, 217, 219, 222). 35 ml/dk'lık su

soğutması altında en yüksek sıcaklığın, 250 mJ - 20 Hz grubunda 2,9°C ile sınırlı kalabildiği görüldü.

Atım başlangıcı, yükselmesi ve bitimi belirli olan, serbest atımlı çalışma prensibi ile çalışan Er:YAG lazerlerde, çevre dokulara termal hasarı en aza indirmek için lazerin atım tekrarlama hızının (frekans) ayarlanarak, atımlar arası zamanın uzun ve atım süresi kısa tutulabileceği bildirilmiştir. Böylece lazerden etkilenen dokunun normal ısı değerine dönmesine zaman kalabileceği belirtilmiştir (236, 237).

Yüksek atım tekrarlama hızının (frekans), lazer atımları arasında daha az soğutma süresinin oluşmasına neden olacağı ve böylece dokunun daha derin bölgelerine kadar daha fazla ısınmasının söz konusu olacağı belirtilmiştir (229).

Raucci-Neto ve ark. (2007) yaptıkları çalışmada 300 mJ ile 3 - 4 Hz Er:YAG lazer enerjisini karşılaştırmışlardır. 4 Hz lazer çalışma parametresindeki sıcaklık artış değerlerinin, 3 Hz çalışma parametresinde elde edilen sıcaklık artış değerlerine göre daha fazla olduğunu ve atım sayısı arttığında daha fazla ısı etkisi oluşabileceğini bildirmişlerdir (221).

Correa-Afonso ve ark.(2008) çalışmalarında sığır dişlerinde 1 mm kavite hazırlığı sonrasında, bu dişlere kompozit restorasyon yerleştirmişlerdir. 250 mJ - 2, 4, 6, 10 Hz frekanslarındaki Er:YAG lazer uygulaması ile kompozitin ortadan kaldırılması sırasında ısı artışını değerlendirmişlerdir. Gruplardaki frekans değerleri arttıkça, sıcaklık artışlarının daha fazla olduğunu gözlemlemişlerdir (214).

Geraldo-Martins ve ark.(2005) çalışmalarında sığır keser dişlerine 250,300,350 mJ enerji düzeyindeki Er:YAG lazeri 2, 4 ve 6 Hz atım sayısında uygulamışlar ve lazer frekans değerleri arttıkça, 0,03°C'den 1,45°C'ye sıcaklık değerlerinin değiştiğini bildirmişlerdir (16).

Bu çalışmada ise 250 mJ ve 150 mJ enerji düzeyindeki Er:YAG lazer uygulamasında 10, 15 ve 20 Hz frekans değerleri kullanıldı. En yüksek enerji

parametresinde (250 mJ), daha yüksek sıcaklık değerleri görülse de, frekans değeri arttıkça, sıcaklık değerlerinin artış gösterdiği görüldü. En yüksek sıcaklık değerinin 20 Hz grubuna ve en düşük sıcaklık değerinin 10 Hz grubuna ait olduğu bulundu. Yapılan çalışmalarla uyumlu olarak frekans değeri arttıkça, lazerin etkisiyle oluşan ısının kavitenin derinliklerine daha çok ulaştığı düşünüldü.

Kısa atım sürelerinde lazer uygulamasının yapıldığı bölgede ısının depolandığı, ancak uzun atım sürelerinde bu enerjinin bir kısmının depolanıp, bir kısmının daha derin dokulara iletiildiği bildirilmiştir (229).

Isı oluşumunun daha az görülebilmesi için, dokuya ısının difuze olma süresinden daha kısa sürede doku yıkımının gerçekleştirilmesi gerektiği bildirilmiştir. Bu nedenle lazerin atım süresinin, dokunun termal dinlenme süresinden kısa olması gerektiği düşünülmektedir (238).

Gouw-Soares ve ark. (2001) yaptıkları çalışmalarında, insan keser dişlerinde 500 mJ - 10 Hz ve 850 mJ - 10 Hz çalışma parametrelerinde, 200 - 500 µs atım süresine sahip Er:YAG lazer uygulaması sonucunda elde edilen sıcaklık değerlerinin 3°C'den az olduğunu bildirmişlerdir (229).

Cavalcanti ve ark (2003) çalışmalarında 350 mJ ve 10 Hz çalışma parametresinde 250 µs'lik Er:YAG lazer uygulamasındaki sıcaklıkların 3°C'nin altında kaldığını bildirmişlerdir (219).

Krmek ve ark. (2009) yaptıkları çalışmalarında, insan azı dişi dentin dokusunda 340, 280 ve 200 mJ ve 10, 8, 5 Hz atım sayısına sahip, 100 µs atım süresinde Er:YAG lazer uygulaması sonucunda pulpa odasındaki sıcaklık artışı ölçmüşlerdir. Pulpa odasında oluşan en yüksek sıcaklık değerinin 340 mJ - 10 Hz lazer grubunda 1,37°C ve en düşük değerin 200 mJ - 5 Hz lazer grubunda 0,43°C olduğunu bildirmişlerdir. Er:YAG lazerlerdeki geleneksel 300 µs'lik lazer uygulamasının aksine 100 µs'lik lazer uygulamasının daha etkin ve pulpaya daha az zararlı olduğunu belirtmişlerdir (239).

Bu çalışmada 20µs'den 330µs'a kadar değişen aralıkta atım süresine sahip Er:YAG lazer kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan frekans aralıklarına karşılık gelen kısa atım süreleri ile pulpanın ısısız dinlenme döneminin uzun tutulabildiği ve pulpa odasındaki sıcaklık artışlarının 3°C'nin altında kalabildiği görüldü. Ancak 20 Hz frekansa sahip lazer grubunda görülen sıcaklık artış değerlerinin, 10 Hz frekansa sahip lazer grubunda görülen sıcaklık artış değerlerinden yüksek olmasının bir nedeni olarak, 20 Hz frekansda lazer uygulaması sonrası pulpanın ısısız dinlenme zamanının kısa olması düşünüldü.

Atım genişliği ile ilgili olan ve dokulara ısı geçişini doğrudan etkileyen bir diğer lazer parametresinin ise lazerin dokudaki penetrasyon derinliği olduğu bildirilmiştir. 200 µs ve 400 µs arasında atım genişliğine sahip Er:YAG lazerlerin minede 7 µm, dentinde ise 5 µm derinliğe kadar penetre olduğu bilinmektedir (29, 240). Bu çalışmada hazırlanan kavitenin derin bölgelerinde sıcaklık artışlarının kritik sıcaklık değerinin altında kalmasının, çalışmada kullanılan Er:YAG lazerin 200 µs gibi dar bir atım genişliğine sahip olması nedeniyle lazerin etkisiyle oluşan ısının dokuya penetrasyon miktarının düşük olmasından kaynaklandığı düşünüldü.

Bu çalışmada araştırmalarda sıklıkla karşılaştırılan, Er:YAG lazer ile yüksek hızda döner aletlerin dentin dokusuna ve pulpa odasındaki sıcaklık artışına olan etkisi karşılaştırılmıştır.

Araştırmacılar tarafından döner aletin hızı, kullanılan hava basınç miktarı, su spreyi miktarı, kullanıcının uyguladığı kuvvet, dişle temas süresi ve döner alete takılan frezin çapı, içerdiği aşındırıcı miktarı ve büyüklüğü gibi faktörlerin ısı artışını etkileyebileceği düşünülmüş, ancak yüksek hızda kavite hazırlıklarında ısı artışı olmaması için, frezin tipi ve uygulanan basınç önemsenmeden, su spreyi kullanılmasının mutlaka gerektiği bildirilmiştir (17, 201, 204). Kullanılan su sıcaklığının ise 35°C'yi geçmemesi gerektiği belirtilmiştir (241). Bu çalışmada 40 ml/dk akış hızında ve 23°C sıcaklıktaki su spreyi soğutması kullanıldı.

Çalışmada oluşabilecek en yüksek derecedeki ısı artışının ölçülmesi amaçlandığı için yüksek hızlarda çalışan döner alet ile **Ottl ve ark.** çalışmasında belirttiği gibi en fazla sıcaklık artışını gösterecek, 150 µ'luk aşındırıcı partikül içeren, 2 mm çapında rond frez kullanılmasına rağmen, döner alet uygulaması sonrasındaki sıcaklık artış değerinin, etkin su spreyi soğutması nedeniyle kritik sıcaklık değerini geçmediği bulundu (203).

Ottl ve ark. (1998) çalışmalarında, hızları 220000 rpm ile 260000 rpm arasında değişen, 50 ml/dk su akış hızında çalışan yüksek hızda döner aletler ile kavite hazırlığı sırasında pulpa odasında oluşan sıcaklık değerinin 3,2°C'yi geçmediğini bildirmişlerdir (203).

Öztürk ve ark. (2004) yaptıkları çalışmalarında su spreyi olmaksızın, 15 ml/dk su akışında ve 40 ml/dk su akış hızında, 130000 rpm'den 290000 rpm'ye devir sayısına sahip değişik hızlarda çalışan döner aletler ile hazırlanan kavitelerdeki pulpa odası sıcaklık artışlarını karşılaştırmışlardır. Su spreyi olmaksızın ve 15 ml/dk su akışında çalışınca tüm sıcaklıkların 5,5°C'lik kritik sıcaklık derecesini geçtiğini ancak 40 ml/dk su akışındaki sıcaklıkların kritik sıcaklık değerinin altında kaldığını ifade etmişlerdir (17).

Bu çalışmada ise 40 ml/dk su akış hızında kullanılan, 380000 devir sayısına sahip yüksek hızda döner alet uygulaması sonrasındaki sıcaklık artış değeri 2,43°C'de sınırlı kaldığı görüldü. Su spreyi akış miktarı yüksek olduğu için, pulpa odasındaki sıcaklık artış değerlerinin, kritik sıcaklık değerini geçmediği görüldü.

Cavalcanti ve ark. (2003) çalışmalarında 3,5 W Er:YAG lazer ve 30 ml/dk su akış hızına sahip yüksek hızda döner alet ile pulpa odasında oluşabilecek sıcaklık artışlarını karşılaştırmışlardır. Döner alet ile oluşan sıcaklık artışının ortalama 0,96°C olduğu ve Er:YAG lazerin oluşturduğu 2,69°C 'lik sıcaklık artış değerinden düşük olduğunu bildirmişlerdir (219).

Bu çalışmada yüksek hızda döner aletlerin oluşturduğu en yüksek sıcaklık değeri 2,43°C olduğu bulundu. Bu değerin lazerin 5 W çalışma parametresinde oluşan 2,9°C'lik en yüksek sıcaklık değerinden düşük ancak lazerin 3,75 W çalışma parametresinde oluşan 2,23°C'lik en yüksek sıcaklık değerinden yüksek olduğu görüldü. Çalışmadaki 3,75 W lazer parametresindeki sıcaklık artış değerlerinin, **Cavalcanti ve ark.** çalışmasında bulunduğu 3,5 W çalışma parametresindeki lazere ait sıcaklık değeriyle benzer, ancak yüksek hızda döner aletin oluşturduğu sıcaklık artış değerinden yüksek olduğu görüldü. Her iki çalışmada lazere ait benzer sonuçların, çalışmadaki lazerlerin atım sürelerinin ve güç parametresinin benzer olmasından kaynaklandığı, ancak yüksek hızda çalışan döner alete ait sıcaklık değerlerindeki farklılıkların ise bu çalışmada kullanılan frezin aşındırıcı miktarına bağlı olabileceği düşünüldü.

Raucci-Neto ve ark. (2007) çalışmalarında 300 mJ - 3 Hz ve 300 mJ – 4 Hz Er:YAG lazer ile 100 ml/dk su akış hızına sahip, yüksek hızda çalışan döner aletler ile pulpa odasında oluşan sıcaklık artışlarını karşılaştırmışlardır. Lazer grubunda en yüksek sıcaklığın 1,2 W grubunda 2,68°C ve 100 ml/dk su akış hızındaki döner alet grubunda 1,72°C olduğunu bildirmişlerdir (221).

Bu çalışmada ise 1,5 W lazer çalışma parametresinde oluşan en yüksek sıcaklık değeri 0,89°C bulundu. Bu sıcaklık artış değerinin, **Raucci-Neto ve ark.** 1,2 W'lık lazer güç parametresinde bulunduğu 2,68°C'lik sıcaklık artış değerinden düşük olmasının, bu çalışmada kullanılan enerji düzeyinin daha az olmasından (150 mJ - 10 Hz) kaynaklandığı düşünüldü.

Bu çalışmada bulunan yüksek hızda döner aletlerin oluşturduğu sıcaklık artış değerinin ise **Raucci-Neto ve ark.** çalışmalarında buldukları sıcaklık artış değerinden yüksek olmasının nedeni olarak, bu çalışmada daha ince dentin yapısına sahip süt azı dişi kullanılması olduğu düşünüldü.

Mollica ve ark. (2008) çalışmalarında 250 mJ - 4 Hz Er:YAG lazer ile yüksek hızda döner alet ile kavite hazırlığı sonucu pulpa odasında oluşan sıcaklık artış

değerlerinin, lazer için 0,84°C ve döner alet için 1,10°C olmak üzere birbirine benzer olduğunu bulmuşlardır (220).

Firoozmand ve ark. (2008) yaptıkları çalışmalarında 250 mJ - 4 Hz Er:YAG lazer ve yüksek hızda döner aletler ile kavite hazırlığı sonucunda, lazer için 0,74°C ve döner alet için 1,40°C olmak üzere birbirine yakın sıcaklık artış değerleri olduğunu bildirmişlerdir (20).

Bu çalışmada lazerin 1,5 W çalışma parametresindeki sıcaklık artış değerinin, **Mollica ve ark.** ve **Firoozmand ve ark.** çalışmalarında buldukları 1 W lazer çalışma parametresine ait olan sıcaklık artış değerleriyle benzer olduğu görüldü. Bu benzerliğin lazerlerin güç parametresinin ve atım sürelerinin birbirine yakın olmasından kaynaklandığı düşünüldü.

Aynı zamanda bu çalışmada **Mollica ve ark.** ve **Firoozmand ve ark.** çalışmalarında olduğu gibi yüksek hızda çalışan döner aletlerin pulpa odasında oluşturduğu sıcaklık değerlerinin, lazerin oluşturduğu sıcaklık artış değerlerinden yüksek olduğu görüldü. Bu sonuçlardaki benzerliğin, bu çalışmada kullanılan yüksek hızda döner alet ve ucuna takılan freze ait özelliklerin **Mollica ve ark.** ve **Firoozmand ve ark.** çalışmalarındaki özelliklerle benzer olmasından kaynaklandığı düşünüldü.

Lazerden etkilenmemiş dokulara ısı aktarımında, ısı iletimi öncelikli mekanizmayı oluşturduğu belirtilmektedir. Isı yalıtımı ise kan akımı ve ağız içi dokuların düşük perfüzyonu nedeniyle göz ardı edilebileceği bildirilmektedir. (200).

Mehl ve ark. (1997) Er:YAG lazerin dentin dokusunundaki etkilerini inceledikleri çalışmalarında, kavite hazırlıklarının gerçekleştirildiği dentin dokusunun ve dentin dokusuna komşu sert dokuların ısıyı tutucu ve yumuşak dokuların ise ısıyı dağıtıcı rol üstlendiğini bildirmektedir (228).

Pulpa dokusu sert doku duvarı ile çevrili olduğu için ısı dağılımının az ve bununla birlikte termal hasar miktarının daha büyük olacağı düşünülmektedir (200).

Ancak sağlıklı bir diş pulpasındaki kan akımı ve canlı dokuların yüksek miktarda su içermesi ile ısı dağılımının belli bir seviyeye kadar sağlanabildiği ve dişin saran periodontal dokuların da ısının dağılmasına yardımcı olduğu bildirilmektedir (178, 228).

Chang ve ark. (1998) çekilmiş insan dişlerinde yaptıkları çalışmada, 5 Hz ve 12 Hz frekans aralığında ve 1 W, 2 W, 3,5 W, 4,5 W güç parametrelerinde Ho:YAG lazer uygulamışlardır. Çalışmada araştırmacılar, 25 adet dişin bir kısmının pulpa odasına, insan dişlerinden elde edilip özel koşullarda saklanmış, sağlıklı pulpa dokusu yerleştirmişler ve geri kalan dişlerin pulpa odasını ise boş bırakmışlardır. Pulpa odası içerisindeki sıcaklık artış değerlerini incelediklerinde, 12 Hz frekans aralığında 3,5 W ve 4 W güç parametresinde lazer uygulanan dişlerdeki sıcaklık artış değerlerinin, pulpa dokusu içermeyen dişlerde, içeren dişlere göre daha yüksek çıktığını bulmuşlardır. 5 ve 12 Hz frekans aralığında ve 1 W ve 2 W güç parametresi grubunda ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir (200).

Bu nedenle bu çalışmadaki sıcaklık artış değerlerinin, pulpa odasındaki pulpa dokusu tamamen çıkarıldığı için *in-vivo* koşullara göre daha yüksek olabileceği düşünüldü.

Pulpa içinde sıcaklık artışından rol oynayacak önemli faktörlerden birisi de kavite derinliğine bağlı olarak pulpayı ısı artışlarından koruyacak kalan dentin dokusunun miktarı olduğu bildirilmiştir. İnce dentin dokusunun, pulpa odasına daha fazla ısı geçişine neden olacağı belirtilmiştir (236, 241).

Bu çalışmada *in-vitro* olarak kavite derinliği ve buna bağlı olarak kalan dentin dokusu miktarı periodontal sonda ile ölçüldü. Ancak *in-vivo* olarak kalan dentin kalınlığı ölçülemeyeceği için, Er:YAG lazer uygulanırken mine, dentin ve çürük diş dokularına uygun çalışma parametrelerini seçilmesi gerektiği bildirilmiştir (16).

Srimanepong ve ark.(2002) çalışmalarında uyguladıkları 2 mm, 1,5 mm, 1 mm ve 0,5 mm kalınlıklarında dentin dokusuna uyguladıkları Nd:YAG lazer ve yüksek

hızda döner aletin pulpa odasında oluşturduğu en fazla sıcaklık artışının 0,5 mm dentin kalınlığında olduğunu bildirmişlerdir (207).

Armengol ve ark. (2000) yaptıkları çalışmalarında, 2 mm, 1,5 mm, 1 mm ve 0,5 mm kalınlıklarında dentin dokusuna 140 mJ ve 4 Hz çalışma parametrelerindeki Er:YAG lazer uygulaması sonrasında sırasıyla, 1,55°C, 2,07°C, 2,28°C ve 3,6°C olarak sıcaklık artışlarını ölçmüşler ve dentin kalınlığı azaldıkça sıcaklık artışlarının yükseldiğini bildirmişlerdir (18).

Bu çalışmada Er:YAG lazer ve yüksek hızda çalışan döner alet gruplarında, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm dentin kalınlıklarına ait sıcaklık değişiklikleri arasındaki farklar incelendiğinde, çalışmanın tüm gruplarında kavite derinliğinin artıp, dentin kalınlığının azaldığında, diğer çalışmalarda olduğu gibi sıcaklık değerlerinde artış gerçekleştiği görüldü.

Dokuda ısı iletim miktarıyla ilgili olan ısı iletim katsayısının dokunun yapısı ve içeriği ile ilgili olduğu belirtilmiştir. Dentin dokusu ısı iletimi açısından zayıf olsa da pulpaya olan yakınlığı nedeniyle, ısının dentin yoluyla pulpa dokusuna iletilmesinde, dentin yapısının öneminin büyük olduğu düşünülmektedir (242). Bu nedenle Er:YAG lazerlerin dentin dokusuna olan etkileri incelerken süt ve sürekli dişlerdeki dentin dokusunun anatomik ve histolojik yapısal farklılıkların olduğunun göz önünde bulundurulması gerektiği bildirilmiştir. Dentin dokusunda Er:YAG lazerin oluşturacağı ısı geçişinin, daha ince bir dentin dokusuna sahip süt dişlerinde daha fazla olacağı düşünülmektedir (83, 84).

Yamada ve ark. (2001) süt dişleri üzerinde yaptıkları çalışmalarında, 200 mJ - 2 Hz ve 1 ml/dk su akışında Er:YAG lazer ile çürük süt dişi dentinini ortadan kaldırmışlar ve bu işlem sırasında pulpa odasında oluşan sıcaklık artışını ölçmüşlerdir. Ortalama sıcaklık artış değerinin, kritik sıcaklık değerini aşmayarak, 2,9°C olduğunu bulmuşlardır (83).

Bu çalışmada bulunan lazere ait en yüksek sıcaklık değeri 2,9°C olmasına rağmen, **Yamada ve ark.** çalışmalarında kullandıkları lazer parametresinden daha yüksek güç düzeyinde çalışma parametreleri kullanıldı. Uygulama **Yamada ve ark.**'nın çalışmalarından farklı olarak sağlıklı dentin yüzeyinde yapıldı. Bu çalışmadaki kullanılan yüksek lazer gücünün sağlık dentin yüzeyinde oluşturduğu sıcaklık artışının, **Yamada ve ark.**'nın çalışmalarından farklı olarak, 35 ml/dk gibi daha yüksek derecede su akış hızına sahip su spreyi kullanılarak kritik sıcaklık değerinin altına düşürebildiği düşünüldü.

Mergulhao ve ark.(2004) yaptıkları çalışmalarında, 300 mJ - 6 Hz çalışma parametresinde süt kanin dişlerinin bukkal yüzeyine 12 saniye boyunca Er:YAG lazer uygulamışlar ve pulpa odasındaki sıcaklık artış değerlerinin 3,5°C'yi geçmediğini bildirmişlerdir (225).

Mergulhao ve ark. çalışmalarından farklı olarak bu çalışmada Er:YAG lazer uygulamasının süt azı dişlerinde yapılmasına rağmen, **Mergulhao ve ark.** çalışmasına benzer bir şekilde sıcaklık artış değerlerinin 3°C'yi geçmediği bulundu. Bunun nedeni olarak her iki çalışmada süt dişi kullanılması ve kullanılan Er:YAG lazer özelliklerinin benzer olduğu düşünüldü.

Castilho ve ark.(2007) çalışmalarında, 420 mJ - 14 Hz çalışma parametrelerinde Er:YAG lazerin süt dişi dentin dokusunda kavite hazırlığı sırasında pulpa odasında oluşan sıcaklık artış değerlerini incelemişlerdir. Oluşan en yüksek sıcaklık değerinin lazer için 4,01°C olduğunu bildirmişlerdir (21).

Bu çalışmada 5 W çalışma parametresindeki lazerin pulpa odasında oluşturduğu sıcaklık artış değeri, **Castilho ve ark.** çalışmalarında 5,8 W çalışma parametresinde lazer uygulaması ile elde ettikleri sıcaklık artış değerinden daha az olması nedeniyle bu çalışmada daha yüksek güç kullanılırsa, her iki çalışmada benzer sonuçlar elde edilebileceği düşünüldü.

Ol-Batahney ve ark. (2011) 20 adet çürük süt dişinde yaptıkları çalışmalarında 200 mJ - 10 Hz Er:YAG lazer uygulamışlar ve pulpa odası içinde oluşan en yüksek sıcaklık artış değerini 2,13°C olarak bildirmişlerdir (226).

Bu çalışmada 2,25 W güç parametresindeki Er:YAG lazerin pulpa odasındaki sıcaklık artış değerinin 1,33°C olduğu bulundu. Bu sonucun **Ol-Batahney ve ark.** sonucundan farklı olmasının nedeni olarak bu çalışmada 10 Hz lazer frekansında kullanılan enerji düzeyinin 150 mJ gibi daha düşük enerji düzeyi olduğu düşünüldü.

Bu çalışmada Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı sonrasında pulpa odasında ölçülen sıcaklık artış değerleri, sürekli dişlerde yapılan bazı çalışmalarda ölçülen pulpa odasındaki sıcaklık artış değerlerinden fazla olduğu bildirilmiştir. Ancak çalışmalarda kullanılan çalışma parametrelerinin (lazerin gücü, frekansı, atım süresi, döner aletin hızı ve ucuna takılan frezin yapısı, kullanılan su spreyi miktarı, kullanılan dişlerin yapısal farklılıkları) ve çalışmaların gereç ve yöntemlerinin farklılığının, çalışmalar arası karşılaştırma yapılmasını zorlaştırdığı düşünülmektedir (235).

Bu çalışma ile bu konuda yapılan çalışmaların karşılaştırmasında yaşanan zorluklara rağmen, bu çalışmanın ve bu konuda yapılan çalışmaların ortak sonucu olarak Er:YAG lazer ve yüksek hızda döner alet ile kavite hazırlığı sırasında pulpa odasında, pulpanın canlılığını tehdit edecek ısı artışına neden olmamak için su spreyinin etkin bir şekilde kullanılması ve kavite derinliği arttıkça kullanılan lazere ait güç ve frekans parametrelerinin daha düşük değerlere getirilmesi gerektiği sonucuna varıldı.

Bu çalışmada Er:YAG lazer ve yüksek hızda döner alet ile kavite hazırlığı süreleri de karşılaştırıldı.

Cozean ve ark. (1997) çalışmalarında Er:YAG lazer ile yüksek hızda döner aletlerin dentin dokusundaki kavite hazırlıkları sırasında aynı hızda çalıştığını bildirmesine rağmen, **Raucci-Neto ve ark. (2007)** Er:YAG lazerin döner aletlere kıyasla daha yavaş olduğunu bulmuşlardır (218, 221).

Rauci-Neto ve ark. (2007) çalışmalarında 300 mJ – 4 Hz Er:YAG lazer parametresi için 60 sn, 300 mJ – 3 Hz lazer parametresi için 80 sn, yüksek hızda çalışan döner alet için kavite hazırlığının 40 sn sürdüğünü bildirmişlerdir (221).

Castilho ve ark. (2007) çalışmalarında, 5,8 W güç parametresinde Er:YAG lazer ile dentin dokusunda kavite hazırlığının, yüksek hızda döner aletle yapılan kavite hazırlığına kıyasla 3 kat daha uzun sürdüğünü bildirmişlerdir. Lazer grubunda kavite hazırlığının 60 sn sürmesine rağmen döner alet grubunda bu sürenin 20 sn olduğunu bulmuşlardır (21).

Bu çalışmada ise 5 W çalışma parametresindeki Er:YAG lazerin dentin dokusunu ortadan kaldırma süresi 36 sn, 1,5 W çalışma parametresinde 118 sn ve yüksek hızda döner alette bu sürenin 24 sn olduğu bulundu. Yüksek hızda çalışan döner aletin Er:YAG lazere göre, yapılan çalışmalarla benzer şekilde daha kısa sürede kavite hazırlığını gerçekleştirdiği görüldü.

6.SONUÇLAR

Bu çalışmanın sonuçlarına göre;

1. Çalışmada Er:YAG lazer ve yüksek hızda çalışan döner alet grubuna ait standardize edilmiş kavite hazırlığı süreleri karşılaştırıldığında, Er:YAG lazer ile kavite hazırlığının, yüksek hızda çalışan döner aletten daha uzun sürdüğü görüldü.
2. Çalışmada kavite hazırlığı sırasında kullanılan Er:YAG lazer uygulamasına ait tüm çalışma parametrelerindeki pulpa odasındaki sıcaklık artışı ortalamalarının, pulpada geri dönüşümsüz patolojik olaylara neden olabilecek kritik sıcaklık artış değeri olan 5,5 °C'yi geçmediği görüldü.
3. Er:YAG lazer uygulaması ile pulpa odasında oluşabilecek en yüksek sıcaklık artış ortalaması değerinin 2,9±0,15 °C olduğu görüldü ve bu değer Er:YAG lazerin 5 W'lık çalışma parametresine ait olduğu saptandı.
4. Er:YAG lazer uygulaması ile pulpa odasında oluşabilecek en düşük sıcaklık artış ortalaması değerinin 0,89±0,13 °C olduğu görüldü ve bu değer Er:YAG lazerin 1,5 W'lık çalışma parametresine ait olduğu saptandı.
5. Çalışmada yüksek hızda çalışan döner alet ve frez ile kavite hazırlığı sonucu pulpa odasındaki sıcaklık artışı ortalamasının, pulpada geri dönüşümsüz patolojik olaylara neden olabilecek kritik sıcaklık artış değeri olan 5,5 °C'yi geçmediği görüldü.
6. Yüksek hızda çalışan döner alet ve frez uygulaması ile pulpa odasında oluşabilecek en yüksek sıcaklık artış ortalaması değerinin 2,43±0,1 °C olduğu görüldü.

7. Yüksek hızda çalışan döner alet ve frez ile pulpa odasında oluşabilecek en yüksek sıcaklık artış ortalaması değeri, Er:YAG lazer uygulamasındaki sıcaklık artış değerleri ile kıyaslandığında; bu değer lazerin 5 W'lık çalışma parametre değerinden düşük, diğer çalışma parametrelerinden yüksek olduğu görüldü.
8. Çalışmada Er:YAG lazer ve yüksek hızda çalışan döner alet grubunda kavite hazırlığı sırasında, kavite derinliği ve pulpa odasına yakınlık artıp, geride kalan dentin dokusu kalınlığı azaldıkça pulpa odasındaki sıcaklık değerlerinin artış gösterdiği belirlendi.
9. Tüm gruplarda sıcaklık artış değerlerinin pulpa odasına yaklaştıkça artmasına rağmen, patolojik olaylara neden olmayacak sınırlar içerisinde kalmasındaki en önemli faktörün; tüm gruplarda su spreyinin etkin bir şekilde kullanılması olduğu düşünüldü.
10. Bu tez çalışması sonucunda, süt dişi dentin dokusundaki kavite hazırlığı için kullanılan Er:YAG lazer çalışma parametrelerinin, süt dişi pulpa dokusuna olumsuz etkileyecek bir sıcaklık artışına neden olmayacak şekilde güvenli olduğu ileri sürülebilir.

7.KAYNAKLAR

1. Moritz A., Schoop U, Strassl M, Wintner E. Cavity Preparation. In: Oral Laser Application. QuintessenzVerlags-GMBH, Berlin, 2006.
2. Yip HK, Samaranayake LP. Caries removal techniques and instrumentation: a review. Clin Oral Investig. 1998 Dec;2(4):148-54.
3. de Almeida Neves A, Coutinho E, Cardoso MV, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Current concepts and techniques for caries excavation and adhesion to residual dentin. J Adhes Dent. 2011 Feb;13(1):7-22.
4. Banerjee A, Watson TF, Kidd EA. Dentine caries excavation: a review of current clinical techniques. Br Dent J. 2000 May 13;188(9):476-82.
5. Walsh LJ. The current status of laser applications in dentistry. Aust Dent J. 2003 Sep;48(3):146-55.
6. Bader C, Krejci I. Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. Am J Dent. 2006 Jun;19(3):178-86.
7. Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, Watanabe H, Tagami J, Ando Y, Yamamoto H. Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. J Dent Res. 1998 Jun;77(6):1404-14.
8. Keller U, Hibst R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. Lasers Surg Med. 1989;9(4):345-51.
9. Setien VJ, Cobb DS, Denehy GE, Vargas MA. Cavity preparation devices: effect on microleakage of Class V resin-based composite restorations. Am J Dent. 2001 Jun;14(3):157-6
10. Shigetani Y, Tate Y, Okamoto A, Iwaku M, Abu-Bakr N. A study of cavity preparation by Er:YAG laser. Effects on the marginal leakage of composite resin restoration. Dent Mater J. 2002 Sep;21(3):238-49.
11. Keller U, Hibst R, Geurtsen W, Schilke R, Heidemann D, Klaiber B, Raab WH. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. J Dent. 1998 Nov;26(8):649-56.
12. Keller U, Hibst R. Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study. Lasers Surg Med. 1997;20(1):32-8.
13. Genovese MD, Olivi G. Laser in paediatric dentistry: patient acceptance of hard and soft tissue therapy. Eur J Paediatr Dent. 2008 Mar;9(1):13-7.

14. Oelgiesser D, Blasbalg J, Ben-Amar A. Cavity preparation by Er-YAG laser on pulpal temperature rise. *Am J Dent.* 2003 Apr;16(2):96-8.
15. Park NS, Kim KS, Kim ME, Kim YS, Ahn SW. Changes in intrapulpal temperature after Er:YAG laser irradiation. *Photomed Laser Surg.* 2007 Jun;25(3):229-32.
16. Geraldo-Martins VR, Tanji EY, Wetter NU, Nogueira RD, Eduardo CP. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser: an in vitro study. *Photomed Laser Surg.* 2005 Apr;23(2):182-6.
17. Oztürk B, Uşümez A, Oztürk AN, Ozer F. In vitro assessment of temperature change in the pulp chamber during cavity preparation. *J Prosthet Dent.* 2004 May;91(5):436-40.
18. Armengol V, Jean A, Marion D. Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin. *J Endod.* 2000 Mar;26(3):138-41.
19. de Freitas PM, Soares-Geraldo D, Biella-Silva AC, Silva AV, da Silveira BL, Eduardo Cde P. Intrapulpal temperature variation during Er,Cr: YSGG enamel irradiation on carries prevention. *J Appl Oral Sci.* 2008 Apr;16(2):95-9.
20. Firoozmand L, Faria R, Araujo MA, di Nicoló R, Huthala MF. Temperature rise in cavities prepared by high and low torque handpieces and Er:YAG laser. *Br Dent J.* 2008 Jul 12;205(1).
21. Castilho MS, de Souza-Gabriel AE, Marchesan MA, Floriam LJ, Sousa-Neto MD,Correa Silva-Sousa YT. Temperature changes in the deciduous pulp chamber during cavity preparation with the Er:YAG laser. *J Dent Child (Chic).* 2007 Jan-Apr;74(1):21-5.
22. Lizarelli RF, Moriyama LT, Bagnato VS. Temperature response in the pulpal chamber of primary human teeth exposed to Nd:YAG laser using a picosecond pulsed regime. *Photomed Laser Surg.* 2006 Oct;24(5):610-5.
23. Mercer C. Lasers in dentistry: a review. Part 1. *Dent Update.* 1996. Mar;23(2):74-80.
24. Roy G. Laser in dentistry-Review. *International Journal of Dental Clinics.* 2009: 1(1): 13-19.
25. Mainman TH. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature.* 1960;187:493-494.
26. Sulewski JG. Historical survey of laser dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000 Oct;44(4):717-52.
27. Goldman L, Gray JA, Goldman J, Goldman B, Meyer R. Effect of laser beam impacts on teeth. *J Am Dent Assoc.* 1965 Mar;70:601-6.

28. Stern RH, Sognaes RF. Laser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res*, 1964; 43:873.
29. Gimbel CB. Hard tissue laser procedures. *Dent Clin North Am*. 2000Oct;44(4):931-53.
30. Myers TD, Myers WD, Stone RM. First soft tissue study utilizing a pulsed Nd:YAG dental laser. *Northwest Dent*. 1989 Mar-Apr;68(2):14-7.
31. Paghdwala AF, Vaidyanathan TK, Paghdwala MF. Evaluation of Erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. *Scanning Microsc*. 1993 Sep;7(3):989-97.
32. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med*. 1989;9(4):338-44.
33. Coluzzi DJ. An overview of lasers in dentistry. *Alpha Omegan*. 2008;Sep;101(3):125-6.
34. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am*. 2004 Oct;48(4):751-70.
35. Parker S. Verifiable CPD paper: laser-tissue interaction. *Br Dent J*. 2007 Jan 27;202(2):73-81.
36. Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2000 Oct;44(4):753-65.
37. Swick MD. Laser-tissue interaction. *J Laser Dent* 2009; 17(1) 27-33.
38. Coluzzi DJ, Convissar RA *Atlas of Laser Applications in Dentistry*., Quintessence, 2007.
39. Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *J Am Dent Assoc*. 1993 Feb;124(2):57-61.
40. Lomke MA. Clinical applications of dental lasers. *Gen Dent*. 2009. Jan-Feb;57(1):47-59.
41. Verheyen P, Moritz A, Walsh LJ. Photopolymerization In: *Oral Laser Application*. QuintessenzVerlags-GMBH, Berlin, 2006.
42. Powell GL, Anderson JR, Blankenau RJ. Laser and curing light induced in vitro pulpal temperature changes. *J Clin Laser Med Surg*. 1999 Feb;17(1):3-5.

43. Martins GR, Cavalcanti BN, Rode SM. Increases in intrapulpal temperature during polymerization of composite resin. *J Prosthet Dent.* 2006 Nov;96(5):328-31.
44. Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry: separating science from hype. *J Am Dent Assoc.* 2004 Feb;135(2):204-12.
45. Miserendino LJ, Pick RM. *Lasers in Dentistry*, Quintessence Publ. 1995.
46. Lussi A, Hellwig E. Performance of a new laser fluorescence device for the detection of occlusal caries in vitro. *J Dent.* 2006 Aug. 34(7):467-71.
47. Sandford MA, Walsh LJ. Differential thermal effects of pulsed vs. continuous CO₂ laser radiation on human molar teeth. *J Clin Laser Med Surg.* 1994 June;12(3): 139-142.
48. Miserendino LJ, Neiburger EJ, Walia H, Luebke N, Brantley W. Thermal effects of continuous wave CO₂ laser exposure on human teeth: an in vitro study. *J Endod.* 1989 Jul;15(7):302-5.
49. Elliott RD, Roberts MW, Burkes J, Phillips C. Evaluation of the carbon dioxide laser on vital human primary pulp tissue. *Pediatr Dent.* 1999 Sep-Oct;21(6):327-31.
50. Arcoria CJ, Steele RE, Wagner MJ, Judy MM, Matthews JL, Hults DF. Enamel surface roughness and dental pulp response to coaxial carbon dioxide-neodymium:YAG laser irradiation. *J Dent.* 1991 Apr;19(2):85-91.
51. Yu DG, Kimura Y, Tomita Y, Nakamura Y, Watanabe H, Matsumoto K. Study on removal effects of filling materials and broken files from root canals using pulsed Nd:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg.* 2000 Feb;18(1):23-8.
52. Schwarz F, Aoki A, Becker J, Sculean A. Laser application in non-surgical periodontal therapy: a systematic review. *J Clin Periodontol.* 2008 Sep;35(Suppl):29-44.
53. Hardee MW, Miserendino LJ, Kos W, Walia H. Evaluation of the antibacterial effects of intracanal Nd:YAG laser irradiation. *J Endod.* 1994 Aug;20(8):377-80.
54. Miserendino LJ, Pick RM. Clinic applications of the Nd:YAG laser In: *Lasers in Dentistry*, Quintessence Publ., 1995, IL, ABD.
55. Miserendino LJ, Pick RM. Clinic applications of the Ho:YAG laser In: *Lasers in Dentistry*, Quintessence Publ., 1995, IL, ABD.

56. Walsh JT, Flotte TJ, Deutsch TF. Er:YAG laser ablation of tissue: effect of pulse duration and tissue type on thermal damage. *Lasers Surg Med.* 1989;9(4):314-26.
57. Margolis FS. The Erbium laser: the "Star Wars" of dentistry. *Alpha Omegan.* 2006;99(3):128-31.
58. Hoke JA, Burkes EJ Jr, Gomes ED, Wolbarsht ML. Erbium:YAG (2.94 μm) laser effects on dental tissues. *J Laser Appl.* 1990 Summer-Fall;2(3-4):61-5.
59. Martínez-Insua A, Da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penín UA. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent.* 2000 Sep;84(3):280-8.
60. Matson JR, Matson E, Navarro RS, Bocangel JS, Jaeger RG, Eduardo CP. Er:YAG laser effects on enamel occlusal fissures: an in vitro study. *J Clin Laser Med Surg.* 2002 Feb;20(1):27-35.
61. Sonntag KD, Klitzman B, Burkes EJ, Hoke J, Moshonov J. Pulpal response to cavity preparation with the Er:YAG and Mark III free electron lasers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1996 Jun;81(6):695-702.
62. Dostálová T, Jelínková H, Krejsa O, Hamal K, Kubelka J, Procházka S, Himmlová L. Dentin and pulp response to Erbium:YAG laser ablation: a preliminary evaluation of human teeth. *J Clin Laser Med Surg.* 1997;15(3):117-21.
63. Matsumoto K, Nakamura Y, Mazeki K, Kimura Y. Clinical dental application of Er:YAG laser for Class V cavity preparation. *J Clin Laser Med Surg.* 1996; Jun;14(3):123-7.
64. Jacobson B, Berger J, Kravitz R, Patel P. Laser pediatric crowns performed without anesthesia: a contemporary technique. *J Clin Pediatr Dent.* 2003; Fall;28(1):11-2.
65. Stabholz A, Zeltser R, Sela M, Peretz B, Moshonov J, Ziskind D, Stabholz A. The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. *Compend Contin Educ Dent.* 2003 Dec;24(12):935-48.
66. Eversole LR, RizoIU I, Kimmel AI. Pulpal response to cavity preparation by an Erbium, chromium:YSGG laser-powered hydrokinetic system. *J Am Dent Assoc.* 1997 Aug;128(8):1099-106.
67. Hadley J, Young DA, Eversole LR, Gornbein JA. A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. *J Am Dent Assoc.* 2000 Jun;131(6):777-85.

68. Hossain M, Nakamura Y, Tamaki Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Atomic analysis and knoop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation in vitro. *J Oral Rehabil.* 2003 May;30(5):515-21.
69. Douglass JM, Douglass AB, Silk HJ. A practical guide to infant oral health. *Am Fam Physician.* 2004 Dec 1;70(11):2113-20.
70. Olivi G, Genovese MD, Caprioglio C. Evidence-based dentistry on laser paediatric dentistry: review and outlook. *Eur J Paediatr Dent.* 2009 Mar;10(1):29-40.
71. Martens LC. Laser physics and a review of laser applications in dentistry for children. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2011 Apr;12(2):61-7.
72. Gutknecht N, Franzen R, Vanmeersch L, Lamperet F. Lasers in Pediatric Dentistry. *J Oral Laser Appl* 2005; 5:207-218.
73. Kotlow LA. Lasers in pediatric dentistry. *Dent Clin North Am.* 2004 Oct;48(4):889-922.
74. DenBesten PK, White JM, Pelino JEP, Furnish G, Silveira A, Parkins FM. The safety and effectiveness of an Er:YAG laser for caries removal and cavity preparation in children. *Medical Laser Application.* 2001 16(3)pp. 215-222.
75. Martens LC. A Laser-assisted Paediatric Dentistry: Review and Outlook, *J Oral Laser Appl.* 2003, 3(4) pp. 203-209.
76. Parkins F. Lasers in pediatric and adolescent dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000 Oct;44(4):821-30.
77. White JM, Goodis HE, Rose CL. Use of the pulsed Nd:YAG laser for intraoral soft tissue surgery. *Lasers Surg Med.* 1991;11(5):455-61.
78. Birardi V, Bossi L, Dinoi C. Use of the Nd:YAG laser in the treatment of Early Childhood Caries. *Eur J Paediatr Dent.* 2004 Jun;5(2):98-101.
79. Baggett FJ, Mackie IC, Blinkhorn AS. The clinical use of the Nd:YAG laser in paediatric dentistry for the removal of oral soft tissue. *Br Dent J.* 1999 Nov 27;187(10):528-30.
80. Boj J, Galofre N, Espana Antoni, Espasa E. Pain perception in pediatric patients undergoing laser treatments. *J Oral Laser Appl.* 2005 5(2); 85-89.
81. Liu JF, Lai YL, Shu WY, Lee SY. Acceptance and efficiency of Er:YAG laser for cavity preparation in children. *Photomed Laser Surg.* 2006 Aug;24(4):489-93.

82. Kornblit R, Trapani D, Bossù M, Muller-Bolla M, Rocca JP, Polimeni A. The use of Erbium:YAG laser for caries removal in paediatric patients following Minimally Invasive Dentistry concepts. *Eur J Paediatr Dent*. 2008 Jun;9(2):81-7.
83. Yamada Y, Hossain M, Nakamura Y, Mrakami Y, Matsumoto K. Er:YAG laser effect on removal of carious dentine in primary teeth: an in vitro study. *Eur J Paediatr Dent*. 2001 Dec;2 (4):173-178
84. Kornblit R, Bossù M, Mari D, Rocca JP, Polimeni A. Enamel and dentine of deciduous teeth Er:YAG laser prepared. A SEM study. *Eur J Paediatr Dent*. 2009 Jun;10(2):75-82.
85. Borges DG, Watanabe I, Brugnera A. A SEM comparison of Er:YAG pulsed and CO2 superpulsed lasers on deciduous teeth enamel. *J Dent Res*. 1999; 8: 496.
86. Borsatto MC, Corona SA, Ramos RP, Liporaci JL, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Microleakage at sealant/enamel interface of primary teeth: effect of Er:YAG laser ablation of pits and Fissures. *J Dent Child (Chic)*. 2004 May-Aug;71(2):143-7.
87. Kato J, Moriya K, Jayawardena JA, Wijeyeweera RL. Clinical application of Er:YAG laser for cavity preparation in children. *J Clin Laser Med Surg*. 2003 Jun;21(3):151-5.
88. Celiberti P, Francescut P, Lussi A. Performance of four dentine excavation methods in deciduous teeth. *Caries Res*. 2006;40(2):117-23.
89. Kornblit R, Bossù M, Mari D, Rocca JP, Polimeni A. Enamel and dentine of deciduous teeth Er:YAG laser prepared. A SEM study. *Eur J Paediatr Dent*. 2009 Jun;10(2):75-82.
90. Monghini EM, Wanderley RL, Pécora JD, Palma Dibb RG, Corona SA, Borsatto MC. Bond strength to dentin of primary teeth irradiated with varying Er:YAG laser energies and SEM examination of the surface morphology. *Lasers Surg Med*. 2004;34(3):254-9.
91. Lessa FC, Mantovani CP, Barroso JM, Chinelatti MA, Palma-Dibb RG, Pécora JD, Borsatto MC. Shear bond strength to primary enamel: influence of Er:YAG laser irradiation distance. *J Dent Child (Chic)*. 2007 Jan-Apr;74(1):26-9.
92. Yamada Y, Hossain M, Nakamura Y, Murakami Y, Matsumoto K. Microleakage of composite resin restoration in cavities prepared by Er:YAG laser irradiation in primary teeth. *Eur J Paediatr Dent*. 2002 Mar;3(1):39-45.

93. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Microleakage of composite resin restoration in cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation and etched bur cavities in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent.* 2002 Spring;26(3):263-8.
94. Quo BC, Drummond JL, Koerber A, Fadavi S, Punwani I. Glass ionomer microleakage from preparations by an Er/YAG laser or a high-speed handpiece. *J Dent.* 2002 May;30(4):141-6.
95. Kohara EK, Hossain M, Kimura Y, Matsumoto K, Inoue M, Sasa R. Morphological and microleakage studies of the cavities prepared by Er:YAG laser irradiation in primary teeth. *J Clin Laser Med Surg.* 2002 Jun;20(3):141-7.
96. Lupi-Pegurier L, Bertrand MF, Muller-Bolla M, Rocca JP, Bolla M. Comparative study of microleakage of a pit and fissure sealant placed after preparation by Er:YAG laser in permanent molars. *J Dent Child (Chic).* 2003 May-Aug;70(2):134-8.
97. Moshonov J, Stabholz A, Zyskind D, Sharlin E, Peretz B. Acid-etched and Erbium: Yttrium aluminium garnet laser-treated enamel for fissure sealants: A comparison of microleakage. *Int J Paediatr Dent.* 2005 May;15(3):205-9.
98. Cehreli SB, Gungor HC, Karabulut E. Er,Cr:YSGG laser pretreatment of primary teeth for bonded fissure sealant application: a quantitative microleakage study. *J Adhes Dent.* 2006 Dec;8(6):381-6.
99. Borsatto MC, Corona SA, Ramos RP, Liporaci JL, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Microleakage at sealant/enamel interface of primary teeth: effect of Er:YAG laser ablation of pits and fissures. *J Dent Child (Chic).* 2004 May-Aug;71(2):143-7.
100. Borsatto MC, Corona SA, Dibb RG, Ramos RP, Pécora JD. Microleakage of a resin sealant after acid-etching, Er:YAG laser irradiation and air-abrasion of pits and fissures. *J Clin Laser Med Surg.* 2001 Apr;19(2):83-7.
101. Youssef MN, Youssef FA, Souza-Zaroni WC, Turbino ML, Vieira MM. Effect of enamel preparation method on in vitro marginal microleakage of a flowable composite used as pit and fissure sealant. *Int J Paediatr Dent.* 2006 Sep;16(5):342-7.
102. Lupi-Pégurier L, Bertrand MF, Genovese O, Rocca JP, Muller-Bolla M. Microleakage of resin-based sealants after Er:YAG laser conditioning. *Lasers Med Sci.* 2007 Sep;22(3):183-8. Epub 2007 Jan 26.
103. Sungurtekin E, Oztaş N. The effect of Erbium, Chromium: Yttrium-scandium-gallium-garnet laser etching on marginal integrity of a resin-based fissure sealant in primary teeth. *Lasers Med Sci.* 2010 Nov;25(6):841-7.

104. Barak S, Katz J, Kaplan I. The CO₂ laser in surgery of vascular tumors of the oral cavity in children. *ASDC J Dent Child*. 1991 Jul-Aug;58(4):293-6.
105. Boj JR, Hernandez M, Espasa E, Poirier C. Laser treatment of an oral papilloma in the pediatric dental office: a case report. *Quintessence Int*. 2007 Apr;38(4):307-12.
106. Olivi G, Costacurta M, Maturo P, Docimo R. Removal of fibrous epulis with Er,Cr:YSGG laser: case report. *Eur J Paediatr Dent*. 2007 Sep;8(3):149-52.
107. Olivi G, Genovese MD, Maturo P, Docimo R. Pulp capping: advantages of using laser technology. *Eur J Paediatr Dent*. 2007 Jun;8(2):89-95.
108. Kotlow L. Use of an Er:YAG laser for pulpotomies in vital and nonvital primary teeth. *J Laser Dent*. 2008;16(2):75-79.
109. Furze H., Furze M.E. : Pulpotomy with laser in primary and young permanent teeth. *J Oral Laser Appl*. 2006; 6: 53-58.
110. Elliott RD, Roberts MW, Burkes J, Phillips C. Evaluation of the carbon dioxide laser on vital human primary pulp tissue. *Pediatr Dent*. 1999 Sep-Oct;21(6):327-31.
111. Pescheck A, Pescheck B, Moritz A. Pulpotomy of primary molars with the use of a carbon dioxide laser: results of a long-term in vivo study. *J Oral Laser Appl*. 2002;2:165-9.
112. Stabholz A, Sahar-Helft S, Moshonov J. Lasers in endodontics. *Dent Clin North Am*. 2004 Oct;48(4):809-32, vi.
113. Huth KC, Paschos E, Hajek-Al-Khatat N, Hollweck R, Crispin A, Hickel R, Folwaczny M. Effectiveness of 4 pulpotomy techniques - randomized controlled trial. *J Dent Res*. 2005 Dec;84(12):1144-8.
114. Saltzman B, Sigal M, Clokie C, Rukavina J, Titley K, Kulkarni GV. Assessment of a novel alternative to conventional formocresol-zinc oxide eugenol pulpotomy for the treatment of pulpally involved human primary teeth: diode laser-mineral trioxide aggregate pulpotomy. *Int J Paediatr Dent*. 2005 Nov;15(6):437-47.
115. Liu JF. Effects of Nd:YAG laser pulpotomy on human primary molars. *J Endod*. 2006 May;32(5):404-7.
116. Odabaş ME, Bodur H, Bariş E, Demir C. Clinical, radiographic, and histopathologic evaluation of Nd:YAG laser pulpotomy on human primary teeth. *J Endod*. 2007 Apr;33(4):415-21.

117. Lussi A, Hibst R, Paulus R. DIAGNOdent: an optical method for caries detection. *J Dent Res*. 2004;83 (Spec Iss 1): 80-3.
118. Lussi A, Megert B, Longbottom C, Reich E, Francescut P. Clinical performance of a laser fluorescence device for detection of occlusal caries lesions. *Eur J Oral Sci*. 2001 Feb;109(1):14-9.
119. Francescut P, Lussi A. Correlation between fissure discoloration, Diagnodent measurements, and caries depth: an in vitro study. *Pediatr Dent*. 2003 Nov-Dec;25(6):559-64.
120. Staudt CB, Lussi A, Jacquet J, Kiliaridis S. White spot lesions around brackets: in vitro detection by laser fluorescence. *Eur J Oral Sci*. 2004 Jun;112(3):237-43.
121. Anttonen V, Seppä L, Hausen H. A follow-up study of the use of DIAGNOdent for monitoring fissure caries in children. *Community Dent Oral Epidemiol*. 2004 Aug;32(4):312-8.
122. Rocha RO, Ardenghi TM, Oliveira LB, Rodrigues CR, Ciamponi AL. In vivo effectiveness of laser fluorescence compared to visual inspection and radiography for the detection of occlusal caries in primary teeth. *Caries Res*. 2003 Nov-Dec;37(6):437-41.
123. Lussi A, Francescut P. Performance of conventional and new methods for the detection of occlusal caries in deciduous teeth. *Caries Res*. 2003 Jan-Feb;37(1):2-7.
124. Flaitz CM, Hicks MJ, Westerman GH, Berg JH, Blankenau RJ, Powell GL. Argon laser irradiation and acidulated phosphate fluoride treatment in caries-like lesion formation in enamel: an in vitro study. *Pediatr Dent*. 1995 Jan-Feb;17(1):31-5.
125. Hicks J, Flaitz C, Ellis R, Westerman G, Powell L. Primary tooth enamel surface topography with in vitro argon laser irradiation alone and combined fluoride and argon laser treatment: scanning electron microscopic study. *Pediatr Dent*. 2003 Sep-Oct;25(5):491-6.
126. Featherstone JD, Barrett-Vespone NA, Fried D, Kantorowitz Z, Seka W. CO2 laser inhibitor of artificial caries-like lesion progression in dental enamel. *J DentRes*. 1998 Jun;77(6):1397-403.
127. Steiner-Oliveira C, Rodrigues LK, Lima EB, Nobre-dos-Santos M. Effect of the CO2 laser combined with fluoridated products on the inhibition of enamel demineralization. *J Contemp Dent Pract*. 2008 Feb 1;9(2):113-21.

128. Apel C, Birker L, Meister J, Weiss C, Gutknecht N. The caries-preventive potential of subablative Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in an intraoral model: a pilot study. *Photomed Laser Surg.* 2004 Aug;22(4):312-7.
129. Castellan CS, Luiz AC, Bezinelli LM, Lopes RM, Mendes FM, De P Eduardo C, De Freitas PM. In vitro evaluation of enamel demineralization after Er:YAG and Nd:YAG laser irradiation on primary teeth. *Photomed Laser Surg.* 2007 Apr;25(2):85-90.
130. Schindl A, Schindl M, Pernerstorfer-Schön H, Schindl L. Low-intensity laser therapy: a review. *J Investig Med.* 2000 Sep;48(5):312-26.
131. Mendez TM, Pinheiro AL, Pacheco MT, Nascimento PM, Ramalho LM. Dose and wavelength of laser light have influence on the repair of cutaneous wounds. *J Clin Laser Med Surg.* 2004 Feb;22(1):19-25.
132. Walsh LJ. The current status of low level laser therapy in dentistry. Part 1. Soft tissue applications. *Aust Dent J.* 1997 Aug;42(4):247-54.
133. Tuner J, Hode L. *The Laser Therapy Handbook.* Grangesberg Prima Books, İsveç, 2004.
134. Goldman M, Kronman JH. A preliminary report on a chemomechanical means of removing caries. *J Am Dent Assoc.* 1976 Dec;93(6):1149-53.
135. Schutzbank SG, Galaini J, Kronman JH, Goldman M, Clark RE. A comparative in vitro study of GK-101 and GK-101E in caries removal. *J Dent Res.* 1978 Sep-Oct;57(9-10):861-4.
136. Zinck JH, McInnes-Ledoux P, Capdeboscq C, Weinberg R. Chemomechanical caries removal--a clinical evaluation. *J Oral Rehabil.* 1988 Jan;15(1):23-33.
137. Yip HK, Stevenson AG, Beeley JA. Chemomechanical removal of dental caries in deciduous teeth: further studies in vitro. *Br Dent J.* 1999 Feb 27;186 (Spec Iss 4): 179-82.
138. Yip HK, Beeley JA, Stevenson AG. Mineral content of the dentine remaining after chemomechanical caries removal. *Caries Res.* 1995;29(2):111-7.
139. Ericson D, Zimmerman M, Raber H, Götrick B, Bornstein R, Thorell J. Clinical evaluation of efficacy and safety of a new method for chemo-mechanical removal of caries. A multi-centre study. *Caries Res.* 1999 May-Jun;33(3):171-7.
140. Moran C, Lynch E, Petersson L, Borsboom P. Comparison of caries removal using Carisolv™ or a conventional slow speed rotary instrument. *Caries Res* 1999; 46. ORCA Congress Abstract Book, ss 33: 313, abstract 94,1999, İspanya.

141. Banerjee A, Kidd EA, Watson TF. In vitro evaluation of five alternative methods of carious dentine excavation. *Caries Res.* 2000 Mar-Apr;34(2):144-50.
142. Burrow MF, Bokas J, Tanumiharja M, Tyas MJ. Microtensile bond strengths to caries-affected dentine treated with Carisolv. *Aust Dent J.* 2003 Jun;48(2):110-4.
143. Hosoya Y, Kawashita Y, Marshall GW Jr, Goto G. Influence of Carisolv for resin adhesion to sound human primary dentin and young permanent dentin. *J Dent.* 2001 Mar;29(3):163-71.
144. Goldberg M, Keil B. Action of a bacterial *Achromobacter* collagenase on the soft carious dentine: an in vitro study with the scanning electron microscope. *J Biol Buccale.* 1989 Dec;17(4):269-74.
145. Nordbø H, Brown G, Tjan AH. Chemical treatment of cavity walls following manual excavation of carious dentin. *Am J Dent.* 1996 Apr;9(2):67-71.
146. Ahmed AA, García-Godoy F, Kunzelmann KH. Self-limiting caries therapy with proteolytic agents. *Am J Dent.* 2008 Oct;21(5):303-12.
147. Clementino-Luedemann TN, Dabanoglu A, Ilie N, Hickel R, Kunzelmann KH. Micro-computed tomographic evaluation of a new enzyme solution for caries removal in deciduous teeth. *Dent Mater J.* 2006 Dec;25(4):675-83.
148. Black RB. Application and revaluation of air abrasive technic. *J Am Dent Assoc.* 1955 Apr;50(4):408-14.
149. Berry EA 3rd, Eakle WS, Summitt JB. Air abrasion: an old technology reborn. *Contin Educ Dent.* 1999 Aug;20(8):751-4.
150. Goldstein RE, Parkins FM. Air-abrasive technology: its new role in restorative dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1994 May;125(5):551-7.
151. Laurell KA, Carpenter W, Daugherty D, Beck M. Histopathologic effects of kinetic cavity preparation for the removal of enamel and dentin. An in vivo animal study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1995 Aug;80(2):214-25.
152. Moritz A, Gutknecht N, Schoop U, Goharkhay K, Wernisch J, Sperr W. Alternatives in enamel conditioning: a comparison of conventional and innovative methods. *J Clin Laser Med Surg.* 1996 Jun;14(3):133-6.
153. Wright GZ, Hatibovic-Kofman S, Millenaar DW, Braverman I. The safety and efficacy of treatment with air abrasion technology. *Int J Paediatr Dent.* 1999 Jun;9(2):133-40.

- 154.** Ellis RW, Latta MA, Westerman GH. Effect of air abrasion and acid etching on sealant retention: an in vitro study. *Pediatr Dent.* 1999 Sep-Oct;21(6):316-9.
- 155.** Boyde A. Airpolishing effects on enamel, dentine, cement and bone. *Br Dent J.* 1984 Apr 21;156(8):287-91.
- 156.** Nielsen AG, Richards JR, Wolcott RB. Ultrasonic dental cutting instrument: I. *J Am Dent Assoc.* 1955 Apr;50(4):392-9.
- 157.** Frencken JE, Pilot T, Songpaisan Y, Phantumvanit P. Atraumatic restorative treatment (ART): rationale, technique, and development. *J Public Health Dent.* 1996;56 (Spec Iss 3):135-40.
- 158.** Koch G, Poulsen S. *Pediatric Dentistry: A Clinical Approach.* 1st Edition .Blackwell Munksgaard, Danimarka, pp 195, 2001.
- 159.** Phantumvanit P, Songpaisan Y, Pilot T, Frencken JE. Atraumatic restorative treatment (ART): a three-year community field trial in Thailand--survival of one-surface restorations in the permanent dentition. *J Public Health Dent.* 1996;56(3 Spec No):141-5.
- 160.** Pinkham JR, Casamassimo PS, Mc Tighe DJ, Fields HW, Nowak AJ. Çocuk Diş Hekimliği, Bebeklikten Ergenliğe. 4. Baskı, Atlas Kitapçılık, Ankara, pp 371-2, 2009.
- 161.** Frencken JE, Makoni F, Sithole WD. Atraumatic restorative treatment and glass-ionomer sealants in a school oral health programme in Zimbabwe: evaluation after 1 year. *Caries Res.* 1996;30(6):428-33.
- 162.** Cefaly DF, Barata TJ, Bresciani E, Fagundes TC, Lauris JR, Navarro MF. Clinical evaluation of multiple-surface ART restorations: 12 month follow-up. *J Dent Child (Chic).* 2007 Sep-Dec;74(3):203-8.
- 163.** Bresciani E. Clinical trials with Atraumatic Restorative Treatment (ART) in deciduos and permanent teeth. *J Appl Oral Sci.* 2006; (Suppl 14): 14-9.
- 164.** de Amorim RG, Leal SC, Frencken JE. Survival of atraumatic restorative treatment (ART) sealants and restorations: a meta-analysis. *Clin Oral Investig.* 2011 Jan 28.
- 165.** Azarpazhooh A, Limeback H. The application of ozone in dentistry: a systematic review of literature. *J Dent.* 2008 Feb;36(2):104-16. Epub 2007 Dec 31.
- 166.** Rickard GD, Richardson R, Johnson T, McColl D, Hooper L. Ozone therapy for the treatment of dental caries. *Cochrane Database Syst Rev.* 2004;(3):CD004153.

167. Brazzelli M, McKenzie L, Fielding S, Fraser C, Clarkson J, Kilonzo M, Waugh N. Systematic review of the effectiveness and cost-effectiveness of HealOzone for the treatment of occlusal pit/fissure caries and root caries. *Health Technol Assess.* 2006 May;10(16):iii-iv, ix-80.
168. Dähnhardt JE, Jaeggi T, Lussi A. Treating open carious lesions in anxious children with ozone. A prospective controlled clinical study. *Am J Dent.* 2006 Oct;19(5):267-70.
169. Celiberti P, Pazera P, Lussi A. The impact of ozone treatment on enamel physical properties. *Am J Dent.* 2006 Feb;19(1):67-72.
170. Cehreli SB, Yalcinkaya Z, Guven-Polat G, Cehreli ZC. Effect of ozone pretreatment on the microleakage of pit and fissure sealants. *J Clin Pediatr Dent.* 2010 Winter;35(2):187-90.
171. Al Shamsi AH, Cunningham JL, Lamey PJ, Lynch E. The effects of ozone gas application on shear bond strength of orthodontic brackets to enamel. *Am J Dent.* 2008 Feb;21(1):35-8.
172. Watson TF, Flanagan D, Stone DG. High and low torque handpieces: cutting dynamics, enamel cracking and tooth temperature. *Br Dent J.* 2000 Jun 24;188(12):680-6.
173. Portillo Muñoz M, Lorenzo Luengo MC, Sánchez Llorente JM, Peix Sánchez M, Albaladejo A, García A, Moreno Pedraz P. Morphological alterations in dentine after mechanical treatment and ultrashort pulse laser irradiation. *Lasers Med Sci.* 2010 Oct 27.
174. Yamada Y, Hossain M, Nakamura Y, Suzuki N, Matsumoto K. Comparison between the removal effect of mechanical, Nd:YAG, and Er:YAG laser systems in carious dentin. *J Clin Laser Med Surg.* 2001 Oct;19(5):239-43.
175. Armengol V, Jean A, Rohanizadeh R, Hamel H. Scanning electron microscopic analysis of diseased and healthy dental hard tissues after Er:YAG laser irradiation: in vitro study. *J Endod.* 1999 Aug;25(8):543-6.
176. De Moor RJ, Delmé KI. Laser-assisted cavity preparation and adhesion to Erbium-lased tooth structure: part 1. Laser-assisted cavity preparation. *J Adhes Dent.* 2009 Dec;11(6):427-38.
177. Tokonabe H, Kouji R, Watanabe H, Nakamura Y, Matsumoto K. Morphological changes of human teeth with Er:YAG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg.* 1999 Feb;17(1):7-12.
178. Eversole LR, Rizoiu IM. Preliminary investigations on the utility of an Erbium, Chromium YSGG laser. *J Calif Dent Assoc.* 1995 Dec;23(12):41-7.

179. Stock K, Hibst R, Keller U. Comparison of Er:YAG and Er:YSGG laser ablation of dental hard tissues. *Medical Laser Application*. 2007 Proc. SPIE Vol. 3192; 88-95.
180. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Nakamura G, Matsumoto K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg*. 1999 Jun;17(3):105-9.
181. Olivi G, Genovese MD Effect of Er:YAG Laser Parameters on Enamel: SEM Observations *J Oral Laser Appl*. 2007 Vol 7(1); 27-35.
182. Curti M, Rocca JP, Bertrand MF, Nammour S. Morpho-structural aspects of Er:YAG-prepared class V cavities. *J Clin Laser Med Surg*. 2004 Apr;22(2):119-23.
183. Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW. Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *J Dent Res*. 2002 Feb;81(2):119-22.
184. Freitas PM, Navarro RS, Barros JA, de Paula Eduardo C. The use of Er:YAG laser for cavity preparation: an SEM evaluation. *Microsc Res Tech*. 2007 Sep;70(9):803-8.
185. Aranha AC, De Paula Eduardo C, Gutknecht N, Marques MM, Ramalho KM, Apel C. Analysis of the interfacial micromorphology of adhesive systems in cavities prepared with Er,Cr:YSGG, Er:YAG laser and bur. *Microsc Res Tech*. 2007 Aug;70(8):745-51.
186. Dostálová T, Jelínková H, Kucerová H, Krejsa O, Hamal K, Kubelka J, Procházka S. Noncontact Er:YAG laser ablation: clinical evaluation. *J Clin Laser Med Surg*. 1998 Oct;16(5):273-82.
187. Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, Ciucchi B, Russell CM, Pashley DH. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res*. 1995 Oct;74(10):1679-88.
188. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT Jr. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res*. 1996 Jan;75(1):599-605.
189. De Moor RJ, Delme KI. Laser-assisted cavity preparation and adhesion to Erbium-lased tooth structure: part 2. present-day adhesion to Erbium-lased tooth structure in permanent teeth. *J Adhes Dent*. 2010 Apr;12(2):91-102.
190. Miserendino LJ, Cozean CD. Histological results following in-vivo cavity preparation with an Er:YAG laser. In: Featherstone JD, Rechmann P, Fried DS. *Lasers in Dentistry, IV*. Proceeding SPIE. 1998;3248:46-50.

- 191.** Takinzawa M. A study on Er: YAG laser ablation for dental hard substances. *Japan J Conserv Dent.* 1996; 39: 1089-1128.
- 192.** Pelagalli J, Gimbel CB, Hansen RT, Swett A, Winn DW 2nd. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation--phase I. *J Clin Laser Med Surg.* 1997;15(3):109-15.
- 193.** Jayawardena JA, Kato J, Moriya K, Takagi Y. Pulpal response to exposure with Er:YAG laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2001 Feb;91(2):222-9.
- 194.** Kimura Y, Yonaga K, Yokoyama K, Watanabe H, Wang X, Matsumoto K. Histopathological changes in dental pulp irradiated by Er:YAG laser: a preliminary report on laser pulpotomy. *J Clin Laser Med Surg.* 2003 Dec;21(6):345-50.
- 195.** Nair PN, Baltensperger MM, Luder HU, Eyrich GK. Pulpal response to Er:YAG laser drilling of dentine in healthy human third molars. *Lasers Surg Med.* 2003;32(3):203-9.
- 196.** Singh A, Velu AK. Histological changes in pulp after tooth preparation. *J oral laser appl.* 2010, vol 1;37-44.
- 197.** Olivi G, Genovese MD. Er:Cr:YSGG laser in pulp capping treatment. *J Laser Application* 2006; 6: 291-299.
- 198.** Dostálová T, Jelínková H, Krejsã O, Hamal H. Evaluation of the surface changes in enamel and dentin due to possibility of thermal overheating induced by Erbium:YAG laser radiation. *Scanning Microsc.* 1996;10(1):285-90.
- 199.** Hargreaves KM, Cohen S. Pulpal Reactions to Caries and Dental Procedures, Part 2: The Advanced Science of Endodontics In: Cohen's Pathways of Pulp. 10th Edition, 2011.
- 200.** Chang JC, Wilder-Smith P. Laser-induced thermal events in empty and pulp-filled dental pulp chambers. *Lasers Surg Med.* 1998;22(1):46-50.
- 201.** Cavalcanti BN, Otani C, Rode SM. High-speed cavity preparation techniques with different water flows. *J Prosthet Dent.* 2002 Feb;87(2):158-61.
- 202.** Hatton JF, Holtzmann DJ, Ferrillo PJ Jr, Stewart GP. Effect of handpiece pressure and speed on intrapulpal temperature rise. *Am J Dent.* 1994 Apr;7(2):108-10.
- 203.** Ottl P, Lauer HC. Temperature response in the pulpal chamber during ultrahigh-speed tooth preparation with diamond burs of different grit. *J Prosthet Dent.* 1998 Jul;80(1):12-9.

- 204.** Laforgia PD, Milano V, Morea C, Desiate A. Temperature change in the pulp chamber during complete crown preparation. *J Prosthet Dent.* 1991 Jan;65(1):56-61.
- 205.** Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J, Pashley D. Dentinal fluid dynamics in human teeth, in vivo. *J Endod.* 1995 Apr;21(4):191-4.
- 206.** Pashley DH. Clinical correlations of dentin structure and function. *J Prosthet Dent.* 1991 Dec;66(6):777-81.
- 207.** Srimaneepong V, Palamara JE, Wilson PR. Pulpal space pressure and temperature changes from Nd:YAG laser irradiation of dentin. *J Dent.* 2002 Sep-Nov;30(7-8):291-6.
- 208.** About I, Murray PE, Franquin JC, Remusat M, Smith AJ. Pulpal inflammatory responses following non-carious class V restorations. *Oper Dent.* 2001 Jul-Aug;26(4):336-42.
- 209.** Murray PE, Smith AJ, Garcia-Godoy F, Lumley PJ. Comparison of operative procedure variables on pulpal viability in an ex vivo model. *Int Endod J.* 2008 May;41(5):389-400.
- 210.** Levy G, RizoIU IM, New concepts in laser tissue interaction In: Misserendino LJ, Pick RM. *Lasers in dentistry.* Quintessence Publ., IL, ABD, 1995.
- 211.** Goodis HE, Schein B, Stauffer P. Temperature changes measured in vivo at the dentinoenamel junction and pulpodentin junction during cavity preparation in the *Macaca fascicularis* monkey. *J Endod.* 1988 Jul;14(7):336-9.
- 212.** Zach L, Cohen G. Pulp Response To Externally Applied Heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965 Apr;19: 515-30.
- 213.** Matsumoto K. Laser treatment of hard tissue lesions. *J Oral Laser Applications* 2004: 235-248.
- 214.** Corrêa-Afonso AM, Palma-Dibb RG. Thermal effects caused by different methods of cavity preparation. *J Oral Laser App.* 2007: 7:115–121.
- 215.** Burkes EJ Jr, Hoke J, Gomes E, Wolbarsht M. Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *J Prosthet Dent.* 1992 Jun;67(6):847-51.
- 216.** Attrill DC, Davies RM, King TA, Dickinson MR, Blinkhorn AS. Thermal effects of the Er:YAG laser on a simulated dental pulp: a quantitative evaluation of the effects of a water spray. *J Dent.* 2004 Jan;32(1):35-40.

217. Visuri SR, Walsh JT Jr, Wigdor HA. Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. *Lasers Surg Med.* 1996;18(3):294-300.
218. Cozean C, Arcoria CJ, Pelagalli J, Powell GL. Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. *J Am Dent Assoc.* 1997 Aug;128(8):1080-7.
219. Cavalcanti BN, Lage-Marques JL, Rode SM. Pulpal temperature increases with Er:YAG laser and high-speed handpieces. *J Prosthet Dent.* 2003 Nov;90(5):447-51.
220. Mollica FB, Camargo FP, Zamboni SC, Pereira SM, Teixeira SC, Nogueira L Jr. Pulpal temperature increase with high-speed handpiece, Er:YAG laser and ultrasound tips. *J Appl Oral Sci.* 2008 May-Jun;16(3):209-13.
221. Raucci-Neto W, De Castro LM, Corrêa-Afonso AM, Da Silva RS, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Assessment of thermal alteration during class V cavity preparation using the Er:YAG laser. *Photomed Laser Surg.* 2007 Aug;25(4):281-6.
222. Glockner K, Rumpler J, Ebeleseder K, Städtler P. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser compared to the conventional burr: an in-vitro study. *J Clin Laser Med Surg.* 1998 Jun;16(3):153-7.
223. Rizoiu I, Kohanghadosh F, Kimmel AI, Eversole LR. Pulpal thermal responses to an Erbium,chromium: YSGG pulsed laser hydrokinetic system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998 Aug;86(2):220-3.
224. Kilinc E, Roshkind DM, Antonson SA, Antonson DE, Hardigan PC, Siegel SC, Thomas JW. Thermal safety of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers in hard tissue removal. *Photomed Laser Surg.* 2009 Aug;27(4):565-70.
225. Mergulhao RRC, Pacheco MT. Analysis of intrapulpal temperature during irradiation with Er:yag laser in deciduous teeth. 5th Congress Of The World Association For Laser Therapy, Abstract book, pp 122, November 25–27, 2004, Brasil.
226. Batayneh OA, Seow K, Walsch Assessment of temperature rises in the pulp during Er:YAG laser ablation in the primary and permanent dentition: a thermographic study. 7th European Academy Of Paediatric Dentistry Interim Seminer And Workshop, Abstract book, p 22, March 31- April 2, 2011, Istanbul.
227. Jafarzadeh H, Udoeye CI, Kinoshita J. The application of tooth temperature measurement in endodontic diagnosis: a review. *J Endod.* 2008 Dec;34(12):1435-40.
228. Mehl A, Kremers L, Salzmann K, Hickel R. 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser. *Dent Mater.* 1997 Jul;13(4):246-51.

- 229.** Gouw-Soares S, Pelino JEP, Haypek P, Bachmann L, Eduardo CP. Temperature Rise in Cavities Prepared in Vitro by Er:YAG Laser. *J Oral Laser App.* 2001; 1(2):119-23.
- 230.** ISO technical report 11405. Guidance on testing of adhesion to tooth structure. 1:15,1994.
- 231.** Türkmen C. Çeşitli lazer sistemlerinin dentin üzerine etkilerinin ve pulpa odasında oluşturdukları ısı değişikliklerinin in vitro olarak incelenmesi. Doktora Tezi. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul. 1997.
- 232.** van As G. Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2004 Oct;48(4):1017-59, viii.
- 233.** Takamori K. A histopathological and immunohistochemical study of dental pulp and pulpal nerve fibers in rats after the cavity preparation using Er:YAG laser. *J Endod.* 2000 Feb;26(2):95-9.
- 234.** Kim ME, Jeoung DJ, Kim KS. Effects of water flow on dental hard tissue ablation using Er:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg.* 2003 Jun;21(3):139-44.
- 235.** Colucci V, do Amaral FL, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Corona SA. Water flow on erbium:yttrium-aluminum-garnet laser irradiation: effects on dental tissues. *Lasers Med Sci.* 2009 Sep;24(5):811-8.
- 236.** White JM, Fagan MC, Goodis HE. Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, in vitro. *J Periodontol.* 1994 Mar;65(3):255-9.
- 237.** Hibst, R. and Keller, U. (1990). Heat effect of pulsed Er:YAG laser radiation. *Laser Surgery: Advanced characterization. Therapeut. Systems. Proc. SPIE* 1200:379–386.
- 238.** Lukac M, Marincek M, Grad L. Super VSP Er:YAG Pulses for Fast and Precise Cavity Preparation. *J Oral Laser Appl* 2004;4:171-173.
- 239.** Krmek SJ, Miletic I, Simeon P, Mehicić GP, Anić I, Radisić B. The temperature changes in the pulp chamber during cavity preparation with the Er:YAG laser using a very short pulse. *Photomed Laser Surg.* 2009 Apr;27(2):351-5.
- 240.** Perhavec T, Lukac M, Diaci J, Marincek M. Heat Deposition of Erbium Lasers in Hard Dental Tissues. *J Oral Laser Appl* 2009; 4:205-12.
- 241.** Lauer HC, Kraft E, Rothlauf W, Zwingers T. Effects of the temperature of cooling water during high-speed and ultrahigh-speed tooth preparation. *J Prosthet Dent.* 1990 Apr;63(4):407-14.

242. Majaron B, Sustercic D, Lukac M, Skaleric U, Funduk N. Heat diffusion and debris screening in Er:YAG laser ablation of hard biological tissues. *Appl Phys B* 1998;66: 479–487.

8.ÖZGEÇMİŞ

Serhat Şahin Çalışkan 27.08.1984 yılında İstanbul'da doğmuştur. İlköğrenimini Reşat Nuri Güntekin İlköğretim Okulu'nda, Ortaokul ve Lise öğrenimini Özel İstek Vakfı Belde Lisesi'nde Tamamlamıştır. 2002 yılında girmiş olduğu İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2007 yılında mezun olmuştur. 2007 yılında Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başlamıştır. Rekortmen Milli Atlet Burcu (Şentürk) Çalışkan ile evlidir.