



**FARKLI MESAFELERDEN UYGULANAN 3 FARKLI IŞIK KAYNAĞININ
ORTODONTİK BRAKETLEME SIRASINDA SICAKLIK DEĞİŞİMİ
ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN İNFRARED KAMERA KULLANILARAK İN VITRO
OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Ayşegül AYHAN BANI

**DOKTORA TEZİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ARALIK 2015

Ayşegül AYHAN BANİ tarafından hazırlanan “Farklı Mesafelerden Uygulanan 3 Farklı Işık Kaynağının Ortodontik Braketleme Sırasında Sıcaklık Değişimi Üzerindeki Etkisinin İnfrared Kamera Kullanılarak in Vitro Olarak Değerlendirilmesi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Doç. Dr. Cumhur TUNCER

Ortodonti, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Üye: Prof. Dr. Nilüfer DARENDELİLER

Ortodonti, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Üye : Prof. Dr. Okan AKÇAM

Ortodonti, Ankara Üniversitesi

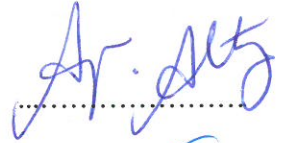
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Üye : Prof. Dr. Ayşe Tuba ALTUĞ DEMİRALP

Ortodonti, Ankara Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Üye : Yrd. Doç. Dr. Suat ÖZCAN

Diş Hastalıkları ve Tedavisi, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Tez Savunma Tarihi: 22/12/2015

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Doktora Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

Doç. Dr. Ufuk KOCA ÇALIŞKAN

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Ayşegül Ayhan Bani

22/12/2015

**FARKLI MESAFELERDEN UYGULANAN 3 FARKLI IŞIK KAYNAĞININ
ORTODONTİK BRACKETLEME SIRASINDA SICAKLIK DEĞİŞİMİ ÜZERİNDEKİ
ETKİSİNİN İNFRARED KAMERA KULLANILARAK İN VITRO OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ
(Doktora Tezi)**

Ayşegül AYHAN BANİ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Aralık 2015

ÖZET

Araştırmamızda çekilmiş üst premolar dişleri ile hazırlanan örnekler üzerinde bracketleme yapıp polimerizasyon için 5 mm ve 10 mm mesafelerden 3 farklı ışık cihazı ile ışık uygulanması öncesi ve sonrasında sırasında termal kamera kullanılarak görüntüler elde edilmiştir. Dişler 10×5 mm² boyutundaki akrilik kalıplara mine-sement sınırı açıkta kalacak şekilde kökleri boyunca gömülmüştür. Hazırlanan dişlerin bukkal ve lingual yarılarının ayrılması için yavaş dönen elmas kesme diski (Mecatome T201 A Press, France) kullanılmıştır. Örnekler farklı ışık cihazlarına göre 40 örnekten oluşan rastgele dört gruba (Halojen, Light Emitting Diode (LED), Güçlendirilmiş LED ve Yüksek Güçte LED) ayrılmıştır. Sonrasında her dört grup iki farklı mesafeden (5 mm ve 10 mm'den) ve iki farklı yapıdaki (metal ve porselen) braketten oluşan dört alt gruba ayrılmıştır. Bu şekilde çalışmada her biri 10 örnekten oluşan 16 grup elde edilmiştir. Örneklerin bracketleme sırasındaki pulpal ısı değişiklikleri termal kamera (FLIR ThermaCAM_ E45, Niceville, FL) ile tespit edilmiştir. Bu tez çalışmasında tüm ışık cihazlarının pulpa odasındaki sıcaklığı arttırdığı saptanmıştır. En yüksek pulpal sıcaklık artışı Halojen grubundadır ve bunu sırasıyla Güçlendirilmiş LED, LED ve Yüksek Güçte LED grupları takip etmiştir. Ancak ışık cihazlarının pulpa odasında neden olduğu sıcaklık artış değerleri, kritik değer olarak kabul edilen 5,5 dereceyi aşmamıştır.

Bilim Kodu : 1045

Anahtar Kelimeler : Termal kamera, pulpal sıcaklık artışı, ışık cihazları,

Sayfa Adedi : 89

Danışman : Doç. Dr. Cumhuri TUNCER

IN VITRO EVALUATION OF THREE DIFFERENT LIGHT SOURCES APPLIED
FROM DIFFERENT DISTANCES ON TEMPERATURE CHANGES WHILE
ORTHODONTIC BONDING BY USING THERMAL CAMERA.

(Ph. D. Thesis)

Ayşegül AYHAN BANİ

GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

December 2015

ABSTRACT

In this study, samples prepared with extracted upper premolar teeth were used for bonding and thermal images were taken before and after applying 3 different curing lights from 5mm and 10 mm distances. Teeth were placed into 10x5 mm² acrylic molds till sementoenamel junction. Slowly rotating diamond disc (Mecatome T201 A Press, France) were used to separate the buccal and lingual half of the prepared teeth. Samples were divided into 4 groups (Halojen, Light Emitting Diode (LED), Güçlendirilmiş LED ve Yüksek Güçte LED) including 40 teeth each randomly. Then, each groups were divided into 4 subgroups of two different distances and two different braces types. In this way, 16 groups each including 10 teeth were made for the study. Pulpal temperature changes of samples during bonding were determined by using thermal camera (FLIR ThermoCAM_E45, Niceville, FL). In this thesis study, all light curing devices were found to increase the temperature in the pulp chamber. Highest pulpal temperature rise occurred in halogen group and followed by powered LED, LED, High Power LED respectively. However, the temperature increase values caused by the curing light devices in the pulp chamber did not exceed 5.5 degrees, which is considered to be the critical value.

Science Code : 1045

Key Words : Thermal camera, Pulpal temperature rise, curing light

Page Number : 89

Advisor : Assoc. Prof. Dr. Cumhur TUNCER

TEŞEKKÜR

Gerek öğrencilik gerekse doktora hayatım süresince bana her konuda samimi yardım ve desteklerini sunan başta danışman hocam Sayın Doç. Dr. Cumhuri Tuncer olmak üzere, bilgi ve tecrübeleriyle yoluma ışık tutan tüm değerli hocalarıma;

Birlikte çalıştığım asistan arkadaşlarıma ve özellikle Dr. Nehir Canıgür Bavbek, Dr. Erdal Bozkaya, Dr. Çağrı Gazioğlu Özle, Dt. Yağmur Uzun Şengör, Dt. Amine Buğra'ya

İhtiyaç duyduğum her an özveriyle yardımda bulunan değerli kıdemlilerim Dr. Deniz Gencer, Dr. Eren Korunmuş, Dr. Abdulkerim Buğra, Dr. İbrahim Bader'e

Gösterdikleri güler yüz ve sonsuz destek için bölümümüzün bel kemiği Jale Demirbaş ve Hayri Kılıçarslan ile birlikte tüm yardımcı personele

Tezimin uygulama kısmında yardımlarını esirgemeyen, güleryüzlü ve dinamik yapısıyla sonsuz güven veren hocam Yrd. Doç. Dr. Suat Özcan'a,

Gazi Üniversitesi Enerji Sistemleri Mühendisliği Bölümü'nde termal kamera kullanım imkanı sunan, son derece güler yüzlü ve yardımsever hocam Doç. Dr. Tayfun Menlik'e

İstatistiksel çalışmaların gerçekleştirilmesindeki katkılarından dolayı Dr. Hakan Gedik'e

Tez çalışmasında kullandığım malzemeleri sağlayan Eksen Medikal firmasına ve yardımlarından ötürü İbrahim Canbolet'e

Beni en güzel şekilde yetiştirip bu günlere gelmemi sağlayan, attığım her adımda yanımda olan, varlıklarıyla bana güç veren canım annem Esen Ayhan ve canım babam İsmail Ayhan ile oyun arkadaşım, can dostum ve koruyucu meleğim canım abim Murat Seçkin Ayhan'a

Öğrencilik yıllarımda hayatıma giren, bu tez çalışmasında da benimle birlikte özveriyle çalışan yol arkadaşım, dostum ve sevgili eşim Mehmet Bani'ye

Varlığıyla enerji veren, hayat güneşim, biricik kızım Nil Bani'ye sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	x
RESİMLERİN LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Polimerizasyon	5
2.2. Polimerizasyon tipleri.....	5
2.2.1. Kimyasal polimerizasyon	5
2.2.2. Işıklı polimerizasyon.....	5
2.2.3. Hem kimyasal hem de görünür ışıklı polimerizasyon	7
2.3. Görülebilir Işıklı Cihazları.....	9
2.3.1. Lazer cihazları	10
2.3.2. Kuartz tungsten halojen ışıklı cihazları (QTH).....	11
2.3.3. Light emitting diode (LED).....	12
2.3.4. Plazma ışıklı cihazları (PAC)	14
2.4. Pulpal Isı Artışı.....	16
2.4.1. Pulpal ısıyı ölçen cihazlar.....	17
2.5. Çalışma ile İlgili Literatürler ve Çalışmanın Amacı	20
3. GEREÇ VE YÖNTEM	21
3.1. Örneklerin hazırlanması	21
3.1.1. Dişlerin seçimi	21
3.1.2. Dişlerin hazırlanması	21
3.1.3. Örneklerin gruplara ayrılması.....	23
3.2. Işıklı cihazları	23

3.2.1. Geleneksel halojen ışık cihazı	24
3.2.2. LED (Elipar Freelight II, 3M ESPE, St. Paul. MN, USA)	24
3.2.3. Yüksek güçte LED (Valo, Ultradent Products Inc.USA).....	25
3.3. Braketlerin yapıştırılması	26
3.4. Test Yöntemi	27
3.5. İstatistik Yöntemi	28
4. BULGULAR	29
5. TARTIŞMA	35
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....	47
7. KAYNAKLAR	49
EKLER.....	62
Ek 1: Etik Kurul Raporu	64
Ek 2: Onam Formu.....	66
ÖZGEÇMİŞ	73

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

	Sayfa
Çizelge 3.1. Örneklerin ışık cihazı, braket tipi ve mesafeye göre gruplara ayrılması	23
Çizelge 3.2. Işık cihazları, kısa isimleri, üretici firma ve cihazların teknik özellikleri	27
Çizelge 4.1. Işık cihazları, braket tipi ve uygulama mesafesine göre pulpa odasındaki sıcaklık değişimlerinin (°C) ortalama, standart sapma ve p- değerleri	29
Çizelge 4.2. Farklı gruplardaki ışık cihazlarının uygulanması sırasında pulpa odasındaki sıcaklık değişimlerinin (°C) ortalama, standart sapma ve p- değerleri	30
Çizelge 4.3. Farklı ışık cihazlarının 5 mm mesafedeki uygulamasında pulpa odasındaki sıcaklık değişimlerinin (°C) ortalama, standart sapma ve p- değerleri	31
Çizelge 4.4. Farklı ışık cihazlarının 10 mm mesafedeki uygulamasında pulpa odasındaki sıcaklık değişimlerinin (°C) ortalama, standart sapma ve p- değerleri	32

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1. Elektromanyetik Spektrum ve Dalga Boyu	9
---	---

RESİMLERİN LİSTESİ

	Sayfa
Resim 3.1. Dişlerin akrilik bloklara yerleştirilmesi	22
Resim 3.2. Kesme cihazı	22
Resim 3.3. Dişlerin bukkal ve lingual yarılarının ayrılması	22
Resim 3.4. Kesim Sonrası Bukkal Yarım	23
Resim 3.5. Optilux 401 ışık cihazı	24
Resim 3.6. Elipar Freelight II ışık cihazı	25
Resim 3.7. Valo ışık cihazı.....	26
Resim 3.8. Termal Kamera	27

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
nm	nanometre
mW	miliwatt
mW/cm²	miliwatt/santimetrekare
mm	milimetre
mm/dk	milimetre/dakika
devir/dk	devir/dakika
sn	saniye
dk	dakika
V	volt
°C	santigrad derece
Bis-GMA	Bisfenol A glisidilmetakrilat

Kısaltmalar	Açıklamalar
QTH	Quartz Tungsten Halojen
LED	Light Emitting Diode
PAC	Plazma Ark

1. GİRİŞ

Günümüzde estetiğe verilen önemin artmasıyla ortodontik tedaviye olan talep de artmaktadır. Dişleri düzgün şekilde sıralayabilmek için kullanılan hareketli aygıtlardan, sabit aygıtlara geçiş ortodonti tarihinde önemli bir aşama olmuştur. Sabit elemanlar olan braketler ve tüpler başlangıçta hastanın dişleri üzerine bantlar aracılığı ile yapıştırılmıştır [1]. Ancak günümüzde bu bantların yerini, dişlere doğrudan yapıştırılan braketler almıştır. Ortodontik tedavinin önemli bir kısmını oluşturan sabit tedavide kullanılan braketlerin diş yapıştırılması ve diş ile braket arasındaki bağlantının güçlü olması, ortodontik tedavinin başarısını etkileyen faktörlerden biridir. Sabit apareyler ile etkin bir ortodontik tedavi; dişin mine yüzeyi ile braket arasında yeterli bağlantı olmasını gerektirir. Braketlerin mine yüzeyine bağlanmasındaki başarısızlık, tedavinin başarısını azaltmakta, tedavi süresini ve maliyetini arttırmakta ve hastayı rahatsız etmektedir [2]. Bu nedenlerle diş ile braket arasındaki bağlantıyı incelemek ve güçlendirmeye yönelik çok sayıda çalışma yapılmıştır [3-8]. Bu çalışmalar, genellikle kullanılan adeziv sistemler ve bunların uygulama yöntemleri üzerinde yoğunlaşmıştır.

Diş hekimliğinin 'bonding' konusunda öncü olan Buonocore [9] mine yüzeyine %85'lik ortofosforik asiti 30 sn uygulayarak akrilik rezinlerin mineye tutunmasının arttığını göstermiştir. 1964 yılında ilk defa Newman [10] acid-etch tekniği ile epoksi rezini kullanarak braketleri dişler üzerine yapıştırmayı denemiş; daha sonraki braketlerin asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyine metilmetakrilat simanla yapıştırılabileceğini göstermiştir [11,12]. Smith [13] ise aynı amaç için polikarboksilat simanı kullanmıştır. Kullanılan simanların kısa çalışma süreleri; hazırlanan simanla tek seferde ancak bir veya iki braketin diş üzerine yerleştirilebilmesi; yerleştirilen braketin siman sertleşene kadar diş üzerinde yer değiştirme riskinin olması; sadece üst çene kesici dişlerinin başarıyla yapıştırılabilmesi ve köşeli tellere geçildiğinde pek çok braketin kopması araştırmacıları yeni yapıştırıcılar bulmaya yöneltmiştir [14].

Ortodontide braket yapıştırma için 1970'lerin başlarında pek çok adeziv geliştirilmiştir [14-17]. Buonocore [18] 1970 yılında pit ve fissürleri kapamak amacıyla acid-etch tekniği ile Bis-GMA rezini birlikte uygulayarak yeni bir sistem geliştirmiştir. Buonocore'un geliştirdiği bu sistemi, Silverman et al [14] 1972'de, Weisser [15] ise 1973'te braketleri

yapıştırmak için kullanmıştır. Miura et al [16] ise plastik braketleri Othomite adı verilen akrilik rezinle yapıştırmayı denemiştir.

Bundan sonra ortodontik braketleme işleminde uzun yıllar kimyasal sertleşen rezinler kullanılmış ve bu rezinlerin avantaj ve dezavantajlarını ortaya çıkaran pek çok çalışma yapılmıştır [19-23]. Kimyasal sertleşen rezinlerin; iki pat halinde olanların karıştırılması için zaman gerektirmesi, karıştırırken içinde hava kabarcığı oluşma ihtimaline bağlı olarak braketlerin diş yüzeyinden kolay ayrılabilmesi, karıştırmanın hemen sonrasında polimerizasyonun başlaması gibi olumsuz yönleri bulunmaktadır [21,24]. Kimyasal sertleşen rezinlerin en büyük dezavantajının kısa çalışma süresi ve buna bağlı olarak braketlerin yerleştirilmesi için kısıtlı zamana imkan vermesi olduğu ortaya konmuştur [19-23,25].

Kimyasal sertleşen rezinlerin bu dezavantajlarına karşı ilk olarak insan gözünün algılayamadığı, 10-400 nm'lik [26] dalga boyundaki ultraviyole ışık ile sertleşen rezinler geliştirilmiştir. Ancak, bu rezinlerin 90 saniye gibi uzun bir ışınlama süresi sonunda sertleşmeleri, ultraviyole ışık kaynaklarının sadece şeffaf plastik braketler için uygun bulunması ve bu ışık kaynaklarının kullanımı sonucu rapor edilen deri kanseri ve göz yaralanmaları gibi yan etkiler bu rezinlerin yerlerini kısa sürede, görülebilir ışıkla sertleşen rezinlere bırakmasına neden olmuştur [27]. Görülen ışıkla sertleşen rezin sistemi fikrinden ilk olarak bahseden 1979 yılında Douglas et al.'dur [28]. Görülebilir ışık kaynağının ürettiği 400-750 nm [26,29] arasında mavi ışık, ışığa hassas rezin sistemi tarafından soğurularak polimerizasyonu başlatmaktadır. Görülebilir ışığın özellikle mine yüzeyine yapıştırmada daha derin bir sertleştirme kapasitesinin olduğu ve zamanla ya da ışık kaynağının yoğunluğu ile etkisinin azalmadığı rapor edilmiştir [29].

Ortodontik braketlemede ışıkla sertleşen materyallerin kullanımı ise ilk defa Tavas ve Watts tarafından yaptıkları in vitro çalışmalarında önerilmiştir [24,30,31]. Son yıllarda ortodontistlerin büyük çoğunluğu tarafından yaygın olarak kullanılır hale gelmiştir [24,29,32].

Işıklı polimerize olan sistemler, kullanım kolaylığı ve ihtiyaca göre uzun çalışma zamanı sunmaktadır. Bu sayede, braketlerin özenli bir şekilde yerleştirilmesine, fazla yapıştırıcı materyalin temizlenmesine, yapıştırıcının sertleşmesinin kontrol edilebilir olmasına,

braketleme bitiminde ark teli yerleştirilebilecek kadar kuvvetli bir bağlanmaya ve tatmin edici tedavi sonuçlarının elde edilmesine olanak sağlamaktadır [29,33,34].

Adeziv sistemleri oluşturan kompozit rezinler ve bağlayıcı sistemlerin polimerizasyonunda kullanılan ışık cihazının etkinliği, adezivlerin polimerizasyonunda önemli bir etkindir [35].

Günümüzde diş hekimliği alanında 4 farklı polimerizasyon sistemi kullanıma sunulmuştur. Bu sistemler:

- 1) Lazer Cihazları
- 2) Quartz Tungsten Halojen Işık Kaynakları (QTH)
- 3) Işık Yayan Diyotlar (Light Emitting Diodes, LED)
- 4) Plazma Ark Cihazlarıdır (PAC) [36].

Ortodonti pratiğinde ise geleneksel QTH'ler, LED' ler ve plazma arklar yaygın olarak kullanılmaktadır. Geleneksel QTH'ler uzun yıllardır ışık ile polimerizasyon için kullanılmaktadır. Ancak ışınlama süresini kısaltma ihtiyacı ortaya çıkmış, ayrıca cihazların ışık yoğunluğunda zamanla meydana gelen azalma ve kullanım esnasında pulpada meydana gelen ısı artışları gibi dezavantajları nedeni ile araştırmacılar daha verimli polimerizasyon sağlayan cihazlar geliştirmişlerdir. Daha sonra LED'ler geliştirilmiştir. Bu cihazlar belirli dalga boyunda yoğun ışık üretiminin yanında düşük voltaj kullanan ışık cihazlarıdır, daha yüksek güç çıkışları ile daha kısa sürede daha iyi performans göstermektedirler [35,37] PAC ışık cihazları ise yüksek seviyelerde enerji oluşturan ve çok kısa sürelerde polimerizasyon sağlamayı amaçlayarak üretilen cihazlardır [38]. Bu ışık kaynaklarının enerji spektrumu halojen lambalardan daha geniştir ve ultraviyole, görünür ve kızılötesi ışık içerirler. PAC ışık cihazları, büyük miktarda elektromanyetik enerji ürettiklerinden daha fazla filtrasyon gereklidir. Yüksek enerjiden ötürü restore edilen dişte intrapulpal ısı artışına sebep olur [38,39].

Son yıllarda piyasaya çeşitli özelliklerde farklı teknolojilere sahip ışık cihazları çıkmaktadır. Bu cihazların sertleşme, polimerizasyon ve bağlanma etkinliği ile ilgili bir çok çalışma yapılmıştır. Ancak yüksek enerjili ışık cihazlarının pulpada ısı artışına bağlı etkisi ile yapılmış çalışmalar çok sınırlıdır. Işık cihazlarının pulpada sebep olduğu ısı

artışını ölçmek için uzun yıllar boyunca termoçiftler kullanılmıştır. Son yıllarda pulpadaki ısı artışı termal kameralar ile ölçülebilmektedir. Termal kameralar çok küçük sıcaklık farklılıklarını görüntüleyebilmesi, kullanım kolaylığı, daha doğru sonuç vermesi, tekrarlanabilmesi ve görüntülenebilmesi gibi avantajları bildirilmektedir.

Bu tez çalışmasında; çekilmiş premolar dişlere metal ve estetik braketlerin yapıştırılması sırasında üç farklı yapıdaki ısı cihazının iki farklı mesafeden pulpada oluşturduğu ısı değişikliklerinin karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Polimerizasyon

Kimyasal yapıları aynı ve reaksiyon aktivitesine sahip olan basit moleküllerin (monomer) kimyasal olarak tekrarlanabilir şekilde birbirine bağlanmasından meydana gelen büyük molekülü maddelere polimer denir. Monomer adı verilen çok sayıda molekülün birleşerek makromolekül oluşturmaya polimerizasyon denir [40].

2.2. Polimerizasyon Tipleri

2.2.1. Kimyasal polimerizasyon

Bu grupta ilk kullanılmaya başlanan sistem iki fazlı sistemdir; iki pastanın karıştırılması ile polimerizasyon başlar. Patlardan her biri hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve doldurucular içerir. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğerinde polimerizasyonu hızlandıran organik amin bulunur. Her iki pattan eşit miktarda alınarak karıştırılır. İki pat karıştığı zaman amin, benzoil peroksit ile reaksiyona girer ve polimerizasyon başlamış olur [41]. Paslanmaz çelik braketlerle kullanımda en güçlü fiziksel ve bağlayıcı özellikleri sergilemeleri avantajları iken, karıştırılması nedeniyle yapısının poröz olması, klinik uygulamada zaman alıcı ve hassas olması ve oksijen inhibisyonu dezavantajlarıdır [41,42].

Pasta kısmı ile sıvı bileşenin birbiriyle temas etmesi sonucu polimerize olan tek fazlı sistemler uygulama açısından kolaylık sağlamıştır. Ancak sınırlı çalışma zamanı, iki patın karıştırılmasıyla polimerize olan rezinlerin homojen polimerizasyon göstermemesi, polimerize olmadan kalabilecek materyal miktarının bilinmemesi dezavantajlarıdır [41,43].

2.2.2. Işıklı polimerizasyon

Yapılarında 400-500 nm dalga boyundaki ışıkla aktive olarak polimerizasyon reaksiyonunu başlatan kamferokinon ve reaksiyonu hızlandıran alifatik aminleri bulunduran rezinlerdir. Bu tür kompozitlere fotopolimerizan kompozitler de denir ve polimerizasyonu başlatıcı ajan olarak sıklıkla kamferokinon kullanılmaktadır. Polimerizasyon için görünür mavi ışığın en az 300 mW/cm² olması gerekmektedir.

Kompozitin polimerizasyonunun hekim kontrolünde olması, hızlı bir polimerizasyon sağlaması, estetik olma, çalışma rahatlığı ve uygulama kolaylığı özellikleri ile avantajlıdır. Bunlara ek olarak tek pat şeklinde oluşu sayesinde karıştırma işlemi gerektirmeyerek oluşabilecek hava kabarcıklarının ve yüzey pürüzlülüğünün önüne geçilmiştir [27,42].

Polimerizasyon süreci birbirini izleyen aktivasyon, başlama, ilerleme ve bitiş safhalarından oluşmaktadır [44].

Aktivasyon Safhası:

Polimerizasyonun başlaması için doymamış tek elektrona sahip serbest radikallerin oluşması gerekmektedir. Serbest radikallerin ortaya çıkması için ise, oldukça zayıf bir bağ içeren başlatıcıların ısı, kimyasal bileşikler veya ışık gibi aktivatörler tarafından parçalanması gerekmektedir [45]. Işıkla polimerizasyonda aktivatör olarak ultraviyole ya da görülebilir ışık kullanılmaktadır. Dental materyallerde kullanılan ışık emici bileşik genellikle kamforokinondur [46,47]. Kamferokinon, uygun dalga boyu ve şiddetteki elektromanyetik enerji uygulandığında fotonları absorbe eder ve molekül aktive olur. Aminle bir araya geldiğinde elektron transferi olur ve böylece dış yüzeyinde tek bir elektron içeren serbest radikali oluşturur [45].

Başlama Safhası:

Polimerizasyon, aktivasyon sonucu oluşan serbest radikalın monomer ile reaksiyona girmesi ile başlar. Serbest radikaller çift bağ içeren monomere saldırarak tekrar reaktif gruplar oluştururlar [45].

İlerleme Safhası:

Oluşan reaktif gruplar başka monomerlere bağlanarak yeni bir reaktif grup oluştururlar. Böylece bütün moleküller birbirlerine bağlanarak zincirin büyümesini sağlarlar [45].

Bitiş Safhası:

İlerleme reaksiyonunun kitle içindeki hiç monomer molekülü kalmayınca kadar devam etmesi beklenir. Ancak; polimer zincirinin bitimine neden olan diğer reaksiyonlar ilave reaksiyonu engelleyebilmektedir. Bu reaksiyonlar sonucunda ölü polimer zincirleri oluşur.

İlave reaksiyon meydana gelmez [45,48]. Polimerizasyon sonunda elde edilen polimerin, fiziksel özellikleri üzerinde, moleküler ağırlığının, çapraz bağların ve zincir dallanmasının etkisi büyüktür [45].

2.2.3. Hem kimyasal hem de görünür ışıkla polimerizasyon

Bu tip rezinler iki pat şeklindedir. Karıştırılmalarından sonra uygulandıkları bölgede polimerizasyon ışık ile başlatılır. Işığın ulaşmadığı bölgelerde polimerizasyon kimyasal olarak 8-24 saat içinde tamamlanır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her ortamda kullanılması önerilen bu tip rezinler özellikle derin kavitelerde, 2 mm'den daha kalın rezin uygulamalarında ve girişin zor olduğu interproksimal alanlarda başarılıdır. Ayrıca akışkan özellikleri nedeniyle yapıştırma materyali olarak da kullanılmaktadır [27,36].

Işıkla polimerizasyon teknikleri:

Standart polimerizasyon tekniğinde kullanılan ışık cihazına göre değişen güçteki ışık, polimerizasyonun sonuna dek aynı yoğunlukta olacak şekilde 10,20,30,40 sn gibi farklı sürelerde uygulanmaktadır [49-51]. Bununla birlikte son yıllarda yumuşak başlayan polimerizasyon, giderek artan polimerizasyon, destek polimerizasyon ve aşamalı polimerizasyon gibi kavramlardan da bahsedilmektedir [27,52].

Işıkla Polimerizasyonu Etkileyen Faktörler

Işık gücü: Işık kaynağının birim zamanda yaydığı toplam enerji miktarına ışığın gücü denir ve miliwatt cinsinden ifade edilmektedir [40].

Işık şiddeti:

Işığın uygulandığı bölgede birim alana düşen ışık gücüdür. Işık şiddetinin birimi mW/cm²'dir. Polimerizasyonda kullanılan ışık kaynakları için önemli bir özelliktir [53].

Enerji Yoğunluğu:

Işığın çıkış yoğunluğu; ampul gücünün yoğunluğu ve ışık ucunun çapında yapılan değişikliklerle azaltılıp artırılabilir [54].

Uygulama Mesafesi:

Işık kaynağının ucunun uygulama yüzeyine olan uzaklığıdır. Işığın bir kısmı içerisinden geçtiği hava tarafından absorbe edildiğinden, uygulama mesafesi arttıkça ışık hedeflenen yüzeye ulaştığında yoğunluğu azalmaktadır [54].

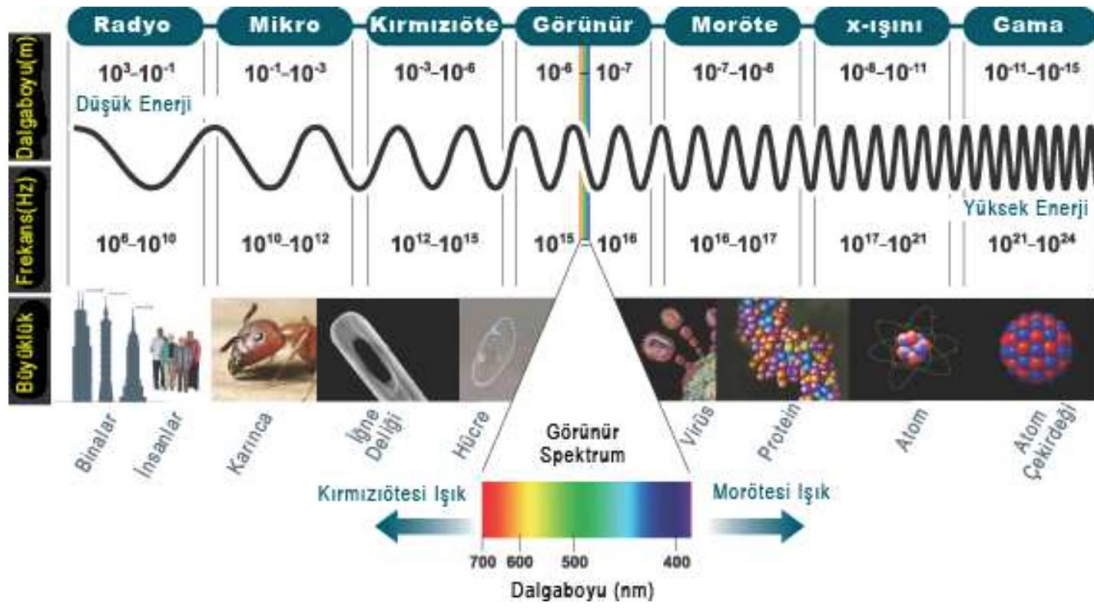
İdeal olarak, ışık uygulaması sırasında restorasyonla ışık ucu arasındaki mesafe mümkünse 0 veya en fazla 1 mm olmalıdır. Ancak, örneğin restoratif diş hekimliğinde ara yüzeylerde matriks bandı ve kama kullanımı gibi nedenlerle bu mümkün olmadığında, bant ve kama çıkarıldıktan sonra uygulama ucunun ara yüze yöneltmesi ve ışığın bir kez daha uygulanması önerilmektedir [27].

Uygulama Süresi:

Uygulama süresi; ışık yoğunluğuyla birlikte ışık kaynağının gücünü etkileyen önemli bir kavramdır. Işık gücü; meydana gelen ışığın yoğunluğunun zamanla çarpımı olduğundan, aynı enerji yüksek yoğunluklu ışık cihazları kullanıldığında süre kısaltılarak veya düşük yoğunluklu ışık cihazları kullanıldığında süre artırılarak da elde edilebilmektedir [54].

Elektromanyetik Spektrum ve Dalga Boyu:

Çeşitli enerji tipleri dalga boylarına göre en uzundan en kısaya doğru elektromanyetik spektrum diye adlandırılır (Şekil 2.1). Bu sıralama; radyo, televizyon dalgaları, mikrodalga, kızılötesi radyasyon, görünür ışık, ultraviyole radyasyon, X ışınları, gama ve kozmik ışınlardır. Diş hekimliğinde sadece görünür ışık alanı olarak adlandırdığımız dar enerji bandı kullanılmaktadır [39,55]. Elektromanyetik spektrumun görünür kısmı, gök kuşağının sahip olduğu portakal rengi ve kırmızıdan, mor ve maviye kadar bütün renkleri içermektedir. Bu renklerin her biri ışığın farklı dalga boyuna karşılık gelmektedir [55].



Şekil 2.1. Elektromanyetik Spektrum ve Dalga Boyu

Dental materyallerde genellikle reaksiyon başlatıcı olarak kullanılan bileşik kamferokinondur [39]. Bu bileşik oda sıcaklığında sarı ve katı bir maddedir ve görünür ışık spektrumunun mavi bölgesi içerisinde 450 nm–500 nm arasında dalga boyunda mavi ışığa duyarlıdır. Kamferokinon uygun dalga boyu ve şiddetindeki elektromanyetik enerjiye maruz kaldığında fonksiyonel gruplar fotonları absorbe eder ve molekül aktive olarak aminle bir araya gelir ve elektron transferi oluşturur. Işık enerjisi ne kadar yüksek olursa o kadar çok foton olacaktır. Foton sayısının artması aminle reaksiyona giren kamferokinon oranını dolayısı ile serbest radikal oluşumunu arttıracaktır. Bu nedenle polimerizasyon derecesini artırmak amacı ile yüksek ışık şiddetinde kaynaklar kullanılmaktadır [39,56].

2.3. Görülebilir Işık Cihazları

Görülebilir ışık; genellikle 400 nm ve 750 nm arasında olan ve insan gözü tarafından algılanabilen elektromanyetik ışımadır. Birçok materyal, görülebilir ışığı zayıf olarak absorbe etmektedir ve bu materyaller fotonları geçirme, yansıtma ya da dağıtma eğilimindedir. Bu nedenle, görülebilir ışık fotonları genellikle ısıtma üzerinde etkili değildir. Materyaller tarafından absorbe edilen görülebilir ışık fotonları, kimyasal bağlar oluşturan elektronların hareketlenmelerini sağlamak ve sonuç olarak moleküller arasında ve içinde kimyasal reaksiyonlar oluşmasını sağlamaktadırlar [26].

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu, polimerizasyon başlatıcılar tarafından absorbe edilen enerjiyle başlamaktadır. Bu enerji, uygulanan bölgedeki ışığın gücü ve ışık uygulama süresi ile ilgilidir. Geleneksel kompozitlerde, 40 sn boyunca 400 mW/cm^2 ışık gücündeki ışığın uygulaması ile yeterli enerji sağlanmakta ve polimerizasyon gerçekleşmektedir [57].

400-500 nm'lik elektromanyetik dalga boyları ışıkla polimerizasyonu başlatmak için yeterlidir. Sıklıkla kullanılan foto başlatıcı olan kamferokinonun ışık absorpsiyon spektrumu da bu aralıktadır ve 470 nm'de en yüksek değerine ulaşmaktadır [47].

2.3.1. Lazer cihazları

Lazerlerde ışık kaynağı elektron demeti gibi bir enerji kaynağının saldıdığı enerjiyi soğurur, ardından bu enerjiyi elektromanyetik bir ışınla geri verir. Lazerle üretilen ışık çeşitli özelliklere sahiptir; fotonlar aynı fazda, aynı frekanstadır ve birbirlerinden uzaklaşmazlar. Lazerde ışık tek bir dalga boyunda oluşur. Böylece, belli bir frekanstaki yoğun enerji miktarı küçük bir alana yönlendirilebilir. Argon lazerler 457- 502 nm dalga boyunda, gözle görülebilir spektrumda, devamlı ışın veren lazerlerdir. Hemen hemen hiç kızılötesi ışık dalgaları olmadığı için pulpa ve oral dokularda ısı artışı en aza indirilmiştir. Işık fiberoptik sistemlerle iletilir. Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanıldığı gibi beyazlatma işlemlerinde, oral ülserlerin tedavisi ve yumuşak doku cerrahisinde de kullanılmaktadır [40].

Argon lazerle polimerize edilmiş kompozitlerin daha iyi fiziksel özelliklere sahip olduklarına dair çalışmalar mevcut olup, argon lazerle polimerize edilen materyallerde daha az artık monomer görüldüğü tespit edilmiştir. Argon lazer kamferokinon içerikli kompozitlerde daha büyük tabaka rezin kullanılabilmesine izin vermektedir, daha iyi adezyon ve daha kısa sürede polimerizasyon sağlayabilmektedir [36].

Hicks ve diğerlerinin yapmış oldukları çalışmada argon lazerle polimerizasyonun, polimerizasyon zamanını azalttığı artık monomer miktarında azalma sağladığı ve halojen ışıkla karşılaştırıldığında polimerize edilen materyallerin fiziksel özelliklerinin eşit olduğunu göstermişlerdir [58]. Blankenau ve diğerleri; argon lazerin kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini artırdığını belirtmişlerdir [59]. Bununla birlikte argon lazer ışık kaynaklarının dalga boyu spektrumu dar olduğundan her başlatıcının aktivasyonunda yeterli olmayabilmektedir [33].

Lazer kaynaklarının ömrü kullanımdan bağımsız olarak sınırlıdır ve kaynağın değiştirilmesi eğitimsiz bir eleman olmadan yapılamaz ve pahalıdır. Bu nedenlerden dolayı kompozit polimerizasyonu için kullanımı yaygın değildir [40]. Teknolojisinin karışık, enerji dönüşümü sırasında enerji kaybının çok olması ve pahalı olması nedeniyle klinisyenlerin çoğu lazerleri restoratif materyallerin polimerizasyonu için pratik bulmamaktadır [38].

2.3.2. Kuartz tungsten halojen ışık cihazları (QTH)

Geleneksel mavi halojen ışık cihazları, yıllardır ışıkla polimerize olan sistemlerin dayanak noktası olmuştur [33]. Halojen ışık cihazları, halojen gaz içeren quartz ampulün içindeki tungsten telin ısıtılması temeli ile çalışır. Ampulden elde edilen ışık, arka tarafında bulunan, gümüş bir ayna vasıtası ile fiber optik alana iletilir. Ayna yüzeyinin temiz olması ışık cihazının etkinliği açısından oldukça önemlidir. Bu bölge, cihazın kullanımı esnasında ısınır ve daha sonra fan yardımı ile soğutulur. Eğer ortamda civa buharı, bağlayıcı sistem solventleri veya nem mevcut olursa aynanın yüzeyi buharlanabilir. Bu da ışık cihazının etkinliğini azaltır. Bu alan sık sık metil etil keton veya alkol gibi solventler ve pamuk ile silinmelidir. Ayna parabolik bir yapıya sahiptir. Bu yapının amacı ışığı küçük fiber optik girişe odaklamaktır [35].

Bu sistemlerde salınan enerjinin küçük bir kısmı (%0,5 - 1 kadarı) polimerizasyon için yeterli olan yaklaşık 300-400 mW'lık yoğunlukta ışığa dönüştürülmekte ve kalanı ise ısı enerjisi olarak serbestlenmektedir [33,35]. Serbestlenen ısı enerjisinin ise dental dokular üzerinde tehlike oluşturabileceği bildirilmiştir [60].

Polimerizasyonu olumsuz etkileyebilecek aşırı ısının emilmesi için fiber optik sistem öncesi iki adet filtre yerleştirilmiştir. Ultraviyole ve infrared filtreler fazla ışığı ısıya dönüştürerek cihazın içinde kalmasını sağlarlar. Bu istenmeyen ısının, filtrelerden ve reflektörden uzaklaştırılması için bir fan kullanılmaktadır. Filtreler, cam üzerine yine özel bir cam veya plastik kaplanması ile imal edilirler. Cihazın kullanım ömrü içerisinde maruz kaldıkları yüksek ısıya bağlı olarak filtrenin, halojen ampulün ve aynanın yapıları bozulabilir ve filtreleme özellikleri ve cihazın polimerizasyon etkinliği azalabilir. Fiber optik alandan geçen ışık, cihazın ışık ucuna iletilir. Fiber optik alanda ışık yoğunluğunda kayıplar meydana gelebilmektedir. Işık ucu farklı şekillerde olabilir. En yüksek ışık

yoğunluğu ışık ucunun tam merkezinde gözlenir. Işık ucunun, rezin ile kontamine olması, ışığın saçılmasına neden olur ve bu da cihazın polimerizasyon etkinliğini azaltır [35,40].

Ayrıca kullanım esnasında açığa çıkan ısı nedeni ile halojen ampul, reflektör ve filtre zamanla özelliğini kaybeder ve cihazın polimerizasyon etkinliği azalır. Işık cihazının, ışık etkinliğinin azalmasına bağlı materyalde tam polimerizasyon sağlanamaz [61,62].

Işık cihazlarının polimerizasyon etkinliği bir radyometre yardımı ile ölçülebilir. Modern ışık cihazlarının pek çoğunda bu radyometre cihazın yapısında standart olarak bulunmaktadır. Bu radyometreler belli bir zaman aralığında belli bir alana düşen foton sayısını ölçmektedir. Reaksiyonu başlatan fotoaktif moleküllere bağlanan foton sayısı ölçülen değerden farklı olabilir. Çünkü radyometre tüm enerjiyi ölçmektedir. Halojen ışık cihazları genellikle 400-800 mW/cm² aralığında ışık üretirler. Etkin bir halojen ışık cihazından elde edilen ışık 300 mW/cm²'nin altına düşmemelidir. Cihazın ışık ucunun genişliği de elde edilen ışık yoğunluğunu etkilemektedir. Standart 11 mm'lik uçtan 3 mm'lik bir uca geçildiğinde elde edilen ışığın yoğunluğu artmaktadır. Bu artış restorasyon ve onu çevreleyen dentindeki ısısal değişimlerinde artmasına neden olabilmektedir [35].

Teknolojideki gelişmeler ile halojen ampullerin güçlerinin artırılmasına paralel olarak, 800-1000 mW/cm²'nin üzerinde yüksek enerji yoğunluğu meydana getiren, daha kalın kompozit tabakalarının daha kısa sürede polimerizasyonunu sağladığı iddia edilen yüksek enerji yoğunluğuna sahip halojen ışık cihazları geliştirilmiştir [50,63,64]. Ayrıca ışığın odak noktasını değiştirerek mercek etkisiyle gücün artmasını sağlayan turbo ışık uçları da ışık gücünün artmasını sağlayan diğer bir yeniliktir [61,63]. Bu ışık uçlarında ışık yoğunluğu ışık ucunun hemen önünde oluşur ve uzaklık arttıkça ışık gücü azalır. Yüksek güç çıkışı ile hızlı polimerizasyonun zamandan tasarruf sağladığı iddia edilse de, kompozit rezininin polimerizasyon büzülme kuvvetlerini artırdığını savunan çalışmalar da bulunmaktadır [65-68].

2.3.3. Light emitting diode (LED)

LED'ler ilk kez 1995 yılında, daha yüksek yoğunlukta ışık yayan polimerizasyon kaynağı olarak tanıtılmıştır. Işıkla sertleşen materyallerin polimerizasyonunda halojen ışık cihazlarının dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacı ile elektrik enerjisini direkt olarak ışığa çeviren LED ışık cihazları geliştirilmiştir. Yapılarında halojen ampullerde kullanılan

sıcak flamanların yerine, elektrotların birinden diğerine geçişini sağlayan “N-tip” ve “P-tip” adında birbirlerine bağlı iki yarı iletken madde içerirler. N-tip madde, iletim için gerekli olan çok sayıda elektron içermektedir. P-tip madde ise aynı zamanda elektrik iletimini de gerçekleştirebilen elektronlar için delikler içermektedir. Ortama elektrik verildiğinde, elektronlar ve boşluklar P-N bağlantısı önünde birleşirler ve LED lambadan belirli bir dalga boyu aralığında ışık yayılır [26,35,69]. Bir LED aygıtında elektronların ve deliklerin kombine edilmesi yarı iletken maddenin tipine, bağlantı noktasına ve diode’un diğer faktörlerine bağlı dalga boyu karakterinde fotonlar oluşturulmasını sağlar [26].

LED cihazları 10000 saatin üzerinde potansiyel ömrü olan, mekanik şok veya vibrasyonlara maruz kaldığında düşük hata oranları veren katı fazlı ışık kaynaklarıdır [26,69,70]. Işık yayan diodlar, mavi ışığı elde etmek için, galium nitride üzerinde yer alan yarı iletkenleri kullanır. LED ışık cihazlarının dalga boyu 450-490 nm aralığındadır. Bu nedenle, reaksiyon başlatıcı olarak kamforokinon içeren kompozit rezinlerin polimerizasyonda kullanılabilirler [35,71]. Ayrıca dalga boyu aralığının dar olması sayesinde ultraviyole ve infrared aralıkta ışık oluşmaz ve dolayısıyla plazma ve halojenlerde olduğu gibi filtreye ihtiyaç yoktur. Infrared dalga boyunda ışık üretilmediği için de ağız dokularındaki ısınma etkisi minimaldir [26].

Piyasadaki LED cihazlarının hemen hepsi aynı dalga boyu aralığında ışık yayarlar fakat yoğunlukları farklılık gösterebilir. Daha yoğun ışık yayan LED cihazlarının daha verimli polimerizasyon başlattığı bildirilmektedir [26]. LED ışık cihazlarının filtre gerektirmemeleri, kullanım ömürlerinin uzun olması ve diş dokuları üzerinde ısı oluşturmamaları önemli avantajları arasında sayılabilir. İlk geliştirilen LED ışık cihazları halojen benzerleri ile karşılaştırıldığında, daha düşük ışık yoğunluğuna sahiplerdi. Ancak, yeni geliştirilen LED ışık cihazları, oldukça geniş bir aralıkta ve yüksek dalga boyuna sahip cihazlardır [35].

Polimerizasyon esnasında ışık cihazlarının ısı açığa çıkarmaları, pulpada hasar oluşturan önemli bir problemdir. Yapılan çalışmalar spesifik bir dalga boyunda ışık üreten LED ışık cihazlarının, halojen ışık cihazları ile karşılaştırıldığında, daha düşük ısı açığa çıkardıklarını göstermektedir [32,60,72,73]. LED ışık cihazları, ışığı üretmek için özel yarı iletkenler yardımı ile elektrik akımını kullanırlar. Bu özellikleri onlara halojen ışık cihazları ile karşılaştırıldığında daha uzun kullanım ömrü, stabil çıkış ve düşük güç kullanımı gibi avantajlar sağlamaktadır. Ultraviyole veya kızılötesi ışınlar açığa çıkarmadığı için daha düşük ısı açığa çıkarırlar ve soğutma için gerekli bir fana gereksinim

duymamaktadır. Yarı iletken düzenli bir şekilde geçen enerji ile 470 nm dalga boyunda ışık açığa çıkmaktadır. Bu dalga boyu reaksiyon başlatıcı olarak kamforokinon kullanan kompozit rezinlerin polimerizasyonunda güvenle kullanılabilir. Yapılan çalışmalar LED ışık cihazların halojen ışık cihazları ile karşılaştırıldığında daha yüksek polimerizasyon derinliği değerleri gösterdiğini belirtmektedir [35]. LED ışık cihazlarının halojen ışık cihazları ile karşılaştırıldığında bir diğer avantajı ise uzun kullanım ömürleridir. LED ışık cihazları ışık yoğunluklarında herhangi bir kayıp olmaksızın 10.000 saate kadar kullanılabilirler [35,37]. Ayrıca bağlanma kuvveti, ışık yeterlilik süresi, uygulama kolaylığı ve yıpranma özelliklerindeki avantajları nedeniyle iyi bir seçenek oluşturmaktadır [74-76].

2.3.4. Plazma ışık cihazları (PAC)

Daha hızlı polimerizasyon sağlamak amacıyla plazma ark ışık teknolojisinin kullanımı incelenmiştir. Hofman ve ark. ile Manhart ve ark. plazma ışık cihazlarının, yüksek ışık yoğunluğu ve kısa ışık uygulama süresi ile diş hekimleri için zamandan tasarruf sağladığını belirtmişlerdir [77,78].

Plazma ark teknolojisinde, tungsten anot ve ksenon dolu katot tüpünden oluşan iki elektrot arasında yüksek akımlı elektrik geçişi ile maddenin yüksek enerjili formu olarak adlandırılan plazma oluşturulmaktadır [26,79-81]. ‘Plazma’ kelimesi yüksek ısıda, pozitif iyonlardan ve elektronlardan oluşmuş iyonize gazı ifade etmektedir [40]. 900-1650 mW enerji seviyesine sahip cihazlardır. Beyaz ışık üretilip mavi ışık filtre edilmektedir. Bağlanma kuvvetini azaltmadan uygulama süresini 3-5 sn aralığına kısaltabilmektedir [26,79-81].

Plazma arklarda elektrotlardan akım geçerken üretilen ısı, restore edilen dişte intrapulpal ısı artışına sebep olabilmektedir. Bu nedenle özellikle dentin bağlayıcıların polimerizasyonu sırasında pulpayı koruyacak kadar yeterli dentin ve kompozit rezin kalınlığı olmadığında plazma ark ışık kaynakları 3 sn’den az süre ile kullanılmalıdır [38].

Plazma ark teknolojisi ile elde edilen ışık emisyonu yoğundur ancak üretilen ışığın çoğu foto başlatıcı olarak kamforokinon içeren materyaller için yararlı olmayan dalga boylarından oluşmaktadır. Halojenlerde olduğu gibi plazma ışık cihazlarında da ışık emisyonunu kontrol edebilmek için fazla filtrasyon ve soğutma sistemi gerekmektedir.

Buna ek olarak filtre edilen dalga boyu bandı halojenlerdeki gibi genellikle 400-500 nm arasındadır. Kamforokinonun absorpsiyon aralığıyla ilişkili olmayan yoğun ışık bölgeleri dişi ısıtmak dışında bir fonksiyon göstermezler. Sonuç olarak, özellikle sertleşebilmesi için uzun ışınlama zamanı gerektiren materyaller kullanıldığı zaman pulpa odasında önemli bir ısı artışı olasılığı oluşur. Aynı zamanda ısı artışı sebebiyle lambanın kendi içinde zarar görmesini engellemek için ışınlamanın 3-5 sn arasında değişen kısa aralıklarla yapılması gerekmektedir. Her ışınlama arasında da dinlenme zamanı ayrılmalıdır. Böylece, polimerizasyon için çok sayıda ışınlama gerektiren durumlarda yüksek ışık yoğunluğunun avantajları azalmaktadır. Ayrıca, plazmaların elektrik gücüne ihtiyaç duymalarından dolayı kablosuz dizaynlarının üretilmesi mümkün değildir [26]. Bunlardan başka plazma ışık cihazları; oldukça pahalı olmaları, portatif olmamaları ve yapılarının karmaşık olması gibi dezavantajlara sahiplerdir [35,82].

Yapılan bazı çalışmalarda plazma ark ışık kaynakları ile rezin kompozitlerde mikrosızıntı ve polimerizasyon büzülmesi miktarının arttığı görülmüştür [83,84]. Schneider ve diğerleri ise plazma-ark cihazı ile polimerize edilen kompozit rezinlerde daha düşük yüzey sertlik değerleri elde ettiklerini rapor etmişlerdir. Düşük yüzey sertlik değerleri; materyalin intraoral çözücülere ve abrazyona karşı direncinin zayıf olacağı şeklinde ifade edilmektedir [47,85]. Kompozit rezinlerin plazma ark ışık kaynaklarıyla, konvansiyonel ışık kaynaklarına göre çok daha kısa sürede polimerizasyonunun sağlanabildiği, fakat polimerizasyon derinliği ve fiziksel özelliklerinin optimal seviyeden düşük olabileceği, polimerizasyon büzülmesinin eşit veya plazma ark ışık kaynağıyla polimerize edilenlerde daha az olduğunu bildirmişlerdir. Hasegawa ve diğerleri, plazma ark sistemleriyle halojen ışık kaynaklarına göre belirgin olarak daha yüksek bir polimerizasyon derinliği sağlanırken, polimerizasyon hızının artmasıyla marjinal adaptasyonda belirgin bir değişiklik görülmediğini ileri sürmüşlerdir [86]. Yüksek enerji nedeniyle ışık uygulama süresi kısa tutulduğundan pulpal sıcaklıkta daha az artışa neden olmaları gibi bir avantaja sahiptirler. Fakat halojen ışık cihazlarıyla hemen hemen aynı özelliklere sahip olmalarına karşın fiyatlarının daha yüksek olması nedeniyle bu sistemler popülerliklerini uzun süre koruyamamışlardır [87].

2.4. Pulpal Isı Artışı

Diş hekimliğindeki tedavi işlemleri sırasında en büyük önem pulpa sağlığının korunmasıdır. Diş hekimliğinin bir çok uygulaması sırasında diş pulpası üzerinde zarar verici etkiler ortaya çıkabilmektedir. Diş pulpası fiziksel, kimyasal, biyolojik ve termal faktörlerden etkilenebilmektedir [52,88]. Özellikle kavite preparasyonu ya da restoratif materyallerin polimerizasyonu sırasında ekzotermik reaksiyonlar sonucu termal travma oluşabilmektedir. Pulpa, derin kavite preparasyonlarında bakteriyal toksinler ve termal uyarılardan etkilenebilmektedir. Aynı zamanda ışık cihazları kullanılırken de pulpa odasında ısı artışına bağlı olarak pulpa zarar görebilmektedir [60,88-90]. Pulpadaki ısı artışı ışık cihazlarının tipine, uygulama süresine ve dalga boylarına bağlı olarak değişmektedir. Hansen ve Asmussen yaptıkları bir çalışmada yüksek dalga boyuna sahip ışık cihazlarının daha fazla pulpal ısınmaya neden olduğunu bildirmişlerdir [89]. Pulpa ısı artışını etkileyen bir diğer faktör ise ışık cihazlarının kullanılma mesafesidir. Klinik pratiğinde ışık cihazlarının; dişlerin çenelerdeki konumu, dişin anatomik durumu ve ışık cihazının dizaynına bağlı olarak her zaman standart mesafede ve doğru pozisyonda kullanımı mümkün olamamaktadır. Mesafenin artışı özellikle sabit ortodontik tedavi sırasında braketlerin dişlere yapıştırılırken kompozitlerin polimerizasyon sorunlarına bağlı olarak braketlerde dişlere bağlanma sorunları oluşmaktadır. Bu durumda klinisyenler daha yüksek dalga boyuna sahip ışık cihazlarını tercih etmekte ya da uygulama süresini artırmaktadırlar. Uygulama süresini artırmanın ya da yüksek dalga boyuna sahip cihazlar kullanmanın ise pulpadaki ısı artışı için risk faktörü olabileceği belirtilmektedir [88].

Tedavi işlemleri sırasında pulpada oluşan sıcaklık artışı ile ilgili yapılan birçok çalışma vardır [91-93]. Ancak sıcaklık artışının ne dereceye kadar pulpal dokular tarafından tolere edilebileceği tam olarak bilinmemektedir. Zach ve Cohen yaptıkları çalışma sonucunda, pulpa odasında meydana gelecek 5,5 °C'lik sıcaklık artışının pulpada hasara yol açabileceğini ve dişlerin %15'inde pulpa nekrozu yaptığını, pulpadaki sıcaklık artışının 11 °C'ye ulaşması halinde dişlerin %60'ında, 16,6 °C ulaşması halinde ise %100 pulpada onarılamayacak hasarlar oluşacağını bildirmiştir [93]. Başka bir çalışmada pulpadaki 8° ila 10° C'lik ısı artışının pulpal dokunun canlılığını yitirmesine neden olabileceği belirtilmektedir [93]. Eriksson ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında sıcaklık artış süresinin pulpa hasarı oluşmasında önemli bir faktör olduğunu bildirmişlerdir.

2.4.1. Pulpal ısıyı ölçen cihazlar

Kompozit rezinlerin, ışık cihazlarının ve çevre dokuların ısılarının *in vitro* ölçümü üzerine yapılan çalışmalarda; termočiftler [32,57,88,94-96], diferansiyel termal analiz [97,98], diferansiyel taramalı kalorimetre [99] ve infrared termografik görüntüleme sistemi [90,100] yöntemleri kullanılmıştır.

Termočift (Termocouple) Yöntemi

Termočiftler, özellikle yüksek ısıları ölçmek için kullanılan termoelektrik araçlardır. Farklı metal veya metal alaşımlarından oluşan kabloların çeşitli şekillerde bir araya getirilerek oluşturulan bir devreden meydana gelmektedir [101]. Tel halindeki iki farklı metalin başları birbirine kaynaklı olarak birleştirilir. Daha sonra kaynaklı uç ısıtılırsa serbest uçlar arasında bir elektrik akımı ve ısı meydana gelir. Yapılan bu işlem sonucunda meydana gelen oluşum termočift olarak adlandırılır. Termočiftlerde -200°C 'den 2320°C 'ye kadar ölçüm yapılabilmektedir [102].

M, S, R, C, B, N, E, T, J ve K tipi gibi çeşitleri bulunan termočiftlerin en çok kullanılanı K tipidir. K tipi termočiftler Nikel-Krom veya Nikel-Alüminyum metal alaşımlarından oluşur. Genel kullanım için uygundur ve -200°C ve $+1200^{\circ}\text{C}$ arasında ölçüm yapabilirler [103].

Elektrik ve elektronik mühendisliğinde ısı sensörü olarak geniş kullanım alanı bulunan termočiftler; maliyetine oranla etkili, dayanıklı, kompakt, hızlı tepki veren, geniş ısı ölçüm aralığı ve kabul edilebilir doğruluk payı bulunan, standart bağlantılar içeren cihazlardır [104]. 1°C 'den daha az hata payına ulaşmanın zor olduğu belirtilse de ısı artışının değerlendirildiği çalışmalarda kullanılan yöntemler arasında dijital bir data toplayıcısına bağlanarak ısı ölçen termočiftlerin kullanımı en yaygın yöntemdir [105]. Ancak; termočiftlerin uzun yıllardır yaygın bir şekilde kullanılmasına rağmen bazı dezavantajları vardır. Termočiftler ile yalnızca uygulandıkları bölgede yüzeyel sıcaklık değişimi ölçülebilmektedir ve ölçüm yüzeyindeki tek bir noktanın sıcaklığını ölçmesi kullanımını sınırlamaktadır. Ayrıca termočiftlerin uçları çalışma sırasında bağlandıkları yüzeyden kolayca ayrılabilir [90].

Termal Kamera Yöntemi

Termal kameralar; objelerden yayılan termal enerjiyi ölçmeye yarayan lenslerden ve algılayıcılardan oluşur. Termal kamera, infrared (kızılötesi) dalga boyu spektrumunda, ekipmanla doğrudan temas gerçekleştirmeksizin sıcaklık modellerini algılayan bir cihazdır. Görüntüleme yöntemi olarak gözle görülmeyen infrared enerjiyi (ısıyı) esas alan ve görüntünün genel yapısını infrared enerjiye göre oluşmuş renkler ve şekillerin belirlendiği görüntüleme sistemidir. Termal kamerayla çekilen ısı fotoğrafları çok sıcak noktaları açık renkle, soğuk noktaları ise koyu renkle göstermektedir. Termal kameralar ortamın durumunu siyah - beyaz veya renkli gösterirler. Renkli olarak gösterdiği durumlarda ortam sıcaklığına göre maviden sarıya kırmızı rengi kullanarak geçer. Mavi en soğuk, sarı ise en sıcak bölgeleri gösterir. Termal kameralar görüntü oluşturabildikleri belli bir sıcaklık aralığına sahiptirler. Her sıcaklık değerinde farklı infrared yayılımlar olduğu ve her infrared yayılımın farklı dalga boyuna sahip olmasından dolayı da bu objektifler belli sıcaklık aralıklarında görüntü verebilirler. Bu kameralarda kullanılan objektifler çok küçük sıcaklık farklarını yakalayabilen (0.01 °C gibi) ve bu farklılıktan görüntü oluşturabilen özelliklerdedir. Optik mekanik birimler, dedektör soğutucu birimler ve sinyal işleme birimlerinden oluşmaktadırlar [102,106].

Infrared termografik görüntüleme, termal kameralar kullanılarak vücudun yüzey ısısının kaydedilebildiği bilgisayar kontrollü bir yöntemdir. Termal görüntüleme yöntemi; uygulayıcının hastanın cilt yüzeyi sıcaklığındaki değişiklikleri görebildiği, hastaya ilaveten bir kateter uygulanması veya kontrast madde verilmesi ve iyonize edici radyasyon uygulanmasını gerektirmemesi sebebiyle invaziv olmayan tanısal bir tekniktir. Bu tekniğin esası vücuttaki termal dolaşımın termodinamiğine dayanmaktadır [106,107]. Sağlık sektöründe özellikle domuz gribi gibi yüksek ateşe sebep olan hastalıkların tespiti için kullanılmaya başlanmıştır. Tıpta iç yaralanma, iltihap ve damar tıkanıklarının tespitinde kullanılırlar [102,106].

Infrared ışık şiddeti, ısı yayan dokunun sıcaklığı ve doku içindeki kan akışı ile doğru orantılıdır. Foton akışındaki değişimler ölçülüp analiz edilerek doku içindeki kan akışındaki değişim bulunur ve hastalığın fizyolojisi hakkında bilgi sahibi olunabilir. Yüzey sıcaklığı dağılımından yararlanarak fizyolojik değişim ve metabolik süreçler gösterilebilir. Vücutta ağrıyan bölgelerdeki çok küçük ısı farklılıkları ile ciltten yayılan infrared dalgalar hassas dedektörler tarafından algılanarak elektriksel sinyale dönüştürülür. Bu sinyallerin

renk skalasındaki farklılıklarından yararlanarak insan vücudunun termogram adı verilen termal resimleri elde edilir. Normal vücutta termal ısı simetrik olduğundan asimetrik sıcaklık kolaylıkla fark edilir. Vücuttaki simetrik bölgeler arasında sıcaklık farklılığı belirlenerek ağrının, fizyolojik ve fonksiyonel bozukluğun gerçek merkezi tespit edilebilir [106,107].

Yüksek oranda hassas olan bu sistemlerde teknolojik gelişimler sayesinde, görüntüleme tekniği daha da hassas hale gelmiştir ve yeni yazılımlar sayesinde detay oranı yüksek görüntülü analizler elde edilebilmektedir. Fakat, yüksek oranda teknik hassasiyete sahip bu cihaz kullanılırken çevre koşulları dikkatli bir şekilde kontrol edilmelidir [100]. Ayrıca bu cihazlar dış yüzeyinde oluşan ısıнын doğru ölçülebilmesi için net bir şekilde kalibre edilmelidir [108]. Hussey ve ark. (1995) infrared termografik görüntüleme sisteminin *in vivo* şartlarda kompozit rezinlerin polimerizasyonu boyunca oluşan ısı değişiminin nicel değerlendirilmesinde oldukça güvenilir olduğunu belirtmişlerdir [101]. Al Qudah ve ark., diğer yöntemlerle yapılan ölçümlerde sadece cihazın temas ettiği noktadan ölçüm alınabilmesinin elde edilen ısı sonuçlarını değiştirebileceğini ve bu nedenle infrared termografinin tüm yüzeyin iki boyutlu ısısal dağılımını göstermesini bu cihazların avantajı olarak belirtmişlerdir [109].

Diferansiyel Termal Analiz

Diferansiyel termal analizde bir örnek ile inert bir referans bileşik (alüminyum, silisyum karbür veya cam parçacıklar) arasındaki sıcaklık farkı ölçülerek sistemin absorbe ettiği veya salıverdiği ısı gözlenir. Çalışırken örnek ve referansın sıcaklıkları sabit bir hızda artırılır. Örnek ve referans arasındaki sıcaklık farkı izlenir. Örnek veya referansın sıcaklıkları arasındaki farklılık bir akım doğmasına neden olur. Yükseltelen akım programlayıcıdaki kalemin konumunu değiştirir [110]. Örnek ve referans madde sıcaklığı arasındaki farka göre bir diferansiyel termogram elde edilir. Bu aygıtlar 1500 C° ve yakınlarında ki sıcaklıklarda çok yüksek kararlılıkla çalışma verimliliği sağlarlar [101].

Diferansiyel Taramalı Kalorimetre

Diferansiyel taramalı kalorimetre, örnek ısıtılırken, soğutulurken ya da sabit bir sıcaklıkta tutulurken soğurulan ya da salıverilen enerji miktarını ölçen cihazlardır [101]. Diferansiyel taramalı kalorimetrede de örnek ve referansın sıcaklıkları yine düzenli bir hızla artırılır,

ancak her ikisinin sıcaklığının aynı olması için örnek veya referansa dışardan gereken miktarda ısı ilavesi yapılır. İlave edilen ısı kaydedilir, örnekte oluşan endotermik veya ekzotermik reaksiyonlar sonucu kaybedilen veya kazanılan ısıyı karşılar [110].

2.5. Çalışma ile İlgili Literatürler ve Çalışmanın Amacı

Literatürde, pulpada ısı oluşumuna neden olan etkenleri değerlendirmek amacıyla yapılan birçok çalışma mevcuttur [111-115] ve ışıkla polimerize olan restoratif materyallerin polimerizasyonları esnasında pulpada oluşan ısı değişiklikleri bu araştırmalar arasında geniş bir yer tutmaktadır [64,114,116]. Araştırmacılar, polimerizasyon işlemi esnasında pulpada ortaya çıkan ısı artışının; kullanılan rezin esaslı materyallerin ekzotermik reaksiyonu ile ışık kaynağının çıkardığı ısıya diş dokuları tarafından absorbe edilmesinden kaynaklandığını [96] ve ışık kaynağından diş yüzeyine ulaşan ısıya, ışık kaynağının türünden etkilenebildiğini öne sürmektedir [63,117].

Günümüzde rezin esaslı restoratif materyallerin polimerizasyonunda sıklıkla görülebilen ışık polimerizasyon cihazları kullanılmaktadır [61]. Halojen ampullu olan polimerizasyon cihazları, ilk üretilen ve en yaygın kullanılan ışıklardır [118]. 90'lı yıllarda geleneksel QTH ışık cihazlarının yanı sıra, yüksek-güçte kuartz tungsten halojen, LED, yavaş başlayan QTH ve PAC ışık cihazları ile lazer cihazları da polimerizasyon işleminde getirdikleri avantajlar nedeniyle diş hekimleri ve ortodontistler tarafından tercih edilmeye başlanmıştır [32,118]. Literatürde ışık cihazlarının tiplerine, uygulama mesafelerine, diş ve ağız dokuları üzerindeki etkilerine değinilerek çeşitli avantaj ve dezavantajlarından geniş bir şekilde bahsedilmektedir.

Bu çalışmanın amacı; ortodontik braketleme sırasında pulpadaki sıcaklık değişimine yüksek dalga boyundaki ışık cihazlarının geleneksel ışık cihazlarına göre farklı etkilerinin olup olmadığı, ışık kaynaklarının farklı mesafelerden uygulanması sıcaklık değişimi üzerinde etkili olup olmadığı ve farklı tipte braketler (metal ve porselen) kullanılmasının sıcaklık değişimi üzerinde etkili olup olmadığının belirlenmesidir. Çalışmamızda çekilmiş üst premolar dişleri ile hazırlanan örnekler üzerinde braketleme yapıp polimerizasyon için 5 mm ve 10 mm mesafelerden 3 farklı ışık cihazı ile ışık uygulanması öncesi ve sonrasında sırasında termal kamera kullanılarak görüntüler elde edilmiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasının Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 25901600/80 numarası ile etik onayı bulunmaktadır.

3.1. Örneklerin hazırlanması

3.1.1. Dişlerin seçimi

Bu tez çalışmasında Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na tedavi olmak üzere başvuran ve detaylı klinik ve radyolojik incelemeler sonucunda çekimli ortodontik tedavi endikasyonu konulan hastaların üst premolar dişlerin kullanılması planlanmıştır. Çekilecek üst premolar dişler için 12-18 yaş aralığındaki hastaların kendilerinden ve velilerinden, 18-25 yaş aralığındaki hastaların ise kendilerinden aydınlatılmış onam alınmıştır. Çekim işlemi Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi kliniğinde yapılmıştır. Çürük veya kırık gibi nedenlerle madde kaybı olan dişler ile çatlak veya hipoplastik alanları olan ve mine yüzeyinde düzensizlikleri bulunan dişler, uygulanacak işlemler sırasında hasara uğrayıp sonuçları olumsuz etkileyeceği düşünülen dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. Ayrıca bukko-lingual genişliği 5 mm'den fazla olan dişler de çalışmadan çıkarılmıştır. Tez çalışmamızda toplam 160 üst premolar diş kullanılmıştır.

3.1.2. Dişlerin hazırlanması

Dişler çekimi takiben ilk bir ay %0,1'lik timol solüsyonunda, daha sonra ise izotonik tuz çözeltisinde bekletilmiştir. Dişler en fazla iki ay süresince sıvı ortamda kalmıştır. Dişler, kıl fırça ve pomza yardımıyla yüzey eklentilerinden ve doku artıklarından arındırılmıştır. Dişler 10×5 mm boyutundaki akrilik kalıplara mine-sement sınırı açıkta kalacak şekilde kökleri boyunca gömülmüştür (Resim 3.1). Hazırlanan dişlerin kesim işlemi için yavaş dönen elmas kesme diski (Mecatome T201 A Press, France) kullanılmıştır (Resim 3.2). Kullanılan kesme cihazı 300 ile 5000 devir/dk arasında ayarlanabilen hız kontrolüne sahiptir ve 75 ile 200 mm arasında değişen çaplarda elmas kesme diski kullanılabilir. Cihaz 750 watt motor gücündedir. Cihaz ayarları elektronik kontrol paneli üzerinden yapılmaktadır. Örnek tablasının ilerleme hızı 6 ile 100 mm/dk arasında ayarlanabilmektedir. Kesme işlemi esnasında, 5 litrelik su tankının içinde bulunan motor

yardımları ile örnek üzerine su püskürtülmektedir. Cihaz test örneklerin kesilmesi esnasında 300 devir/dk da ve 10 mm/dk ilerleme hızında kullanılmıştır.

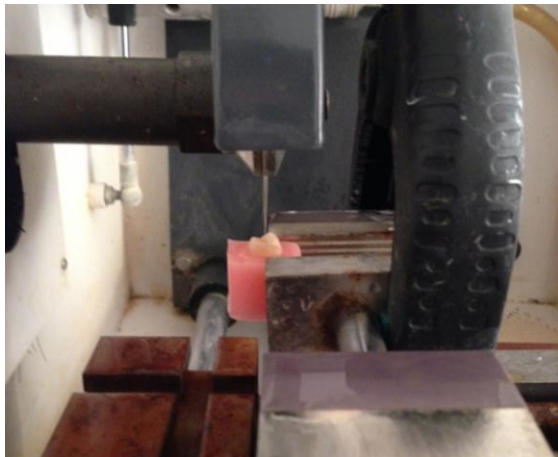
Kesme cihazı bukkolingual mesafenin tam ortasından geçerek, dişleri bukkal ve lingual yarıları olacak şekilde ikiye ayrılmıştır (Resim 3.3). Bukkal yarıları çalışmada kullanılmak üzere 37 °C 24 saat izotonik tuz çözeltisinde bekletilmiştir.



Resim 3.1. Dişlerin akrilik bloklara yerleştirilmesi



Resim 3.2. Kesme cihazı



Resim 3.3. Dişlerin bukkal ve lingual yarılarının ayrılması



Resim 3.4. Kesim Sonrası Bukkal Yarım

3.1.3. Örneklerin gruplara ayrılması

Kesim işleminden sonra örnekler rastgele 40 örnekten oluşan dört gruba ayrılmıştır. Dört grup farklı ışık cihazlarına göre (QTH, iki farklı LED ve Yüksek Güçte LED) belirlenmiştir. Sonrasında her dört grup iki farklı mesafeden (5 mm ve 10 mm'den) ve iki farklı yapıdaki (metal ve porselen) braketten oluşan dört alt gruba ayrılmıştır. Bu şekilde çalışmada her biri 10 örnekten oluşan 16 grup elde edilmiştir (Çizelge 3.1).

Çizelge 3.1. Örneklerin ışık cihazı, braket tipi ve mesafeye göre gruplara ayrılması

		5 mm mesafeden	10 mm mesafeden
Optilux 401	Metal braket	10	10
	Estetik braket	10	10
Elipar Freelight II	Metal braket	10	10
	Estetik braket	10	10
Valo Ortho Standart Güç	Metal braket	10	10
	Estetik braket	10	10
Valo Ortho Ekstra Güç	Metal braket	10	10
	Estetik braket	10	10

3.2. Işık cihazları

Tez çalışmamızda kullanılan ışık cihazlarının test işlemi boyunca standart ışık yoğunluğa sahip olup olmadıklarının tespiti için her bir örneğin polimerizasyonu öncesinde ışık ölçme cihazı ile kontrol edilmiştir. Kablosuz kullanılan cihazların pil

seviyeleri tam dolu olarak kullanılmıştır. Kalibrasyonları firma önerisi doğrultusunda yapılmıştır.

3.2.1. Geleneksel halojen ışık cihazı (Optilux 401; Kerr, West Collins, Orange, USA)

Halojen bazlı bu ışık kaynağı, radyometre ile yapılan ölçüme göre 550 mw/cm^2 yoğunluğunda ışık üretmektedir. Işık cihazının dalga boyu ise 400-515nm arasındadır. Bu tez çalışmasında 40 sn süre ile kullanılmıştır.



Resim 3.5. Optilux 401 ışık cihazı

3.2.2. LED (Elipar Freelight II, 3M ESPE, St. Paul. MN, USA)

Elipar Freelight II ışık cihazı; bir şarj ünitesi ve kablosuz bir tabancadan oluşmaktadır. Kablosuz kullanılabilen cihazın yükselen mod ve standart mod olmak üzere iki ışık uygulama modu mevcuttur. Işık yoğunluğu 1200 mW/cm^2 ve dalga boyu 430-480 nm arasındadır. Cihaz 4.8 V gücünde nikel-metal hidrit pile sahiptir. Cihaz, şarj ünitesi üzerine yerleştirildiğinde pil tam dolu ise yeşil, şarj oluyor ise kırmızı ışık yanmaktadır. Işık ucu 11 mm çapındadır ve otoklavda steril edilebilmektedir. Cihazın, ışık uygulama süresi cihaz üzerinde bulunan bir düğme yardımı ile 5'er sn'lik artışlar ile ayarlanabilmektedir. Test örneklerinin polimerizasyonu esnasında, üretici firma önerisi doğrultusunda 10 sn sürede kullanılmıştır.



Resim 3.6. Elipar Freelight II ışık cihazı

3.2.3. Yüksek güçte LED (Valo, Ultradent Products Inc.USA)

Valo Ortho Kablosuz Işık Cihazı, bütün ışıkla sertleşen dental materyallerin polimerizasyonunu sağlayan yüksek şiddette ışık üretmek için özel çok dalga boylu (395-480 nm) ışık yayan diyot kullanır. Bu şiddette ışık porselenin içine geçebilir ve kaliteli halojen ışığına benzer biçimde altta bulunan rezin sementi sertleştirebilir. Şarj edilebilir lityum demir fosfat pillerle çalışan cihazın Standart Güç (Valo SG), Ekstra Güç (Valo EG) ve Ekstra Güç Kuadrant modu olmak üzere üç ayrı polimerizasyon modu bulunmaktadır. Standart güç modu; $1200\text{mW}/\text{cm}^2$ yoğunlukta ışık vermektedir ve her bir braket için polimerizasyon süresi 10 sn olarak belirtilmiştir. Ekstra güç ve ekstra güç kuadrant modlarının her ikisinde de yoğunluk $3200\text{ mW}/\text{cm}^2$ 'dir ancak ekstra güç modunda cihaz 3 saniye ışık uygularken ekstra güç kuadrant modunda 3 saniyelik periyotlarla art arda 5 kez ışık verilmektedir. Çalışmamızda test örneklerinin polimerizasyonunda standart güç modu 10 sn ve ekstra güç modu 3 sn kullanılmıştır.



Resim 3.7. Valo ışık cihazı

3.3. Braketlerin yapıştırılması

Mine yüzeyi 30 sn %37'lik fosforik asit ile pürüzlendirildikten sonra basınçlı su ile yıkanıp kurutulmuştur. Yapıştırma işleminde primer olarak Opal Seal (Opal Orthodontics by Ultradent, USA) ve yapıştırıcı ajan olarak Opal Bond MV (Opal Orthodontics by Ultradent, USA) kullanılmıştır. Dişe ince bir kat primer sürüldükten sonra yeterli miktarda yapıştırıcı braketin tabanına konup hafifçe bastırılarak dişe yerleştirilmiştir. Her bir örnekte braketleme yapılırken braketin dişin orta üçlüsüne yerleştirilmesine dikkat edilmiştir. Çalışmada 0.018 inch slotlu estetik (AVEX CX Series Brackets IFU / Opal Orthodontics by Ultradent Products USA) ve metal (Avex MX Metal Bracket / Opal Orthodontics by Ultradent Products USA) üst premolar diş braketleri kullanılmıştır.

Yapıştırıcının sertleştirilmesi esnasında ışık kaynaklarının uygulama süreleri üretici firmaların önerisi doğrultusunda; Optilux grubunda 40 sn, Elipar grubunda 10 sn, Valo SG grubunda 10 sn, Valo EG grubunda 3 sn.' dir. Tez çalışmamızda kullanılan ışık cihazları çizelge 3.2'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.2. Işık cihazları, kısa isimleri, üretici firma ve cihazların teknik özellikleri

Işık Cihazları	Cihazların Kısa İsimleri	Üretici	Güç Yoğunluğu	Dalga Boyu	Uygulama süresi
Optilux 401	Optilux	Kerr, West Collins, Orange, USA	550 mw/cm ²	400-515nm	40 sn
Elipar Freelight II	Elipar	3M ESPE, St. Paul. MN, USA	1200 mW/cm	430-480 nm	10 sn
Valo Ortho Standart Güç	Valo SG	Ultradent Products Inc USA	1200mW/cm ²	395-480 nm	10 sn
Valo Ortho Ekstra Güç	Valo EG	Ultradent Products Inc USA	3200mW/cm ²	395-480 nm	3 sn

3.4. Test Yöntemi

Örneklerin braketleme sırasındaki pulpal ısı değişiklikleri termal kamera (FLIR ThermoCAM_ E45, Niceville, FL) ile tespit edilmiştir. Örneklerin termal kamera kullanılarak değerlendirilme işlemi Gazi Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Enerji Sistemler Mühendisliği Bölümü'nde yapılmıştır.



Resim 3.8. Termal Kamera

Braketleme ve ışık uygulama işlemi bukkal taraftan yapıp termal kamera görüntüleri lingual taraftan alınmıştır. Braketler dişin bukal yüzeyi üzerinde doğru konuma yerleştirildikten sonra ışık cihazının uygulanacağı mesafenin uygulama süresince değişmemesi için sabit bir düzenek kurulmuştur. Işık cihazları firma önerisine göre uygulanmaya başlarken termal kamera ile pulpa odaları hedefin ucuna yerleşecek şekilde video çekimine başlanmış, uygulama süresinin sonunda video durdurulmuştur. Video kayıtları izlenerek pulpa odasında ışık uygulamasının başlangıcındaki ve sonundaki sıcaklık dereceleri ile bunlar arasındaki farklar °C olarak kaydedilmiştir. Tüm gruptaki örnekler aynı şekilde incelenerek veriler kaydedilmiştir.

3.5. İstatistik Yöntemi

Farklı ışık cihazları, mesafe farklılıkları ve braket çeşitleri arasındaki ilişkinin belirlenmesi için 3 yönlü ANOVA analizi kullanılmıştır. Daha sonra istatistiksel anlamlılık için post-hoc testi ($P < 0,05$) yapılmıştır. (SPSS 15.0 Software, SPSS Inc., Chicago, IL, USA)

4. BULGULAR

Çalışmada tüm ışık cihazlarının pulpa odasındaki sıcaklığı artırdığı saptandı. Braket tipi ve uygulama mesafesinden bağımsız olarak; ışık cihazlarının pulpa odasında sebep olduğu sıcaklık artışının (°C) ortalama, standart sapma ve p değerleri Çizelge 4.1’de gösterilmektedir.

Çizelge 4.1. Işık cihazları, braket tipi ve uygulama mesafesine göre pulpa odasındaki sıcaklık değişimlerinin (°C) ortalama, standart sapma ve p- değerleri

Işık cihazları	n	Ort(±SS)	p-değeri
Valo SG	40	0,65(±0,30) ^a	-
Valo EG	40	0,31(±0,12) ^a	-
Elipar	40	0,46(±0,39) ^a	-
Optilux	40	1,15(±0,52) ^b	p< 0.05★
Braket tipi	n	Ort(±SS)	p-değeri
Metal	80	0,65(±0,50)	p> 0.82
Estetik	80	0,63(±0,43)	
Uygulama Mesafesi	n	Ort(±SS)	p-değeri
5 mm	80	0,86(±0,47)	p< 0.05★
10 mm	80	0,42(±0,24)	

★%95 güven aralığında Mann-Whitney U testine ve p<0.05’e göre istatistiksel olarak anlamlılığı ifade etmektedir.

a, b: Gruplar arasındaki istatistiksel farklılığı belirtmektedir.

Işık uygulaması sırasında pulpa odasındaki sıcaklık artışının en fazla Optilux grubunda olduğu; bunu sıra ile Valo SG, Elipar ve Valo EG gruplarının takip ettiği bulguları (Bkz. çizelge 4.1). Işık cihazlarının ortalama sıcaklık artış değerleri sıra ile Optilux (1,15 °C), Valo SG (0,65°C), Elipar (0,46°C) ve Valo EG (0,31°C) olarak bulguları (Bkz. çizelge 4.1). Pulpal sıcaklık artışının Optilux grubunda diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla olduğu bulguları (p<0.05). Valo EG, Valo SG ve Elipar grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildi.

Işık cihazı ve uygulama mesafesinden bağımsız olarak; braket tipine göre pulpa odasındaki sıcaklık artışının (°C) ortalama, standart sapma ve p- değerleri Çizelge 4.1’de gösterilmektedir. Pulpa odasındaki sıcaklık artışı metal braketlerde ortalama 0,65 °C, estetik braketlerde ise ortalama 0,63 °C olarak bulguları (Bkz. Çizelge 4.1). Braket tipine göre metal ve estetik braketler arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulgulanmamıştır (p> 0.82).

Işık cihazı ve braket tipinden bağımsız olarak; uygulama mesafesine göre pulpa odasındaki sıcaklık artışının (°C) ortalama, standart sapma ve p- değerleri Çizelge 4.1’de gösterilmektedir. Pulpa odasındaki sıcaklık artışı 5 mm mesafede ortalama 0,86 °C, 10 mm mesafede ise ortalama 0,42 °C olarak bulgulandı (Bkz. Çizelge 4.1). Uygulama mesafesine göre 5 mm ve 10 mm mesafeleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulgulanmıştır ($p < 0.05$).

Çalışmadaki tüm grupların pulpa odasındaki sıcaklık artışının (°C) ortalama, standart sapma ve p- değerleri Çizelge 4.2’de gösterilmektedir.

Çizelge 4.2. Farklı gruplardaki ışık cihazlarının uygulanması sırasında pulpa odasındaki sıcaklık değişimlerinin (°C) ortalama, standart sapma ve p- değerleri

Gruplar	n	Ort(±SS)	p-değeri
Valo SG-M-10	10	0,45(±0,08) ^a	$p < 0.05^*$
Valo SG-M-5	10	0,78(±0,29) ^b	-
Valo SG-E-10	10	0,49(±0,17) ^a	$p < 0.05^*$
Valo SG-E-5	10	0,91(±0,33) ^b	-
Valo EG-M-10	10	0,24(±0,06) ¹	$p < 0.05^*$
Valo EG-M-5	10	0,37(±0,08) ²	-
Valo EG-E-10	10	0,22(±0,07) ¹	$p < 0.05^*$
Valo EG-E-5	10	0,41(±0,15) ²	-
Elipar-M-10	10	0,17(±0,13) ^A	$p < 0.05^*$
Elipar-M-5	10	0,85(±0,27) ^B	-
Elipar-E-10	10	0,09(±0,09) ^A	$p < 0.05^*$
Elipar-E-5	10	0,75(±0,23) ^B	-
Optilux-M-10	10	0,84(±0,14) ^X	$p < 0.05^*$
Optilux-M-5	10	1,57(±0,63) ^Y	-
Optilux-E-10	10	0,90(±0,21) ^X	$p < 0.05^*$
Optilux-E-5	10	1,31(±0,34) ^Y	-

* %95 güven aralığında Mann-Whitney U testine ve $p < 0.05$ ’ e göre istatistiksel olarak anlamlılığı ifade etmektedir.

a,b - 1,2 - A,B – X,Y: Aynı ışık cihaz grupların kendi arasındaki istatistiksel farklılığı belirtmektedir.

Valo SG’nin alt gruplarında en fazla pulpa odasındaki sıcaklık artışının Valo SG-E-5 (0,91 °C) grubunda olduğu; bunu sıra ile Valo SG-M-5 (0,78 °C), Valo SG-E-10 (0,49 °C) ve Valo SG-M-10 (0,45 °C) gruplarının takip ettiği bulgulandı. Valo SG-E-5 ile Valo SG-M-5 grupları arasında ve Valo SG-E-10 ile Valo SG-M-10 grupları arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulgulanmazken, Valo SG-E-5 ve Valo SG-M-5 grupları ile Valo SG-E-10 ve Valo SG-M-10 grupları arasında farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$).

Valo EG'nin alt gruplarında en fazla pulpa odasındaki sıcaklık artışının Valo EG-E-5 (0,41 °C) grubunda olduğu; bunu sıra ile Valo EG-M-5 (0,37 °C), Valo EG-M-10 (0,24 °C) ve Valo EG-E-10 (0,22 °C) gruplarının takip ettiği bulgulandı. Valo EG-E-5 ile Valo EG-M-5 grupları arasında ve Valo EG-E-10 ile Valo EG-M-10 grupları arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulgulanmazken, Valo EG-E-5 ve Valo EG-M-5 grupları ile Valo EG-E-10 ve Valo EG-M-10 grupları arasında farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).

Elipar'ın alt gruplarında en fazla pulpa odasındaki sıcaklık artışının Elipar-M-5 (0,85 °C) grubunda olduğu; bunu sıra ile Elipar-E-5 (0,75 °C), Elipar-M-10 (0,17 °C) ve Elipar-E-10 (0,09 °C) gruplarının takip ettiği bulgulandı. Elipar-E-5 ile Elipar-M-5 grupları arasında ve Elipar-E-10 ile Elipar-M-10 grupları arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulgulanmazken, Elipar-E-5 ve Elipar-M-5 grupları ile Elipar-E-10 ve Elipar-M-10 grupları arasında farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).

Optilux'un alt gruplarında en fazla pulpa odasındaki sıcaklık artışının Optilux-M-5 (1,57 °C) grubunda olduğu; bunu sıra ile Optilux-E-5 (1,31 °C), Optilux-E-10 (0,90 °C) ve Optilux-M-10 (0,84 °C) gruplarının takip ettiği bulgulandı. Optilux-E-5 ile Optilux-M-5 grupları arasında ve Optilux-E-10 ile Optilux-M-10 grupları arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulgulanmazken, Optilux-E-5 ve Optilux-M-5 grupları ile Optilux-E-10 ve Optilux-M-10 grupları arasında farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).

Farklı ışık cihazlarının 5 mm mesafedeki uygulamasında pulpa odasındaki sıcaklık değişimlerinin (°C) ortalama, standart sapma ve p- değerleri Çizelge 4.3'te verilmiştir.

Çizelge 4.3. Farklı ışık cihazlarının 5 mm mesafedeki uygulamasında pulpa odasındaki sıcaklık değişimlerinin (°C) ortalama, standart sapma ve p- değerleri

	n	Ort(±SD)	p-değeri
Valo SG-M-5	10	0,78(±0,29) ^b	$p<0.05^*$
Valo EG-M-5	10	0,37(±0,08) ^a	-
Elipar-M-5	10	0,85(±0,27) ^b	$p<0.05^*$
Optilux-M-5	10	1,57(±0,63) ^c	$p<0.05^*$
Valo SG-E-5	10	0,91(±0,33) ^b	$p<0.05^*$
Valo EG-E-5	10	0,41(±0,15) ^a	-
Elipar-E-5	10	0,75(±0,23) ^b	$p<0.05^*$
Optilux-E-5	10	1,31(±0,34) ^c	$p<0.05^*$

* %95 güven aralığında Mann-Whitney U testine ve $p<0.05$ 'e göre istatistiksel olarak anlamlılığı ifade etmektedir.
a, b, c: Gruplar arasındaki istatistiksel farklılığı belirtmektedir.

Buna göre ışık cihazları 5 mm mesafeden uygulandığında sıcaklık artışlarındaki en yüksek değer Optilux-M-5 (1,57 °C) grubunda saptanmış; bunu sırasıyla Optilux-E-5 (1,31 °C), Valo SG-E-5 (0,91 °C), Elipar-M-5 (0,85 °C), Valo SG-M-5 (0,78 °C), Elipar-E-5 (0,75 °C), Valo EG-E-5 (0,41 °C) ve Valo EG-M-5 (0,37 °C) grupları izlemiştir. 5 mm mesafeden uygulanan tüm gruplara göre en yüksek değerler Optilux-E-5 ve Optilux-M-5 gruplarındadır. Valo EG-M-5 ve Valo EG-E-5 grupları ile Valo SP-M-5, Elipar-M-5, Valo SG-E-5, Elipar-E-5 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulgulanmıştır. Optilux-E-5 ile Optilux-M-5 grupları arasında; Valo EG-M-5 ile Valo EG-E-5 grupları arasında ve Valo SG-M-5, Elipar-M-5, Valo SG-E-5, Elipar-E-5 grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar saptanmamıştır.

Farklı ışık cihazlarının 10 mm mesafedeki uygulamasında pulpa odasındaki sıcaklık değişimlerinin (°C) ortalama, standart sapma ve p- değerleri Çizelge 4.4'te verilmiştir.

Çizelge 4.4. Farklı ışık cihazlarının 10 mm mesafedeki uygulamasında pulpa odasındaki sıcaklık değişimlerinin (°C) ortalama, standart sapma ve p- değerleri

	n	Ort(±SD)	p-değeri
Valo SG-M-10	10	0,45(±0,08) ^b	p< 0.05 [*]
Valo EG-M-10	10	0,24(±0,06) ^a	-
Elipar-M-10	10	0,17(±0,13) ^a	-
Optilux-M-10	10	0,84(±0,14) ^c	p< 0.05 [*]
Valo SG-E-10	10	0,49(±0,17) ^b	p< 0.05 [*]
Valo EG-E-10	10	0,22(±0,07) ^a	-
Elipar-E-10	10	0,09(±0,09) ^a	-
Optilux-E-10	10	0,90(±0,21) ^c	p< 0.05 [*]

*%95 güven aralığında Mann-Whitney U testine ve p<0.05'e göre istatistiksel olarak anlamlılığı ifade etmektedir. a, b, c: Gruplar arasındaki istatistiksel farklılığı belirtmektedir.

Buna göre ışık cihazları 10 mm mesafeden uygulandığında sıcaklık artışlarındaki en yüksek değer Optilux-E-10 (0,90 °C) grubunda saptanmış; bunu sırasıyla Optilux-M-10 (0,84 °C), Valo SG-E-10 (0,49 °C), Valo SG-M-10 (0,45 °C), Valo EG-M-10 (0,24 °C), Valo EG-E-10 (0,22 °C), Elipar-M-10 (0,17 °C) ve Elipar-E-10 (0,09 °C) grupları izlemiştir. 10 mm mesafeden uygulanan tüm gruplara göre Optilux-E-10 ve Optilux-M-10 gruplarında en yüksek değerler kaydedilmiştir. Valo SG-M-10 ve Valo SG-E-10 grupları ile Valo EG-M-10, Elipar-M-10, Valo EG-E-10, Elipar-E-10 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulgulanmıştır. Optilux-E-10 ile Optilux-M-10 grupları arasında;

Valo SG-E-10 ile Valo SG-M-10 grupları arasında ve Valo EG-M-10, Elipar-M-10, Valo EG-E-10, Elipar-E-10 grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar saptanmamıştır.

5. TARTIŞMA

Görünür ışık, dental adezivlerin polimerizasyonunda uzun yıllardır kimyasal aktivasyonun alternatifi olarak kullanılmaktadır [119]. Işıkla polimerize olan sistemler, kullanım kolaylığı ve ihtiyaca göre uzun çalışma zamanı sunmaktadır. Bu sayede, ortodontide braket ve bantların özenli bir şekilde yerleştirilmesine, fazla yapıştırıcı materyalin temizlenmesine, yapıştırıcının sertleşmesinin kontrol edilebilir olmasına, braketleme bitiminde ark teli yerleştirilebilecek kadar kuvvetli bir bağlanmaya ve tatmin edici tedavi sonuçlarının elde edilmesine olanak sağlamaktadır [29,33,120].

Polimerizasyonu sağlamak için ışık cihazı olarak önceleri mor ötesi ışık cihazları kullanılmış olsa da, daha güvenilir olması nedeniyle 20 yıldan fazla zamandır görünür mavi ışık veren halojen ampullerden yararlanılmaktadır [119,121]. Günümüzde görülebilen ışık polimerizasyon cihazları, modern adeziv diş hekimliğinin gerekli bir parçasıdır [61]. QTH ışık cihazları, ilk üretilen ve en yaygın kullanılan ışıklardır [118]. QTH ışık cihazları düşük veya yüksek güç verebilmeleri, sürelerinin daha kolay ayarlanabilmesi, optik uçlarının daha geniş bir restorasyon yüzeyini polimerize edebilmesi, polimerizasyon sürelerinin diğer cihazlar kadar kısa olması, piyasada yaygın olarak bulunması ve fiyatlarının diğer cihazlara göre uygun olmasıyla daha avantajlı bir seçenektir [36]. QTH ışık cihazları yaklaşık 500 nm dalga boyunda ışık üretirler. Bu dalga boyu aralığında üretilen ışık, ışıkla sertleşen kompozitlerin çoğunda bulunan polimerizasyon başlatıcı kamferokinon tarafından oldukça iyi emilmektedir. Ancak ürettikleri ışığın sadece küçük bir bölümü, kompozitlerin polimerizasyonu için gerekli olan mavi ışığı içerdiğinden, üretilen ışığın geri kalanı filtre edilerek ısı enerjisine dönüştürülür. Polimerizasyon esnasında oluşan yüksek ısı, canlı dişlerin pulpası için bir sorun oluşturabilir. Yükselen ısının düşürülmesi amacıyla ışık cihazının içine bir fan yerleştirmek ayrı bir sistem ve enerji gereksinimi anlamına gelmektedir. Bununla birlikte fanlar, ortamda bulunan mikroorganizmaları hastaların ağızına dağıtabilir ve bu durum hijyenik olmayan çalışma koşulları oluşturmaya neden olur. Havalandırma kanalları ise bu tür cihazların kontaminasyonuna yol açar ve dezenfekte edilmeleri güçtür [70,122].

90'lı yıllarda geleneksel QTH ışık cihazlarının yanı sıra, yüksek güçte QTH, LED, soft-start halojen ve plazma ark ışık cihazları ile lazer cihazları da polimerizasyon işleminde

getirdikleri avantajlar nedeniyle diş hekimleri ve ortodontistler tarafından tercih edilmeye başlanmıştır [32,118].

LED ışık cihazları yaklaşık 480 nm dalga boyunda ışık üretirler. Açığa çıkan galyum nitrit mavi ışığın dalga boyu, kompozit rezinlerin yapısında bulunan ışığa duyarlı kamferokinon ile uyumlu olduğundan, LED ışık cihazlarında filtre kullanımına gerek yoktur. Ayrıca LED ışık cihazları belirgin bir bozulma göstermeden halojen ışık cihazlarına oranla daha uzun süre güvenle kullanılabilir [123]. LED ışık cihazları kullandıkları elektrik enerjisini etkin bir şekilde ışığa çevirerek optimum dalga boyunda ışık verdiklerinden üretilen ışığın filtre edilmesine gerek yoktur. Kaybedilen enerji daha az olduğundan yüksek ısı açığa çıkarmazlar. Bu nedenle ısı açığa çıkaran halojen ve plazma ark polimerizasyon cihazları gibi soğutucu bir fana gereksinim duymazlar. Böylece çubuk şeklinde, küçük ve kolay taşınabilir yapıda üretilerler. Üzerlerinde girinti çıkıntı şeklinde hava kanallarının olmaması nedeniyle, hem hijyeniktirler hem de sessiz çalışırlar [36]. LED ışık cihazları, QTH ışık cihazlarının dezavantajlarını ortadan kaldırmak için tasarlanmıştır. Zamanla QTH ışık cihazlarının LED ışık cihazlarına yerlerini bırakacağı düşünülmektedir [124]. Ward ve diğerlerine göre son yıllarda braket yapıştırma işleminde en yaygın kullanılan ışık cihazları LED cihazlarıdır [125].

PAC ışık cihazları ve lazer üniteleri, geleneksel QTH ışık cihazlarına göre daha yüksek güçte ışık vermektedirler ve polimerizasyonu daha hızlı gerçekleştirirler ancak pahalı olmaları ve halen risklerinin tam olarak bilinmemesi gibi sebeplerden dolayı az tercih edilmektedirler [36]. Literatürde PAC cihazlarının pulpa odasında önemli bir ısı artışı olasılığı oluşturması [26,82]; pahalı olmaları, portatif olmamaları ve yapılarının karmaşık olması [35]; rezin kompozitlerde mikrosızıntı ve polimerizasyon büzülmesi miktarını arttırması [83,84] gibi birçok dezavantajından bahsedilmiş ve bu cihazların ortodonti pratiğinde yaygın kullanım alanı bulamadığı belirtilmiştir [87].

Son yıllarda firmalar tarafından çeşitli özelliklerde ve farklı teknolojilere sahip ışık cihazları piyasaya sunulmaktadır. Bu cihazların materyallerin sertleşme, polimerizasyon ve bağlanma kuvveti üzerindeki etkinliği ile ilgili bir çok çalışma yapılmıştır. Ancak yüksek enerjili ışık cihazlarının pulpada ısı artışına bağlı etkisi ile ilgili yapılmış çalışmalar çok sınırlıdır. Literatürde ışıkla aktive olan kompozit rezinlerin sertleşmeleri sırasında meydana gelen sıcaklık artışının; yüksek güç çıkışına sahip ışık cihazının yaydığı ısıya ek olarak materyalde polimerizasyon sırasında gerçekleşen ekzotermik reaksiyondan da

kaynaklandığını bildiren pek çok çalışma mevcuttur [88,89,96]. Masutani ve ark. ışık uygulama sırasındaki ısı artışında ekzotermik reaksiyonun ışık kaynağının yaydığı ısıdan daha etkili olduğunu savunurken, Lloyd ve Strang ve ark. ısı artışı için esas etkenin ışık kaynağının yaydığı enerji olduğunu, ekzotermik reaksiyonun ikincil önemde olduğunu bildirmişlerdir [113].

Gökay ve diğerleri [126], bazı restoratif materyallerin başlangıç ve polimerizasyon sırasındaki ısı ölçümleri arasında artış olduğunu ortaya koymuşlardır. Mine ve dentin termal yalıtkan olsa da, pulpa ısıya karşı oldukça hassastır [101]. Farklı ışık cihazlarının da, polimerizasyon sırasında dişte çeşitli oranlarda ısı artışlarına yol açtıkları bildirilmektedir [51,63,122,127]. Bouillaguet ve diğerleri [63], yüksek güçteki QTH bir ışık cihazının, LED ışık cihazına göre daha yüksek ısı artışına yol açtığını öne sürmüşlerdir. Knezevic ve diğerleri [83], yaptıkları çalışmalarında QTH ışık cihazları LED ışık cihazlarına göre pulpada daha fazla sıcaklık artışına neden olduğunu, ancak bu durumun polimerizasyonda uygulama süresinin kısaldığı zaman önemini yitirdiğini belirtmektedirler. Asmussen ve Peutzfeldt [122], iki halojen ışık cihazının aynı ışık gücü yoğunluğuna sahip bir LED cihazından daha fazla ısı artışına yol açtığını bildirmişler, ayrıca ısının farklı LED ışık cihazları arasında da; cihazlardaki artan güç yoğunluğuna bağlı bir artış gösterdiğini ortaya koymuşlardır. Hannig ve diğerleri [114], PAC ve turbo tip görünür ışık cihazlarının, pulpada yüksek ısıya yol açtığını belirtmişlerdir.

Teknolojideki gelişmelerle günümüzde pek çok yeni ışık cihazında, ısı daha kontrol edilebilir bir faktör haline gelmiş olsa da fikir birliği yoktur [27]. Bu durum göz önüne alınarak tez çalışmasında; çekilmiş premolar dişlere metal ve estetik braketlerin yapıştırılması sırasında üç farklı ışık cihazının dört farklı ışık uygulama modu, iki farklı mesafeden uygulandığında pulpada oluşturduğu ısı değişikliklerinin karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda ışık cihazı olarak; QTH ışık cihazı ile birlikte iki farklı LED ve yüksek güçte LED kullanılmıştır.

İdeal bir ışık kaynağının sahip olması gereken bazı özellikler vardır. Bunların başında ışık cihazının birim zamanda yaydığı enerji yoğunluğu miktarı gelmektedir. Enerjinin birimi mw ile ölçülür. Enerjinin birim alana düşen gücüne ise ışık yoğunluğu adı verilir. Birim olarak ışık yoğunluğu mw/cm^2 ile ifade edilir. Yeterli bir polimerizasyon sağlanabilmesi

için ışık yoğunluğunun yaklaşık 300 mw/cm^2 olması gerekmektedir [128]. Işık cihazlarında ışık gücünün zamanla azaldığı göz önünde bulundurularak, ışık gücü yoğunluğu sık sık ölçülmelidir. Işık yoğunluğundaki %10'luk bir azalma bile, polimerizasyonu etkiler. Düşük ışık yoğunluğunda rezin materyalin yüzey tabakası polimerize olur, ancak yüzey altında kalan kısmın polimerizasyonu yeterli ölçüde tamamlanamaz [49,129,130]. Bu tez çalışmasında kullanılan ışık cihazlarının ışık güçlerinin kontrolü çalışmaya başlamadan önce yapılmıştır.

Işık kaynağından çıkan ışığın enerjisinin yanında, dalga boyu da kompozit polimerizasyonunda büyük önem teşkil eder. Kompozit materyallerde kullanılan polimerizasyon başlatıcıların farklı dalga boylarında aktive olabilmelerinden dolayı, kullanılacak olan materyale uygun dalga boyunda ışık kaynağı kullanımı, polimerizasyonun başarısını ileri derecede etkileyebilmektedir [61,131,132]. De Walde ve Ferrecane [133]'ye göre de görünür ışık ile polimerize olan kompozit rezinlerin polimerizasyonu, ışık kaynağının yoğunluğu ve kaynaktan çıkan dalga boyuna bağlıdır. Yeterli bir polimerizasyon derinliği ve dönüşüm derecesi elde etmek için, doğru dalga boyu aralığında ve yeterli yoğunluktaki ışığı geçirecek, restorasyonların tüm alanlarına ulaştıracak bir ışık cihazı gereklidir [36]. Price ve diğerleri [53], farklı ışık kaynaklarını karşılaştırdıkları çalışmalarında aynı kompozit materyal üzerinde 467 nm. en yüksek dalga boyuna sahip ışıklı cihazla, 455 nm. en yüksek dalga boyuna sahip ışıklı cihazı karşılaştırdıklarında, düşük dalga boyu değerine sahip ışıklı cihazın polimerizasyon başarısının komforokinon dışında polimerizasyon başlatıcı kullanan kompozitlerde daha başarılı olduğunu belirtmişlerdir. Bu tez çalışmasında yapıştırma materyallerinin polimerizasyonu için yeterli dalga boyundaki cihazlar kullanılmıştır.

Bunun yanı sıra ışık uygulama süresinin kompozit materyalinin polimerizasyon başarısı üzerinde ana etkenler olduğunu vurgulanmıştır [132]. Bu tez çalışmamızda kullanılan braket yapıştırıcının sertleştirilmesi esnasında ışık kaynaklarının uygulama süreleri üretici firmaların önerisi doğrultusunda; Optilux grubunda 40 sn, Elipar grubunda 10 sn, Valo SG grubunda 10 sn, Valo EG grubunda 3 sn.'dir.

Pulpada ısı artışına neden olan uygulamaların oluşturduğu ısı değişikliklerinin doğru değerlendirilmesi için seçilen yöntem önem arz etmektedir. Literatürde, pulpa odası içerisindeki ısı değişikliklerinin in-vitro olarak değerlendirildiği çalışmalarda, infrared kamera ve termočiftler kullanılmıştır [52]. Bu in vitro çalışmaların çoğunda çekilmiş insan

dişlerinin pulpa odalarına yerleştirilmiş termočiftler tercih edilmiştir [32,63,72,73,90,134,135]. Termočiftler uzun yılladır yaygın olarak kullanılsa da bu tekniğin bazı dezavantajları vardır. Termočiftler yalnızca uygulandıkları yerde yüzey sıcaklık artışlarını ölçebilmekte, tüm yüzeye ait bir bilgi verememektedir ve termočiftlerin uçları uygulama sırasında uygulama yüzeyinden kolaylıkla ayrılabilir. Ayrıca termočiftlerin %0.5'lik bir doğruluğa sahip olduğu gösterilmiştir. Bu dezavantajları gidermek amacı ile son yıllarda termal kameraların kullanımıyla ışık cihazları ve kompozit materyallerle ilgili daha detaylı değerlendirme elde edilebilecektir. Özel yazılım paketleri ile birlikte geniş uygulama yüzeylerinde dahi sıcaklık değişimleri ile ilgili bilgi elde edilebilmektedir. Dahası, termal kameralar uygulama sırasında video çekimi yapılarak meydana gelen sıcaklık değişiminin renk ve desenler ile gösterimini mümkün kılmaktadır. Ayrıca termal kameralar hem in vivo hem in vitro şartlarda kullanılabilir [90,135]. Literatürde termočift yöntemi kullanılan çalışmalarda termal kamera kullanılarak yapılan çalışmalardakine göre daha düşük sıcaklık değişimleri bildirilmiştir [60,63,90,136-138]. Termočiftlerin kullanıldığı önceki çalışmalarda daha çok yaklaşık değerlere ulaşıldığı, aslında polimerizasyon sırasında rapor edilenden daha fazla sıcaklık değişimlerinin ortaya çıktığı düşünülmektedir [90]. Çalışmamızda termal kamera yönteminin tercih edilmesinin nedeni; kolay uygulanabilir bir yöntem olması, güvenilir sonuçlar vermesi ve tıpta da yaygın kullanım alanı bulmasıdır.

Çalışmalarda gözlemlenen sıcaklık artışı 1.5 ile 23.2°C arasında değişmektedir. Literatürde böylesine geniş bir aralık bildirilmesi farklı deneysel yaklaşımlara, ışık cihazlarının uygulanma şekline ve özelliklerine bağlı olabilmektedir. Örneğin, bazı çalışmalar bozulmamış premolar ve azı dişlerinin pulpa odasının sıcaklığının artışı değerlendirirken, bazıları keser dişler ve kaninler üzerinde çalışmıştır [134]. Mizrahi ve diğerleri, ince duvarlara sahip üst lateral ve alt keser dişlerde sıcaklık artışının kalın duvarlı dişlere göre anlamlı derecede daha hızlı ve fazla olacağını bildirmişlerdir. Jost-Brinkman en çarpıcı sıcaklık artışını üst lateral dişlerde bildirmiştir. Malkoç ve diğerlerine göre labial yüzeydeki ince mine tabakası ve dentinin yapısı nedeniyle üst santral kesiciler termal travma konusunda riskli dişler olduğunu belirtmişlerdir [72]. Uzel ve diğerleri [32], braketleme sırasında pulpadaki sıcaklık artışını değerlendirdikleri çalışmalarında premolar ve alt keser dişleri kullanmışlar; kesici dişlerin premolar dişlerden daha fazla etkilendiğini bildirmişlerdir. Aksakallı ve diğerleri [90], çalışmalarında ortodontik amaçla çekilmiş birinci premolar dişler üzerinde ölçümler yapmışlardır. Bu tez çalışmasında, dişlerin

bukkal ve lingual yarılarına bölünmesinde uygulama kolaylığı, mine-dentin kalınlığı belirlenerek ölçüm standardizasyonu yapılabilmesi ve ayrıca ulaşım kolaylığı düşünülerek çekilmiş üst premolar dişler kullanılmıştır.

Literatürde, ısı artışlarının pulpa üzerine etkisini araştıran pek çok çalışma olmasına rağmen pulpa tarafından tolere edilebilir ısı artışı konusunda tam bir fikir birliği yoktur. Zach ve Cohen [93], hayvanlar üzerinde yaptıkları çalışmada 2.3°C ısı artışının pulpa dokusu üzerinde minimal değişikliklere neden olduğunu, ısı artışı 5.6°C 'nin üzerine çıktığında ise %15 oranında pulpa nekrozu oluşturduğunu rapor etmişlerdir. Sıcaklık artışı $11,1^{\circ}\text{C}$ 'ye çıktığında pulpada %60, $16,6^{\circ}\text{C}$ 'ye çıktığında ise %100 oranında geri dönüşümüz hasar olduğu bildirilmiştir [88]. Eriksson ve diğerleri [139], ise pulpada histolojik değişiklikler oluşabilmesi için, pulpal sıcaklığın 42°C 'yi geçmesi ve pulpanın bu ısıya 1 dakika boyunca maruz kalması gerektiğini bildirmişlerdir. Baldissara ve arkadaşları [140] yaptıkları çalışmada, pulpada 8,9-14,7 dereceye varan ısı artışlarının bile pulpa dokusunda herhangi bir patolojik bulguya yol açmadığını bulmuşlardır. Tüm bu çalışmalar irdelendiğinde, her ne kadar çalışma dizaynları farklı olsa da pulpal sağlığın korunması amacıyla patolojik sonuçlara yol açan $5,6^{\circ}\text{C}$ ısı artışının eşik değer olarak kabul edilmesi makul görülmektedir [52,134] Bu tez çalışmasında tüm ışık cihazlarının pulpa odasındaki sıcaklığı arttırdığı saptanmıştır. En yüksek pulpal sıcaklık artışı Optilux grubundadır ve bunu sırasıyla Valo SG, Elipar ve Valo EG grupları takip etmiştir. Ancak ışık cihazlarının pulpa odasında neden olduğu sıcaklık artış değerleri, kritik değer olarak kabul edilen 5,6 dereceyi aşmamıştır.

Çalışmamızda kullanılan ışık cihazları kıyaslandığında en yüksek sıcaklık artışları Optilux grubunda gözlenmiştir. Bu sonuç, QTH ışık cihazlarında total enerjinin çok büyük kısmının ısı enerjisine dönüştürülmesine bağlanabilmektedir [60]. Ayrıca ışık cihazının uygulama süresi arttıkça pulpa odasındaki sıcaklık değişiminin arttığı önceki çalışmalarda bildirilmiştir [32,73,90]. Bu durum, tez çalışmamızda uygulanan cihazlar içinde en yüksek uygulama süresine sahip olan Optilux grubunda en yüksek sıcaklık değerlerinin bulgulanmasını açıklamaktadır.

Çalışmamızda 10 sn'lik uygulama süresine sahip olan ışık cihazlarından Elipar cihazı kullanıldığında saptanan ortalama sıcaklık artış değeri $0,46^{\circ}\text{C}$, Valo SG cihazı kullanıldığında ise $0,65^{\circ}\text{C}$ 'dir. Ramoğlu ve diğerleri [72], üç farklı ışık cihazını 2 mm'lik

mesafeden uygulayarak pulpal mikrosirkülasyonun simülasyonu eşliğinde intrapulpal sıcaklıktaki değişimi değerlendirdikleri çalışmalarında Valo-SG için 2,35°C ve Elipar için 2,57°C sıcaklık artışı bildirmiştir. Araştırmacılar maksiller santral dişleri üzerinde çalışıp sıcaklık değişimi ölçümü için termoçiftler kullanmışlardır. Aksakallı ve diğerleri [90], ortodontik braketleme esnasında Elipar cihazı ile 0 mm ‘den ışık uygulanan grupta 11,35 °C ve 10 mm ‘den uygulanan grupta 3,55 °C sıcaklık artış değerleri bildirmişlerdir. Ancak araştırmacılar termal kamera görüntülerini braketlerin yapıştırıldığı bukkal yüzeyden almışlardır; bu nedenle bildirdikleri pulpa odasındaki sıcaklık değişim değerlerinin doğruluğu tartışmalıdır. Malkoç ve diğerleri [73] ise, maksiller keser dişlerde ortodontik braketleme esnasında dört farklı ışık cihazını 5mm’lik mesafeden uygulayarak pulpadaki sıcaklık değişimini saptamak amacıyla termoçiftler kullandıkları çalışmalarında; Elipar cihazı ile 2,95°C’lik sıcaklık artışı gözlemişlerdir. Çalışmalardaki değerler arasındaki bu farklılıklar, çalışma dizaynları, metodolojik farklılıklar, uygulama mesafesi ile birlikte sıcaklık artışının tespitinde kullanılan yöntemlerin farklılığından kaynaklanabilmektedir. Literatürde termal kameralar ile termoçiftlere göre daha yüksek sıcaklık değerleri ölçüldüğü bildirilmiştir [90,108]. Savaş ve diğerleri [88], ışıkla polimerize olan dört farklı pulpa kaplama materyalini okluzal dentin yüzeyine uygulayarak Valo SG için 0 mm’lik uygulama mesafesinde 7,51 °C ve 2 mm mesafede 9,38 °C sıcaklık artışı saptamıştır. Uygulama mesafesi arttığında sıcaklık artışının da fazla olması, uygulama mesafesi azaldığında sıcaklık artışında da azalma tespit edilen bu tez çalışmasıyla birlikte Aksakallı ve diğerleri [90] ile Uzel ve diğerlerinin [32] çalışmalarıyla da farklılık göstermektedir. Uzel ve diğerleri [32], ortodontik braketleme sırasında farklı mesafelerden ışık uygulaması ile birlikte sıcaklık değişimleri açısından alt premolar ve keser dişler arasında meydana gelebilecek farklılıkları değerlendirdikleri çalışmalarında; pulpa odası duvarının üzerindeki mine ve dentin kalınlığının az olması sebebiyle alt keser dişlerin alt premolar dişlere göre termal uyaranlardan daha çok etkilenebileceğini bildirmişlerdir. Bu durum, Savaş ve diğerlerinin çalışmalarındaki sıcaklık artışının fazla olmasının açıklamaktadır. Yazıcı ve diğerleri [141], farklı ışık cihazlarının pulpa odasında sebep olduğu sıcaklık artışlarını inceledikleri çalışmalarında; çekilmiş mandibular molar dişler üzerinde distookluzal kaviterler oluşturmuş, 1mm ve 2mm’lik dentin tabakası üzerinden ışık uygulamışlardır. Cihazların sebep olduğu sıcaklık artışları 1,40°C-3,8 °C arasında değişmiştir. Araştırmacılar pulpa üzerindeki dentin kalınlığı azaldığında pulpa odasında ölçülen sıcaklık artışının arttığını bildirmişlerdir.

Cantekin ve diğerleri, çekilmiş üçüncü molar dişlerde sınıf I okluzal kaviterler oluşturup kompozit dolgu materyali uygulamış ve ışık cihazı uygulaması sırasında pulpa odasında meydana gelen sıcaklık değişimlerini termoçiftler kullanarak ölçmüşlerdir. Araştırmacılar; en yüksek sıcaklık artışını QTH grubunda bildirmiştir ve bunu PAC, Yüksek Güçte LED (valo), LED grubu izlemiştir. Çalışmada ölçülen sıcaklık artış değerleri 1,01°C-3,2 °C arasında olup cihazların sıcaklık değişim değerlerinin sıralaması bu tez çalışmasının sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

Tez çalışmamızda en düşük sıcaklık artışlarının Valo EG grubunda saptanması, cihazın yüksek enerji çıkışına sahip olmasına rağmen kısa uygulama süresine bağlanabilmektedir [72,73].

Işıkla sertleşen materyallerin polimerizasyonları sırasında oluşan sıcaklık değişikliklerini etkileyen bir diğer faktör de kullanılan ışık kaynağının ucu ile polimerize edilen materyal arasındaki mesafedir [32,88,142,143]. Işığın bir kısmı içerisinden geçtiği hava tarafından absorbe edildiğinden, uygulama mesafesi arttıkça ışık hedeflenen yüzeye ulaştığında yoğunluğu azalmaktadır [54]. İdeal olarak, diş hekimliğinin restoratif işlemlerinde ışık uygulaması sırasında materyal ile ışık ucu arasındaki mesafe mümkünse 0 veya en fazla 1 mm olmalıdır [27]. Ancak klinik koşullarda dişin dental ark üzerindeki konumu, anatomik farklılıklar, ışık cihazının uç dizaynı gibi nedenlerle bu her zaman mümkün olamamaktadır [88]. Ortodontik braketleme işleminde restoratif diş hekimliğinden farklılık gösteren uygulamalar vardır. Örneğin braket, tüp veya retainer yapıştırılan bir dişte, uygulama bölgesinde bir kavite olmayacağı için pulpa üzerindeki yalıtkan mine kalınlığı daha fazladır. Işık cihazının ucu ve mine yüzeyi arasında ortodontik ataşmanlar bulunmaktadır ve diş ile ataşman arasında çok ince bir tabaka yapıştırıcı ajan bulunmaktadır [143].

Bayne ve Heymannetal [144], materyal yüzeyinden 5-10 mm mesafeden 20 sn ışık uygulandığında, daha kısa mesafeden uygulamaya kıyasla anlamlı düzeyde düşük bağlanma kuvvetleri elde etmişlerdir ve 5 mm'den az uygulama mesafesinin uygun olacağını bildirmişlerdir. Rueggeberg [145], 4 mm'den az mesafede dahi polimerizasyonun her ne kadar ışık yoğunluğu etkili olsa da primer olarak ışık uygulama süresine bağlı olduğunu bildirmiştir. Birçok üretici firma ışık cihazı ucunun materyale 5 mm veya daha az bir mesafeden uygulanmasını ideal olarak kabul etse de ortodontide her zaman bu mesafeyi ayarlayabilmek mümkün olmadığından ışık uygulama süresini üretici firmaların önerisinden daha uzun tutmak faydalı olabilmektedir [143]. Meyer [146], LED ve QTH ışık

cihazlarının uygulama uçlarını sabit bir radyometreden farklı mesafelere yerleştirerek, artan mesafelerde cihazların ışık çıkış gücündeki azalmaları karşılaştırmıştır. Araştırmacı LED'lerin material yüzeyine 10 mm mesafeden uygulandığında klinik olarak etkili bir sonuca ulaşmadığını bildirmiştir.

Savaş ve diğerleri [88], dört farklı pulpa kaplama materyalinin LED ışık cihazı ile polimerizasyonu için diş yüzeyinden ve diş yüzeyine 2 mm mesafeden ışık uyguladıkları çalışmalarında; pulpa odasında diş yüzeyinden ışık uygulanan grupta diğer gruba göre daha az sıcaklık artışı tespit etmişlerdir. Bunula birlikte; Uzel ve diğerleri [32] diş yüzeyinden ve diş yüzeyine 10 mm mesafeden ışık uyguladıkları çalışmalarında, ışık uygulama mesafesi arttıkça pulpa odasındaki sıcaklık artışının daha az olduğunu belirtmiştir. Aksakallı ve diğerleri [90] de diş yüzeyinden ve diş yüzeyine 10 mm mesafeden ışık uygulamış, ışık uygulama mesafesi arttıkça diş yüzeyindeki sıcaklık artışında azalma meydana geldiğini bildirmişlerdir. Malkoç ve diğerleri [73], çalışmalarında ışık cihazlarını 5 mm'den; Ramoğlu ve diğerleri [72], 2 mm mesafeden uygulayarak ışık cihazlarının sebep olduğu pulpal sıcaklık artışını değerlendirmişlerdir.

Üretici firmalar genellikle cihazların ışık uygulama ucunu polimerize edilecek materyalin yüzeyinden uygulanacak şekilde uygulama mesafesi önermektedirler. Ancak klinik koşullarda ışık cihazını materyal yüzeyinden uygulamak çok mümkün olmamaktadır [147]. Çalışmamızda kullanılan ışık cihazları örneklerin yarısında diş yüzeyine 5 mm mesafeden, diğer yarısı ise 10 mm mesafeden olacak şekilde uygulanmıştır. Bu sayede 5 mm ve 10 mm'lik mesafe grupları kendi içlerinde değerlendirildiğinde mesafe sabit olduğunda sıcaklık artışının diğer faktörlerden nasıl etkilendiği; 5 mm ve 10 mm grupları birbirleriyle değerlendirildiğinde ise sıcaklık artışı üzerinde uygulama mesafesinin nasıl bir etkisinin olduğu değerlendirilmiştir. Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre ışık cihazı ve braket tipinden bağımsız olarak; uygulama mesafesine göre pulpa odasındaki sıcaklık artışı 5 mm mesafede ortalama 0,86 °C, 10 mm mesafede ise ortalama 0,42 °C olarak bulgulandı. Uygulama mesafesine göre 5 mm ve 10 mm mesafeleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulgulanmıştır ($p < 0.05$). Bu sonuçlar; uygulama mesafesi arttıkça pulpadaki sıcaklık artışının azaldığını işaret etmekte olup Uzel ve diğerleri ile Aksakallı ve diğerlerinin çalışmaları ile uyum göstermektedir.

Farklı ışık cihazlarının 5 mm mesafedeki uygulamasında pulpa odasındaki sıcaklık değişimleri incelendiğinde; en yüksek değer Optilux-M-5 grubunda saptanmış; bunu

sırasıyla Optilux-E-5, Valo SG-E-5, Elipar-M-5, Valo SG-M-5, Elipar-E-5, Valo EG-E-5 ve Valo EG-M-5 grupları izlemiştir. Optilux-E-5 ve Optilux-M-5 grupları istatistiksel olarak anlamlı derecede en yüksek pulpal sıcaklık artışını göstermişlerdir. Valo EG-M-5 ve Valo EG-E-5 grupları ise istatistiksel anlamlı olarak en düşük pulpal sıcaklık artışı göstermiştir. Farklı ışık cihazlarının 10 mm mesafedeki uygulamasında pulpa odasındaki sıcaklık artışlarındaki en yüksek değer Optilux-E-10 grubunda saptanmış; bunu sırasıyla Optilux-M-10, Valo SG-E-10, Valo SG-M-10, Valo EG-M-10, Valo EG-E-10, Elipar-M-10 ve Elipar-M-10 grupları izlemiştir. Optilux-E-10 ve Optilux-M-10 grupları istatistiksel olarak anlamlı derecede en yüksek pulpal sıcaklık artışını göstermişlerdir. Çalışmamız sonuçlarına göre farklı ışık cihazlarının hem 5 mm hem de 10 mm mesafedeki uygulanmasında pulpa odasındaki sıcaklık değişimleri incelendiğinde; en yüksek değerler Optilux gruplarında saptanmıştır. Işık uygulaması ile pulpal sıcaklık artışının değerlendirildiği çalışmalarda QTH gruplarının en yüksek değere sahip olduğu, daha önce de literatürde rapor edilmiştir [32,72,73,88]. QTH gruplarında daha fazla sıcaklık artış değerlerinin elde edilmesi; bu tip ışık cihazlarında toplam enerjinin sadece küçük miktarı ışığa çevrilirken büyük kısmının ısı enerjisine dönüştürülmesine bağlanabilir [60]. Çalışmamız sonuçlarına göre farklı ışık cihazlarının hem 5 mm hem de 10 mm mesafedeki uygulanmasında pulpa odasındaki sıcaklık artışında QTH grubunu sıra ile Valo SG, Elipar ve Valo EG grupları takip etmektedir. Valo EG grubunda uygulama süresinin kısa olması pulpal sıcaklık artışının düşük olmasını açıklayabilir [72,73].

Işıkla sertleşen materyallerin polimerizasyonları sırasında oluşan sıcaklık değişikliklerini etkileyen bir diğer faktör de braket tipi olabilmektedir. Modern ortodontide uygulanan kuvvetleri dişe aktarmak için kullanılan braketler tedavinin değişmez bir parçasıdır. Braket ve tellerin görünümü, ortodontik tedavi sırasında neredeyse her hastanın yakındığı konulardandır. Hekimlerin, tedavi sonunda daha güzel dişlere, daha çekici bir gülüşe sahip olmayı vaat ettikleri hastaları, ortodontik tedavileri boyunca ağızlarında, çoğu zaman gülüşlerini veya dişlerini daha kötü gösteren birçok metal parçayı taşımak zorundadırlar [148].

Günümüzde ortodontik tedavi gören erişkin hastaların sayısının her geçen gün artması ve erişkin hastaların tedavi sürecinde de estetik beklentilerinin daha yüksek olması sebebiyle estetik ortodontik aygıtlar geliştirilmiştir. Özellikle son 25 yılda braket malzemesi ve

tasarımları alanında büyük bir ilerleme sağlanmış, diş renginde braketler ile estetik kaygılar giderilmeye çalışılmıştır [148].

Diş ultraviyole ışığa maruz kaldığında floresan özellik göstermektedir. Bu özellik sayesinde canlı dişler gün ışığında daha beyaz ve aydınlık görünmektedir. Anterior dişlerde kompozit veya porselen restorasyonlar yapılırken floresan özelliğin dikkate alınmadığı durumlarda gün ışığında daha karanlık görünen ve doğal harmoniyi bozan bir görünüm ortaya çıkmaktadır. Dişlerin bu floresan özelliği ile ilgili olarak diş hekimleri ve protez uzmanları tarafından çok kez çalışılmış olmasına rağmen ortodonti literatüründe bu konu üzerinde herhangi bir rapor bulunmamaktadır [149]. Diş rengindeki braketlerin optik özellikleri; klinikte birincil olarak dişlerle renk uyumu sağlanması ve ikincil olarak da polimerizasyon derecesini etkilemesi sebebiyle braket boyunca ışık aktarımı açısından önemlidir. Translüsente bir braket altındaki kompozite doğrudan ışık uygulandığında yapıştırıcının polimerizasyon derecesi braketin bu translüsent özelliğinden etkilenmektedir [150].

Literatürde diş rengindeki braketlerin çeşitli özellikleri incelenmiştir. Ancak translüsensi gibi optik özellikler üzerindeki çalışma sayısı sınırlıdır [150]. Bununla birlikte estetik braketler ile braketleme yapılırken ışık uygulaması ile birlikte pulpa odasındaki sıcaklık artışı ile ilgili literatürde çalışmaya rastlanmamıştır. Bu tez çalışmasında metal braketlerle hazırlanmış örneklerin yanı sıra estetik braketlerle hazırlanan örneklerde de pulpa odasındaki sıcaklık artışları ölçülmüştür.

Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre; metal ve estetik braketler ile hazırlanmış örneklerin pulpa odalarında, ışık uygulaması sonrası sıcaklık artışlarının benzer olduğu bulgulanmış ve istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Bu durum braket tipinin, ışıkla sertleşen materyallerin polimerizasyonları sırasında pulpada oluşturdıkları sıcaklık değişikliklerini etkileyen bir faktör olmadığını göstermektedir. Literatürde estetik ve metal braketlerin dişe yapıştırılması sırasındaki ışık uygulamasıyla pulpa odasındaki sıcaklık değişimi ile ilgili olarak çalışmaya rastlanmamıştır. Bu konu üzerinde ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Ortodontik braketleme sırasında pulpadaki sıcaklık değişimine yüksek dalga boyundaki ışık cihazlarının geleneksel ışık cihazlarına göre farklı etkilerinin olup olmadığı, ışık kaynaklarının farklı mesafelerden uygulanması sıcaklık değişimi üzerinde etkili olup olmadığı ve farklı tipte braketler (metal ve porselen) kullanılmasının sıcaklık değişimi üzerinde etkili olup olmadığının belirlenmesi amacıyla yola çıkılan bu tez çalışmasında; çekilmiş premolar dişlere metal ve estetik braketlerin yapıştırılması sırasında üç farklı yapıdaki ışık cihazının iki farklı mesafeden uygulanmasıyla pulpada oluşturduğu ısı değişiklikleri karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre:

1. Tüm ışık cihazlarının pulpa odasında sıcaklık artışına neden olduğu saptanmıştır. Ancak saptanan sıcaklık artış değerleri $0,31^{\circ}\text{C}$ - $1,15^{\circ}\text{C}$ arasında olup kritik değer olarak kabul edilen $5,6^{\circ}\text{C}$ 'yi aşmamıştır.
2. Işık cihazları arasında en yüksek sıcaklık artışı Quartz-Tungsten-Halojen grubunda ölçülürken, en düşük sıcaklık artışları Valo Ekstra Güç grubunda kaydedilmiştir.
3. Işık cihazlarının uygulama sürelerinin, pulpal sıcaklık artış değerleri üzerinde etkili olduğu görülmüştür.
4. Braketlemede kullanılan braketlerin estetik veya metal olması, pulpa odasındaki sıcaklık artışında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yaratmamıştır.
5. Cihazların uygulama mesafesine göre; pulpa odasındaki sıcaklık artışları değerlendirildiğinde 5 mm'den ışık uygulanan gruplar arasında ve 10 mm'den ışık uygulanan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık kaydedilmemiştir. Ancak 5 mm ve 10 mm grupları kıyasladığında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar saptanmıştır.

Tez çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde; kullanılan ışık cihazlarının hiçbirinde pulpa odasında kritik değeri aşan pulpal sıcaklık değerleri saptanmamıştır. Bu nedenle, bu cihazların üretici firmalarının önerdiği şekilde kullanılmalarının dişlerin pulpal dokusu üzerinde travmatik etki oluşturmayacağı öngörülerek ortodontistler tarafından ortodontik braketleme işleminde kullanılabileceği düşünülmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Sondhi, A. (2005). Precise bracket placement: Effective and efficient indirect bonding. In Graber, T. M., Vanarsdall R.L.Jr., Vig, K.W.L. (Eds.), *Orthodontics. Current Principles and Techniques*. Mosby, pp. 661-673
2. Powers, J. M., Kim, H. B., and Turner, D. S. (1997). Orthodontic adhesives and bond strength testing. *Seminars in Orthodontics*, 3(3), 147-156.
3. Kabas, A. S., Ersoy, T., Gulsoy, M., and Akturk, S. (2013). Femtosecond laser etching of dental enamel for bracket bonding. *Journal of Biomedical Optics*, 18(9), 098003.
4. Sharma, P., Valiathan, A., Arora, A., and Agarwal, S. (2013). A comparative evaluation of the retention of metallic brackets bonded with resin-modified glass ionomer cement under different enamel preparations: A pilot study. *Contemporary Clinical Dentistry*, 4(2), 140-146.
5. Gama, A. C., Moraes, A. G., Yamasaki, L. C., Loguercio, A. D., Carvalho, C. N., and Bauer, J. (2013). Properties of composite materials used for bracket bonding. *Brazilian Dental Journal*, 24(3), 279-283.
6. Zhang, Z. C., Giordano, R., Shen, G., Chou, L. L., and Qian, Y. F. (2013). Shear bond strength of an experimental composite bracket. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 74(4), 319-331.
7. Sfondrini, M. F., Fraticelli, D., Gandini, P., and Scribante, A. (2013). Shear bond strength of orthodontic brackets and disinclusion buttons: effect of water and saliva contamination. *Biomed Research International*, 2013(180137).
8. Liu, S. Y., Wang, Y. K., Pei, D. D., Huang, C., and Liu, T. (2013). Effect of a desensitizing polishing paste on bonding strength of two self-etching adhesives to dentin. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 48(3), 165-169.
9. Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 34(6), 849-853.
10. Newman, G. V. (1964). Bonding plastic orthodontic attachments to tooth enamel. *Journal of New Jersey Dental Association*, 35(346-358).
11. Newman, G. V., Snyder, W. H., and Wilson, C. E., Jr. (1968). Acrylic adhesives for bonding attachments to tooth surfaces. *The Angle Orthodontist*, 38(1), 12-18.
12. Newman, G. V. (1969). Adhesive and orthodontic plastic attachments. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 56(573-578).
13. Smith, D. C., Mizrahi, E.. (1969). Direct sementation of orthodontic brackets to dental enamel. *British Dental Journal*, 127,371.

14. Silverman, E., Cohen, M., Gianelly, A.A., Dietz, V.S.. (1972). A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 62,236-244.
15. Weisser, J. I. (1973). A successful method for bonding stainless steel brackets and auxiliaries. *Journal of Clinical Orthodontics*, 7(10), 637-645.
16. Miura, F., Nakagawa, K., Masuhara, E. (1971). New direct bonding system for plastic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 59,350.
17. Reynolds, I. R. (1975). A review of direct orthodontic bonding. *British Journal of Orthodontics*, 2,171.
18. Buonocore, M. G. (1970). Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention with the use of ultraviolet light. *Journal of the American Dental Association*, 80(324).
19. Wilson, H. J. (1988). Resin-based restoratives. *British Dental Journal*, 164(10), 326-330.
20. Evans, L. J., Peters, C., Flickinger, C., Taloumis, L., Dunn, W. (2002). A comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets using various light sources, light guides, and curing times. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 121(510-515).
21. Wang, W. N., Meng, C-L.. (1992). A study of bond strength between light- and self-cured orthodontic resin. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 101(350-354).
22. Signorelli MD, K. E., Ngan PW, Gladwin MA.. (2006). Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: an in-vitro and in-vivo study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(2), 277-282.
23. Joseph VP, R. E. (1990). The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 97(2), 121-125.
24. Heravi, F., Moazzami, S. M., Ghaffari, N., Jalayer, J., and Bozorgnia, Y. (2013). *Evaluation of shear bond strength of orthodontic brackets using trans-illumination technique with different curing profiles of LED light-curing unit in posterior teeth*, 49.
25. King, L., Smith, R. T., Wendt, S. L., Jr., and Behrents, R. G. (1987). Bond strengths of lingual orthodontic brackets bonded with light-cured composite resins cured by transillumination. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 91(4), 312-315.

26. Aydın, R. (2007). *Farklı Işık Kaynaklarının Sıyırma Kuvvetleri Üzerindeki Etkilerinin İki Adeziv Sistemi ile Karşılaştırılması.*, Doktora Tezi, Yeditepe Üniversitesi, İstanbul,
27. Küçükeşmen, Ç. (2006). Farklı Işık Kaynakları ve Yeni Polimerizasyon Teknikleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 9(2),
28. Douglas, W. H., Craig, R. G., and Chen, C. J. (1979). A new composite restorative based on a hydrophobic matrix. *Journal of Dental Research*, 58(10), 1981-1986.
29. D., D. (2007). *İndirekt Bonding ile Yapıştırılan Braketlerin Bağlanma Kuvvetleri Üzerine Farklı Işık Kaynaklarının Etkisi: Laboratuvar ve Klinik Çalışması*, Doktora Tezi, Çukurova Üniversitesi, Adana, 3-4.
30. Tavas, M. A., and Watts, D. C. (1979). Bonding of orthodontic brackets by transillumination of a light activated composite: an in vitro study. *British Journal of Orthodontics*, 6(4), 207-208.
31. Thind, B. S., Stirrups, D. R., and Lloyd, C. H. (2006). A comparison of tungsten-quartz-halogen, plasma arc and light-emitting diode light sources for the polymerization of an orthodontic adhesive. *European Journal of Orthodontics*, 28(1), 78-82.
32. Uzel, A., Buyukyilmaz, T., Kayalioglu, M., and Uzel, I. (2006). Temperature rise during orthodontic bonding with various light-curing units--an in vitro study. *The Angle Orthodontist*, 76(2), 330-334.
33. Fleming, P. S., Eliades, T., Katsaros, C., and Pandis, N. (2013). Curing lights for orthodontic bonding: a systematic review and meta-analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 143(4 Suppl), S92-103.
34. Wendl, B., and Droschl, H. (2004). A comparative in vitro study of the strength of directly bonded brackets using different curing techniques. *European Journal of Orthodontics*, 26(5), 535-544.
35. Özcan, S. (2009). *Farklı Işık Kaynakları İle Polimerize Edilen Farklı Kompozit Rezin Restoratif Materyallerin Monomer Değişim Derecelerinin Mikrosertlik Ölçümü İle Değerlendirilmesi*, Gazi Üniversitesi, Ankara,
36. Pirkoca, G. (2013). *Siloran Bazlı Bir Kompozitin Mikrosızıntı, Yüzey Sertliği ve Düzgünlüğü Üzerinde Farklı Işık Cihazlarının Etkileri*, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi, Ankara,
37. Esmaeili, B., Safarcherati, H., and Vaezi, A. (2014). Hardness Evaluation of Composite Resins Cured with QTH and LED. *Journal of Dental Research Dental Clinics Dental Prospects*, 8(1), 40-44.

38. Caughman, W. F., and Rueggeberg, F. A. (2002). Shedding new light on composite polymerization. *Operative Dentistry*, 27(6), 636-638.
39. Rueggeberg, F. (1999). Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl*, 25), S4-15; quiz S73.
40. Özel-Bektaş, Ö., Hergüner-Siso, Ş., Eren, D. (2006). Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamalar. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 27(117-124).
41. Brantley, W. A., Eliades, T.. (2001). *Orthodontic Materials*. Stuttgart- New York.: Thieme,
42. Dayangaç, B. (2000). *Kompozit Rezin Restorasyonlar*. Ankara: Güneş Kitabevi LTD. Şti.,
43. Graber, T. M., Vanarsdall, R.L.Jr., Vig, K.W.L.. (2005). *Orthodontics: Current Principles&Techniques*. St. Louis: Mosby, 579-660.
44. Çalikkocaoğlu, S. (2000). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. İstanbul: Yeditepe Üniversitesi Yayını,
45. McCabe, J. F. (1990). *Applied Dental Materials*.. Oxford, England.: Blackwell Scientific Pub.,
46. Roberson, T. M., Heymann, H.O., Swift, E.. (2002). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*.. St. Louis, United States of America.: The CV Mosby Co.,
47. Peutzfeld, A., Sahafi A., Asnussen, E. (2000). Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dental Materials*, 16(330-336).
48. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, L.. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*.. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
49. Uctasli, S., Shortall, A. C., and Burke, F. J. (2002). Effect of accelerated restorative techniques on the microleakage of Class II composites. *American Journal of Dentistry*, 15(3), 153-158.
50. Rahiotis, C., Kakaboura, A., Loukidis, M., and Vougiouklakis, G. (2004). Curing efficiency of various types of light-curing units. *European Journal of Oral Sciences*, 112(1), 89-94.
51. Aguiar, F. H., Barros, G. K., dos Santos, A. J., Ambrosano, G. M., and Lovadino, J. R. (2005). Effect of polymerization modes and resin composite on the temperature rise of human dentin of different thicknesses: an in vitro study. *Operative Dentistry*, 30(5), 602-607.

52. Küçükylmaz, E. (2014). Kalsiyum Silika İçerikli Pulpa Kaplama MAteryalinin Işık Kaynağının Üç Farklı Modu İle Polimerizasyonu Esnasında Oluşan Isı Artışının İncelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(2), 178-184.
53. Price, R. B., Felix, C. A., and Andreou, P. (2004). Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials*, 25(18), 4465-4477.
54. Jimenez-Planas, A., Martin, J., Abalos, C., and Llamas, R. (2008). Developments in polymerization lamps. *Quintessence International*, 39(2), e74-84.
55. İnternet: Kalkan, H. Elektromanyetik Spektrum. http://gozlemevi.omu.edu.tr/depo/elektromanyetik_spektrum.pdf.
http://www.webcitation.org/query?url=https%3A%2F%2Fwww.google.com.tr%2Fsearch%3Fclient%3Dsafari%26rls%3Den%26q%3Dgozlemevi.omu.edu.tr%2C%2B%25C3%2587eviri%2B%3A%2BProf.%2BDr.%2BH%25C3%25BCseyin%2BKALKAN%2FD%25C3%25BCzenleme%2B%3A%2BAlı%2BASLANT%25C3%259CRK%2FKaynak%2Bhttp%3A%2F%2Fscience.hq.nasa.gov%2Fkids%2Fimagers%2Fems%2Findex.html%26ie%3DUTF-8%26oe%3DUTF-8%26gfe_rd%3Dcr%26ei%3DyGHdV. Son Erişim Tarihi: 2015-08-26.
56. Craig, R. G. (1981). Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dental Clinics of North America*, 25(2), 219-239.
57. Asmussen, E., and Peutzfeldt, A. (2005). Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *European Journal of Oral Sciences*, 113(5), 417-421.
58. Hicks, M. J., Westerman, G.H., Flaitz, C.M., Powell, G.L. (2000)..Surface topography and enamel-resin interface ol pit and fissure sealants following visible light and argon laser polymerization: an in vitro study. *ASDC Journal of Dentistry for Children*, 67(169-175).
59. Blankenau, R. J., Kelsey, W. P., Powell, G. L., Shearer, G. O., Barkmeier, W. W., and Cavel, W. T. (1991). Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. *American Journal of Dentistry*, 4(1), 40-42.
60. Ulusoy, C., Irmak, O., Bagis, Y.H., Ulusoy, O.I.. (2008). Temperature rise and shear bond strength of bondable buccal tubes bonded by various light sources. *European Journal of Orthodontics*, 30(413-417).
61. Nomoto, R., McCabe, J.F., Hirano, S.. (2004). Comparison of halogen, plasma and LED curing units. *Operative Dentistry*, 29(287-294).
62. Mills, R. W., Uhl, A., Blackwell, G. B., and Jandt, K. D. (2002). High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral

- biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials*, 23(14), 2955-2963.
63. Bouillaguet, S., Caillot, G., Forchelet, J., Cattani-Lorente, M., Wataha, J. C., and Krejci, I. (2005). Thermal risks from LED- and high-intensity QTH-curing units during polymerization of dental resins. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 72(2), 260-267.
 64. Loney, R. W., Price, R.B.T. (2001). Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin. *Operative Dentistry*, 26(516-520).
 65. Hofmann, N., Markert, T., Hugo, B., and Klaiber, B. (2003). Effect of high intensity vs. soft-start halogen irradiation on light-cured resin-based composites. Part I. Temperature rise and polymerization shrinkage. *American Journal of Dentistry*, 16(6), 421-430.
 66. Ilie, N., Felten, K., Trixner, K., Hickel, R., and Kunzelmann, K. H. (2005). Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units. *Dental Materials*, 21(5), 483-489.
 67. Soh, M. S., Yap, A. U., and Siow, K. S. (2004). Post-gel shrinkage with different modes of LED and halogen light curing units. *Operative Dentistry*, 29(3), 317-324.
 68. Strydom, C. (2005). Polymerization and polymerization shrinkage stress: fast cure versus conventional cure. *Journal of The South African Dental Association*, 60(6), 252-253.
 69. Çerekja, E. (2009). Comparison Of Shear Bond Strength Of Brackets Cured Using A Normal Halogen, New High Power Halogen And Light-Emitting Diode At Various Polymerization Times, Marmara University, İstanbul.
 70. Craig, R. G., Powers, J.M.. (2002). *Restorative Dental Materials* St. Louis: The C.V. Mosby Co., 232-49.
 71. Kurachi, C., Tuboy, A. M., Magalhaes, D. V., and Bagnato, V. S. (2001). Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dental Materials*, 17(4), 309-315.
 72. Ramoglu, S. I., Karamemetoglu, H., Sari, T., and Usumez, S. (2015). Temperature rise caused in the pulp chamber under simulated intrapulpal microcirculation with different light-curing modes. *The Angle Orthod*, 85(3), 381-385.
 73. Malkoc, S., Uysal, T., Usumez, S., Isman, E., and Baysal, A. (2010). In-vitro assessment of temperature rise in the pulp during orthodontic bonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(3), 379-383.

74. Koupis, N. S., Eliades, T., and Athanasiou, A. E. (2008). Clinical evaluation of bracket bonding using two different polymerization sources. *The Angle Orthodontist*, 78(5), 922-925.
75. Mavropoulos, A., Staudt, C. B., Kiliaridis, S., and Krejci, I. (2005). Light curing time reduction: in vitro evaluation of new intensive light-emitting diode curing units. *European Journal of Orthodontics*, 27(4), 408-412.
76. Mirabella, D., Spena, R., Scognamiglio, G., Luca, L., Gracco, A., and Siciliani, G. (2008). LED vs halogen light-curing of adhesive-precoated brackets. *The Angle Orthodontist*, 78(5), 935-940.
77. Hofman, N., Hugo, B., Schubert, K., Klaiber, B. (2000). Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites., 4: 140-147. *Clinical Oral Investigations*, 4(140-147).
78. Manhart, J., Garcia-Godoy, F., Hickel, R. (2002). Direct posterior restorations: Clinical result and new developments. *Dental Clinicof North America*, 46), 303-339.
79. Oesterle, L. J., Newman, S. M., and Shellhart, W. C. (2001). Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(6), 610-616.
80. Cacciafesta, V., Sfondrini, M. F., Klersy, C., and Sfondrini, G. (2002). Polymerization with a micro-xenon light of a resin-modified glass ionomer: a shear bond strength study 15 minutes after bonding. *European Journal of Orthodontics*, 24(6), 689-697.
81. Pettemerides, A. P., Sherriff, M., and Ireland, A. J. (2004). An in vivo study to compare a plasma arc light and a conventional quartz halogen curing light in orthodontic bonding. *European Journal of Orthodontics*, 26(6), 573-577.
82. Oyama, N., Komori, A., Nakahara, R. (2004). Evaluation Of Light Curing Units Used For Polymerization Of Orthodontic Bonding Agents. *The Angle Orthodontics*, 74(810-815).
83. Knezevic, A., Tarle, Z., Meniga, A., Sutalo, J., Pichler, G., and Ristic, M. (2002). Photopolymerization of composite resins with plasma light. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(8), 782-786.
84. Park, S. H., Krejci, I., and Lutz, F. (2002). Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Operative Dentistry*, 27(1), 30-37.

85. Schneider, L. F., Consani, S., Sinhorette, M.A., Sobrinho, L.C., Milan, F.M. (2005). Temperature change and hardness with different resin composites and photoactivation methods. *Operative Dentistry*, 30(516-521).
86. Hasegawa, T., Itoh, K., Yukitan, I.W., Vvakumoto, S., Hisamitsu, H. (2001). Effects of soft-start irradiation on the depth of cure and marginal adaptation to dentin. *Operative Dentistry*, 26(389-395).
87. Sharkey, S., Ray, N., Burke, F., Ziada, H., and Hannigan, A. (2001). Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. *Quintessence International*, 32(5), 401-405.
88. Savaş, S., Botsalı, M.S., Küçükylmaz, E., Sarı, T. (2014). Evaluation of temperature changes in the pulp chamber during polymerization of light-cured pulp-capping materials by using a VALO LED light curing unit at different curing distances. *Dental Materials Journal*, 33(6), 764-769.
89. Stewardson, D. A., Shortall, A. C., Harrington, E., and Lumley, P. J. (2004). Thermal changes and cure depths associated with a high intensity light activation unit. *Journal of Dentistry*, 32(8), 643-651.
90. Aksakalli S, D. A., Selek M, Tasdemir S.. (2014). Temperature increase during orthodontic bonding with different curing units using an infrared camera. *Acta Odontologica Scandinavica*, 72(1), 36-41.
91. Wataha, J. C., Lockwood, P. E., Lewis, J. B., Rueggeberg, F. A., and Messer, R. L. (2004). Biological effects of blue light from dental curing units. *Dental Materials*, 20(2), 150-157.
92. Coutinho, D. S., Silveira, L., Jr., Nicolau, R. A., Zanin, F., and Brugnera, A., Jr. (2009). Comparison of temperature increase in in vitro human tooth pulp by different light sources in the dental whitening process. *Lasers in Medical Science*, 24(2), 179-185.
93. Zach, L., and Cohen, G. (1965). Pulp Response to Externally Applied Heat. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology*, 19(515-530).
94. Kleverlaan, C. J., De Gee, A.J. (2004). Curing efficiency and heat generation of various resin composites cured with high-intensity halogen lights. *European Journal of Oral Sciences*, 112(84-88).
95. Bagis, B., Bagis, Y., Ertas, E., and Ustaomer, S. (2008). Comparison of the heat generation of light curing units. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 9(2), 65-72.
96. da Silva, E. M., Penelas, A. G., Simao, M. S., Filho, J. D., Poskus, L. T., and Guimaraes, J. G. (2010). Influence of the degree of dentine mineralization on pulp

- chamber temperature increase during resin-based composite (RBC) light-activation. *Journal of Dentistry*, 38(4), 336-342.
97. Lloyd, C. H., Joshi, A., and McGlynn, E. (1986). Temperature rises produced by light sources and composites during curing. *Dental Materials*, 2(4), 170-174.
 98. Vaidyanathan, J., Vaidyanathan, T.K., Wang, Y., Viswanadhan, T. (1992). Thermoanalytical characterization of visible light cured composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 19(49-64).
 99. Vaidyanathan J., V. T. K. (1991). Computer controlled differential calorimetry of dental composites. IEEE., 131:319-325. *Transactions on Biomedical Engineering*, 131,319-325.
 100. Kells, B. E., Kennedy, J. G., Biagioni, P. A., and Lamey, P. J. (2000). Computerized infrared thermographic imaging and pulpal blood flow: Part 1. A protocol for thermal imaging of human teeth. *International Endodontic Journal*, 33(5), 442-447.
 101. KİNNA, A. e. H. (2014). *Farklı Işık Cihazlarının Dentinden Isı İletiminin in vitro Olarak Değerlendirilmesi*, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi, Ankara,
 102. Yılmaz, E. (2014). *Endüstriyel Tav Fırınlarında Termal Kamera ve Pirometre Kullanımının Optimum Yanma Performansına Etkisi.*, Yüksek Lisans Tezi, Karabük Üniversitesi, Karabük,
 103. Liu, H., Sun, W., Xu, S.. (2012). An extremely simple thermocouple made of a single layer of metal. *Advanced Materials*, 24(3275-3279).
 104. Jafarzadeh, H., Udoeye, C. I., and Kinoshita, J. (2008). The application of tooth temperature measurement in endodontic diagnosis: a review. *Journal of Endodontics*, 34(12), 1435-1440.
 105. Taher, N. M., Al-Khairallah, Y., Al-Aujan, S. H., and Ad'dahash, M. (2008). The effect of different light-curing methods on temperature changes of dual polymerizing agents cemented to human dentin. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 9(2), 57-64.
 106. Çalışan, M. (2013). *Termal Kamera Görüntülerinin İyileştirilmesi.*, Yüksek Lisans Tezi, Fırat Üniversitesi, Elazığ,
 107. Düzgün, D., Or, M.E. (2009). Termal Kameraların Tıpta Veteriner Hekimlikte Kullanımı. *Türk Bilim Araştırma Vakfı Dergisi*, 2(4), 468-475.
 108. Mc Cullagh, J. J., Setchell, D.J., Gulabivala, K., Hussey, D.L., Biagioni, P., Lamey, P.J., and G., B. (2000). A comparison of thermocouple and infrared thermographic analysis of temperature rise on the root surface during the continuous wave of condensation technique. *International Endodontic Journal*, 33(4), 326-332.

109. Al-Qudah, A. A., Mitchell, C. A., Biagioni, P. A., and Hussey, D. L. (2007). Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring. *Journal of Dentistry*, 35(3), 238-245.
110. Skoog, D. A., West, D.M.. (1981). *'Principles of Instrumental Analysis'*.
111. Chiodera, G., Gastaldi, G., and Millar, B. J. (2009). Temperature change in pulp cavity in vitro during the polymerization of provisional resins. *Dental Materials*, 25(3), 321-325.
112. Hubbezoglu, I., Unal, M., Zan, R., and Hurmuzlu, F. (2013). Temperature rises during application of Er:YAG laser under different primary dentin thicknesses. *Photomedicine and Laser Surgery*, 31(5), 201-205.
113. Hubbezoglu, I., Dogan, A., Dogan, O.M., Demir, H.. (2008). Kompozit rezin materyallerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sırasında oluşan ısısal değişikliklerin incelenmesi. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 11,16-22.
114. Hannig, M., and Bott, B. (1999). In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dental Materials*, 15(4), 275-281.
115. Roberts, H. W., and Swift, E. J., Jr. (2011). Critical appraisal. Pulpal temperature changes during power bleaching procedures. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 23(2), 126-131.
116. Uhl, A., Mills, R.W., Jandt, K.D.. (2003). Polymerization and light-induced heat of dental composite cured with LED and halogen technology. *Biomaterials*, 24(1809-1820).
117. Danesh, G., Davids, H., Duda, S., Kaup, M., Ott, K., and Schafer, E. (2004). Temperature rise in the pulp chamber induced by a conventional halogen light-curing source and a plasma arc lamp. *American Journal of Dentistry*, 17(3), 203-208.
118. Lohbauer, U., Rahiotis, C., Kramer, N., Petschelt, A., and Eliades, G. (2005). The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dental Materials*, 21(7), 608-615.
119. Büyüközer, Ş. T. (2009). *Farklı Işık Kaynakları ile Polimerize Edilen Çeşitli Adeziv Sistemlerden Farklı Dentin Kalınlıkları Altında Salınan Artık Monomerlerin Yüksek Basıncılı Likit Kromatografisi ile Analizi.*, Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya,
120. Wendl, B., Droschl, H.. (2004). A comparative in vitro study of the strength of directly bonded brackets using different curing techniques. *European Journal of Orthodontics*, 26(535-544).

121. Yoon, T. H., Lee, Y. K., Lim, B. S., and Kim, C. W. (2002). Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(12), 1165-1173.
122. Asmussen, E., Peutzfeld, A.. (2005). Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units. *European Journal of Oral Sciences*, 113(96-98).
123. D'Alpino, P. H., Wang, L., Rueggeberg, F. A., Svizero, N. R., Pereira, J. C., Pashley, D. H., and Carvalho, R. M. (2006). Bond strength of resin-based restorations polymerized with different light-curing sources. *Journal of Adhesive Dentistry*, 8(5), 293-298.
124. Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A., Coutinho, E., Suzuki, K., Lambrechts, P., and Van Meerbeek, B. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28(26), 3757-3785.
125. Ward, J. D., Wolf, B. J., Leite, L. P., and Zhou, J. (2015). Clinical effect of reducing curing times with high-intensity LED lights. *The Angle Orthodontist*,
126. Gökay. O., M. j., A.. (1999). Tek kullanımlık ışık uçlarının çeşitli restoratif materyallerin mikrosızıntıları üzerine etkisi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(45-53).
127. Vandewalle, K. S., Roberts, H. W., Tiba, A., and Charlton, D. G. (2005). Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. *Operative Dentistry*, 30(2), 257-264.
128. Çakmakçıoğlu, Ö. (2007). *Işıkla Polimerizasyon Cihazlarının Estetik Dolgu Materyalleri Üzerine Etkilerinin İncelenmesi.*, Marmara Üniversitesi, İstanbul,
129. Jandt, K. D., Mills, R.W., Blackwell, G.B., Ashworth, S.H. (2000). Depth of cure and compressive strenght of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dental Materials*, 16(41-47).
130. Stritikus, J., Owens, B. (2000). An in vitro study of microleakage of occlusal composite restorations polymerized by a conventional curing light and a PAC curing light. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 24,221-227.
131. Ogunyinka, A., Palin, W. M., Shortall, A. C., and Marquis, P. M. (2007). Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites. *Dental Materials*, 23(7), 807-813.
132. Price, R. B., Felix, C. A., and Andreou, P. (2005). Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. *Biomaterials*, 26(15), 2631-2641.

133. DeWald, J. P., and Ferracane, J. L. (1987). A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *Journal of Dental Research*, 66(3), 727-730.
134. Runnacles, P., Arrais, C. A., Pochapski, M. T., Dos Santos, F. A., Coelho, U., Gomes, J. C., De Goes, M. F., Gomes, O. M., and Rueggeberg, F. A. (2015). In vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a polywave LED light curing unit. *Dental Materials*, 31(5), 505-513.
135. Mc Cullagh, J. J., Setchell, D. J., Gulabivala, K., Hussey, D. L., Biagioni, P., Lamey, P. J., and Bailey, G. (2000). A comparison of thermocouple and infrared thermographic analysis of temperature rise on the root surface during the continuous wave of condensation technique. *International Endodontic Journal*, 33(4), 326-332.
136. Selek, M., Sahin, S., Kahramanlı, S.. (2009). Using artificial neural networks for real-time observation of the endurance state of a steel specimen under loading. *Expert Systems with Applications*, 36(7400-7408).
137. Oelgiesser, D., Blasbalg, J., and Ben-Amar, A. (2003). Cavity preparation by Er-YAG laser on pulpal temperature rise. *American Journal of Dentistry*, 16(2), 96-98.
138. Chang, J. C., and Wilder-Smith, P. (1998). Laser-induced thermal events in empty and pulp-filled dental pulp chambers. *Lasers in Surgery and Medicine*, 22(1), 46-50.
139. Eriksson, A., Albrektsson, T., Grane, B., and McQueen, D. (1982). Thermal injury to bone. A vital-microscopic description of heat effects. *International Journal of Oral Surgery*, 11(2), 115-121.
140. Baldissara, P., Catapano, S., and Scotti, R. (1997). Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 24(11), 791-801.
141. Yazici, A. R., Müftü, A., Kugel, G., Perry, R.D.. (2006). Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. *Operative Dentistry*, 31(2), 261-265.
142. Rajesh Ebenezar, A. V., Anilkumar, R., Indira, R., Ramachandran, S., and Srinivasan, M. R. (2010). Comparison of temperature rise in the pulp chamber with different light curing units: An in-vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*, 13(3), 132-135.
143. Kamran, S. (2010). *The Effect of The Blue Light Diode Laser on Shear-Peel Bond Strenght of Orthodontic Brackets with Varying Curing Time and Distance.*, University of Louisville School of Dentistry, Louisville,
144. Bayne, S. C., Heymann, H. O., and Swift, E. J., Jr. (1994). Update on dental composite restorations. *Journal of American Dental Association*, 125(6), 687-701.

145. Rueggeberg, F. A., Jordan, D.M.. (1993). Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. *International Journal of prosthodontics*, 6(4), 364-370.
146. Meyer, G. R., Ernst, C. P., and Willershausen, B. (2002). Decrease in power output of new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. *Journal of Adhesive Dentistry*, 4(3), 197-204.
147. Beolchi, R. S., Moura-Netto, C., Palo, R. M., Rocha Gomes Torres, C., and Pelissier, B. (2015). Changes in irradiance and energy density in relation to different curing distances. *Brazilian Oral Reserach*, 29.
148. Akdeniz, B. S. (2013). *Estetik Ortodontik Braketlerin Ark Telleri ile Sürünme Özelliklerinin in vitro Olarak Karşılaştırılması.*, Doktora Tezi, On Dokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun,
149. Lopes Filho, H., Maia, L. E., Araujo, M. V., and Ruellas, A. C. (2012). Influence of optical properties of esthetic brackets (color, translucence, and fluorescence) on visual perception. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(4), 460-467.
150. Lee, Y. K. (2008). Colour and translucency of tooth-coloured orthodontic brackets. *European Journal of Orthodontics*, 30(2), 205-210.

EKLER

Ek-1. Etik Kurul Raporu

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Tıp Fakültesi Dekanlığı

Sayı: 25901600/80
Konu: Toplantı Kararları

6./01/2014

Sayın *Doç.Dr. Cümhur Tuncel*
Proje Yürütücüsü

Fakültemiz Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun **23 Aralık 2013** tarihinde yapmış olduğu toplantı kararları ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof.Dr.Cengiz Bekir DEMİREL
Dekan Yardımcısı

EK-1 Etik Kurul kararı (1 sayfa)

Ek-1. (devam) Etik Kurul Raporu

GAZİ ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR KARAR FORMU											
ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUNUN ADI		Gazi Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu								
	AÇIK ADRES		Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlık Binası 06500 Beşevler/Ankara								
	TELEFON		0312 202 69 58								
	FAKS		0312 202 46 73								
	E-POSTA		tipetikkurul@gazi.edu.tr								
BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Farklı Mesafelerden Uygulanan 3 Farklı Işık Kaynağının Ortodontik Braketleme Sırasında Sıcaklık Değişimi Üzerindeki Etkisinin Termal Kamera Kullanılarak İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi								
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI		Doç.Dr.Cumhur TUNCER								
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI /UZMANLIK ALANI/ BULUNDUĞU MERKEZ		Gazi Üniv. Diş Hekimliği Fakültesi								
	DESTEKLEYİCİ (Varsa)										
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ		Kan, idrar, doku, radyolojik görüntü gibi biyokimya,mikrobiyoloji, patoloji ve radyoloji koleksiyon materyalleriyle veya ntin muayene tetkik tahlil ve tedavi işlemleri sırasında (önceden) elde edilmiş materyallerle yapılacak araştırmalar- Doktora Tezi								
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER		TEK MERKEZ ☒		ÇOK MERKEZLİ ☐		ULUSAL ☐		ULUSLARARASI ☐		
	DEĞERLENDİRİLEN BELGELER		Belge Adı		Tarihi		Ver.No		Dili		
		ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ		30.10.2013		0.1		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐			
		AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU		06.12.2013		0.2		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐			
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı								Açıklama		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ										
	BİYOLOJİK MATERYAL TRANSFER FORMU										
	DİĞER										
KARAR BİLGİLERİ		Karar No: 255								Toplantı tarihi: 23.12.2013	
		Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup, araştırma dosyasında belirtilen merkez/merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına, G.Ü.Klinik Araştırmalar Etik Kurulu üyelerinin oybirliği ile karar verilmiştir.									
GAZİ ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU											
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI		Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik (13.04.2013), İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu									
BASKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:		Prof.Dr.Canan ULUOĞLU									
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza		
Prof.Dr.Canan ULUOĞLU BAŞKAN	Tıbbi Farmakoloji A.D	G.Ü.T.F	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐			
Uzm.Dr.Cemal GÜVERCİN BAŞKAN YARD.	Tıp Etiği	Y.mah. Prof.Dr. Yunus Müftü AÇS/AP Merk.	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐			
Prof.Dr.Gonca AKBULUT RAPORTÖR	Fizyoloji A.D	G.Ü.T.F	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐			
Prof.Dr.Bülent BOYACI ÜYE	Kardiyoloji A.D	G.Ü.T.F	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐			
Prof.Dr.Sefer AYCAN ÜYE	Halk Sağlığı A.D	G.Ü.T.F	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐			

Ek-2. Onam Formu**BGOF Girişimsel olmayan / erişkin**

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
“GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR”
İÇİN BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Araştırma Projesinin Adı: Farklı Mesafelerden Uygulanan 3 Farklı Işık Kaynağının Ortodontik Braketleme Sırasında Sıcaklık Değişimi Üzerindeki Etkisinin İnfrared Kamera Kullanılarak İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi

Sorumlu Araştırmacının Adı: Doç. Dr. Cumhuri Tuncer

Diğer Araştırmacıların Adı: Dt. Ayşegül Ayhan Bani

Destekleyici (varsa):

“FARKLI MESAFELERDEN UYGULANAN 3 FARKLI IŞIK KAYNAĞININ ORTODONTİK BRAKETLEME SİRASINDA SICAKLIK DEĞİŞİMİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN İNFRARED KAMERA KULLANILARAK İN VITRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ” isimli bir çalışmada yer almak üzere davet edilmiş bulunmaktasınız. Bu çalışmaya davet edilmenizin nedeni size çekimli sabit ortodontik tedavi yapılmasının uygun görülmüş olmasıdır. Bu çalışma, araştırma amaçlı olarak yapılmaktadır ve katılım gönüllülük esasına dayalıdır. Çalışmaya katılma konusunda karar vermeden önce araştırma hakkında sizi bilgilendirmek istiyoruz. Çalışma hakkında tam olarak bilgi sahibi olduktan sonra ve sorularınız cevaplandıktan sonra eğer katılmak isterseniz sizden bu formu imzalamanız istenecektir. Bu araştırma, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalında, Doç. Dr. Cumhuri Tuncer’in sorumluluğu altındadır.

Çalışmanın amacı nedir; benden başka kaç kişi bu çalışmaya katılacak?

Ortodontik braketleme sırasında kullanılan farklı tip ışık kaynaklarının dişin canlı dokusu olan pulpa üzerindeki sıcaklık değişimine etkilerinin karşılaştırılması amaçlanmaktadır. Bu amaçla çekilmiş insan dişleri üzerinde çalışma yapılacaktır. Ortodonti Anabilim Dalı’na tedavi olmak üzere başvuran ve çekimli ortodontik tedavisi uygun görülen hastaların üst küçük azı dişleri hastaların rızası alındıktan sonra çalışmaya dahil edilecektir. Çalışmada toplam 120 premolar diş kullanılması planlanmaktadır.

Bu çalışmaya katılmalı mıyım? (Bu bölüm aynen korunacaktır)

Bu çalışmada yer alıp almamak tamamen size bağlıdır. Şu anda bu formu imzalasanız bile istediğiniz herhangi bir zamanda bir neden göstermeksizin çalışmayı bırakmakta

Ek-2. (devam) Onam Formu

özgürsünüz. Eğer katılmak istemez iseniz veya çalışmadan ayrılırsanız, doktorunuz tarafından sizin için en uygun tedavi planı uygulanacaktır. Aynı şekilde çalışmayı yürüten doktor çalışmaya devam etmeniz sizin için yararlı olmayacağına karar verebilir ve sizi çalışma dışı bırakabilir, bu durumda da sizin için en uygun tedavi seçilecektir.

Bu çalışmaya katılırsam beni ne bekliyor?

Ortodonti Anabilim Dalı'nda çekimli sabit ortodontik tedavi göreceğiniz için ortodontik amaçlı diş çekiminizin yapılması için ilgili bölümlere yönlendirileceksiniz. Bu çalışmaya katılmayı kabul ederek üstlendiğiniz görev; çekilecek olan dişlerinizin çekim işleminden sonra çalışmamızda kullanılmasına izin vermektir.

Çalışmanın riskleri ve rahatsızlıkları var mıdır?

Tedavi olmak üzere başvurduğunuz Ortodonti Kliniği'nde size ait tedavi planı oluşturulmuş ve diş çekimi yapılarak tedavinizin yapılması uygun görülmüştür. Araştırmamıza katılmayı kabul ederseniz, zaten çekilecek olan dişleriniz üzerinde çalışılacaktır. Çekimi yapıldıktan sonra tıbbi atık olacak dişleriniz üzerinde yapılacak çalışmamızla ilgili olarak sizin için risk oluşturabilecek bir durum yoktur.

Çalışmada yer almamanın yararları nelerdir?

Araştırmamızla, insan sağlığı için hizmet ederken daha verimli olabilmek için bazı sonuçlara ulaşılması hedeflenmektedir. Siz bu araştırmaya katılarak toplum yararı için çalışmış olacaksınız.

Bu çalışmaya katılmamanın maliyeti nedir? (Bu bölüm aynen korunacaktır)

Çalışmaya katılmakla parasal yük altına girmeyeceksiniz ve size de herhangi bir ödeme yapılmayacaktır.

Kişisel bilgilerim nasıl kullanılacak? (Bu bölüm aynen korunacaktır)

Çalışma doktorunuz kişisel bilgilerinizi, araştırmayı ve istatistiksel analizleri yürütmek için kullanacaktır ancak kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır. Yalnızca gereği halinde, sizinle ilgili bilgileri etik kurullar ya da resmi makamlar inceleyebilir. Çalışmanın sonunda, kendi sonuçlarınızla ilgili bilgi istemeye hakkınız vardır. Çalışma sonuçları çalışma bitiminde tıbbi literatürde yayınlanabilecektir ancak kimliğiniz açıklanmayacaktır.

Daha fazla bilgi için kime başvurabilirim?

Çalışma ile ilgili ek bilgiye gereksiniminiz olduğunuzda aşağıdaki kişi ile lütfen iletişime geçiniz.

ADI : Dt. Ayşegül Ayhan Bani
GÖREVİ : Doktora Öğrencisi
TELEFON : 0 312 203 42 82

Ek-2. (devam) Onam Formu

(Katılımcının/Hastanın Beyanı)

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim dalında, Dt. Ayşegül Ayhan Bani tarafından tıbbi bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı ve ilgili metni okudum. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya “katılımcı” olarak davet edildim.

Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımına ve hekim ile olan ilişkiye herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum. Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir neden göstermeden araştırmadan çekilebilirim. *(Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemim uygun olacağının bilincindeyim).* Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı da tutulabilirim.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır.

Araştırmadan elde edilen benimle ilgili kişisel bilgilerin gizliliğinin korunacağını biliyorum.

Araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorununun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. (Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim).

Araştırma sırasında bir sağlık sorunu ile karşılaştığımda; herhangi bir saatte, Dt. Ayşegül Ayhan Bani’yi, 0 312 203 42 82’den arayabileceğimi biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Bu koşullarla söz konusu klinik araştırmaya kendi rızamla, hiç bir baskı ve zorlama olmaksızın, gönüllülük içerisinde katılmayı kabul ediyorum.

İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

Katılımcı

Adı, soyadı:

Adres:

Tel:

İmza:

Tarih:

Ek-2. (devam) Onam Formu**Görüşme tanığı**

Adı, soyadı:

Adres:

Tel:

İmza:

Tarih:

Katılımcı ile görüşen hekim

Adı soyadı, unvanı: Dt. Ayşegül Ayhan Bani

Adres: Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A.D

Tel: 0 312 203 42 82

İmza:

Tarih:

**AYDINLATMA ve KATILIMCININ BEYANI KESİNLİKLE BİRBİRLERİNİN
DEVAMI ŞEKLİNDE OLACAKTIR. AYRI AYRI SAYFALARDA YER
ALMAYACAKTIR.**

Ek-2. (devam) Onam Formu**BGOF – Girişimsel olmayan Çocuk hasta ebeveyn**

GAZİ ÜNİVERSİTESİNDE
ÇOCUK HASTALARDA YAPILACAK OLAN
“GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR”
İÇİN “EBEVEYN” BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU ÖRNEĞİ

Araştırma Projesinin Adı: Farklı Mesafelerden Uygulanan 3 Farklı Işık Kaynağının Ortodontik Braketleme Sırasında Sıcaklık Değişimi Üzerindeki Etkisinin İnfrared Kamera Kullanılarak İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi

Sorumlu Araştırmacının Adı: Doç. Dr. Cumhuri Tuncer

Diğer Araştırmacıların Adı: Dt. Ayşegül Ayhan Bani

Destekleyici (varsa):

Değerli anne ve babalar;

Çocuğunuzun, kliniğimizde yapılması planlanan “FARKLI MESAFELERDEN UYGULANAN 3 FARKLI IŞIK KAYNAĞININ ORTODONTİK BRACKETLEME SIRASINDA SICAKLIK DEĞİŞİMİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN İNFRARED KAMERA KULLANILARAK İN VITRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ” isimli bir çalışmada yer alabilmesi için sizden izin istiyoruz. Çocuğunuzun bu çalışmaya davet edilmesinin nedeni ona çekimli sabit ortodontik tedavi yapılmasının uygun görülmüş olmasıdır. Bu çalışma, araştırma amaçlı olarak yapılmaktadır ve katılım gönüllülük esasına dayalıdır. Çocuğunuzun çalışmaya katılması konusunda karar vermeden önce araştırma hakkında sizi bilgilendirmek istiyoruz. Çalışma hakkında tam olarak bilgi sahibi olduktan sonra ve sorularınız cevaplandıktan sonra eğer çocuğunuzun katılmasını isterseniz sizden bu formu imzalamanız istenecektir. Bu araştırma hakkında çocuğunuza da bilgi vereceğiz ve ondan da bu çalışmaya katılması için izin alacağız.

Çalışmanın amaçları ve dayanağı nelerdir, çocuğumdan başka kaç kişi bu çalışmaya katılacak?

Ortodontik braketleme sırasında kullanılan farklı tip ışık kaynaklarının dişin canlı dokusu olan pulpa üzerindeki sıcaklık değişimine etkilerinin karşılaştırılması amaçlanmaktadır. Bu amaçla çekilmiş insan dişleri üzerinde çalışma yapılacaktır. Ortodonti Anabilim Dalı’na tedavi olmak üzere başvuran ve çekimli ortodontik tedavisi uygun görülen hastaların üst küçük azı dişleri hastaların rızası alındıktan sonra çalışmaya dahil edilecektir. Çalışmada toplam 120 premolar diş kullanılması planlanmaktadır.

Çocuğum bu çalışmaya katılmalı mı? (Bu bölüm aynen korunacaktır)

Çocuğunuzun bu çalışmada yer alıp almaması tamamen size bağlıdır. Eğer katılmasına izin verirseniz bu yazılı bilgilendirilmiş olur formu imzalanmak için size verilecektir. Şu anda bu formu imzalasanız bile istediğiniz herhangi bir zamanda çocuğunuzu çalışmadan çekebilirsiniz. Eğer katılmasını istemezseniz veya çalışmadan ayrılırsanız, doktorunuz

Ek-2. (devam) Onam Formu

tarafından çocuğunuz için en uygun tedavi planı uygulanacaktır. Aynı şekilde çalışmayı yürüten doktor çocuğunuzun çalışmaya devam etmesinin yararlı olmayacağına karar verebilir ve onu çalışma dışı bırakabilir.

Çocuğum bu çalışmaya katılırsa onu neler bekliyor?

(Aşağıdaki paragraf korunarak ilgili açıklamalar yapılmalıdır)

Bu araştırma kapsamında çocuğunuza, tedavisi için yapılan rutin işlemlerin dışında herhangi bir girişim yapılmayacaktır. Çalışma yalnızca, tedavisi sırasında zaten ortodontik amaçlı olarak çekimi yapılacak olan dişler üzerinde yürütülecektir. Sizden sadece çekimi yapılan dişlerinin çalışmamızda kullanılmasına izin vermeniz beklenmektedir.

Çalışmanın riskleri ve rahatsızlıkları nelerdir, çocuğumun görebileceği olası bir zarar durumunda ne yapılacak?

Tedavi olmak üzere başvurduğunuz Ortodonti Kliniği'nde çocuğunuza ait tedavi planı oluşturulmuş ve diş çekimi yapılarak tedavisinin yapılması uygun görülmüştür. Araştırmamıza katılmayı kabul ederseniz, zaten çekilecek olan dişler üzerinde çalışılacaktır. Çekimi yapıldıktan sonra tıbbi atık olacak dişler üzerinde yapılacak çalışmamızla ilgili olarak sizin için risk oluşturabilecek bir durum yoktur.

Çocuğumun bu çalışmada yer almasının yararları nelerdir?

Araştırmamızla, insan sağlığı için hizmet ederken daha verimli olabilmek için bazı sonuçlara ulaşılması hedeflenmektedir. Çocuğunuzun bu araştırmaya katılmasına izin vererek toplum yararı için çalışmış olacaksınız.

Çocuğumun bu çalışmaya katılmasının maliyeti nedir? (Bu bölüm aynen korunacaktır)

Çalışmaya katılmakla parasal yük altına girmeyeceksiniz ve size de herhangi bir ödeme yapılmayacaktır.

Varsa, gönüllülere yapılacak ulaşım, yemek gibi masraflara ilişkin ödemeler hakkındaki bilgiler burada verilmelidir.

Çocuğumun kişisel bilgileri nasıl kullanılacak? (Bu bölüm aynen korunacaktır)

Çalışma doktorunuz çocuğunuz ile ilgili kişisel bilgileri, araştırmayı ve istatistiksel analizleri yürütmek için kullanacaktır ancak çocuğunuzun kimlik bilgileri gizli tutulacaktır. Yalnızca gereği halinde, çocuğunuz ile ilgili bilgileri etik kurullar ya da resmi makamlar inceleyebilir. Çalışmanın sonunda, sonuçlar hakkında bilgi istemeye hakkınız vardır. Çalışma sonuçları tıbbi literatürde yayınlanabilecektir ancak çocuğunuzun kimliği açıklanmayacaktır.

Ek-2. (devam) Onam Formu**Daha fazla bilgi, yardım ve iletişim için kime başvurabilirim?**

Çalışma ilacı ile ilgili bir sorunuz olduğunda ya da çalışma ile ilgili ek bilgiye gereksiniminiz olduğunuzda aşağıdaki kişi ile lütfen iletişime geçiniz.

ADI : Dt. Ayşegül Ayhan Bani

GÖREVİ : Doktora Öğrencisi

TELEFON : 0 312 203 4282

(Katılımcı çocuğun ebeveyninin beyanı)

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim dalında, Dt. Ayşegül Ayhan Bani tarafından tıbbi bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı ve ilgili metni okudum.

Çocuğumun araştırmaya katılması konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer çocuğumun çalışmaya katılmasını reddedersem, bu durumun çocuğumun tıbbi bakımına ve hekim ile olan ilişkiye herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum. Çalışmanın yürütülmesi sırasında herhangi bir neden göstermeden çocuğumu araştırmadan çekebilirim.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır.

İster doğrudan, ister dolaylı olsun araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorununun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. (Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim).

Araştırma sırasında bir sağlık sorunu ile karşılaştığımızda; herhangi bir saatte, Dt. Ayşegül Ayhan Bani'yi, 0 312 203 42 82'den arayabileceğimi biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Bu koşullarla, çocuğumun söz konusu klinik araştırmaya katılmasını gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

Tarih:

Velisinin adı- soyadı:

Velisinin imzası:

Tarih:

Araştıracının adı-soyadı, ünvanı: Dt. Ayşegül Ayhan Bani

Adres: Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A.D

Tel: 0 312 203 42 82

İmza:

AYDINLATMA ve KATILIMCININ BEYANI KESİNLİKLE BİRBİRLERİNİN DEVAMI ŞEKLİNDE OLACAKTIR. AYRI AYRI SAYFALARDA YER ALMAYACAKTIR.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : Ayşegül Ayhan Bani
 Uyuğu : T.C
 Doğum tarihi ve yeri : 13/04/1985 Ankara
 Medeni hali : Evli
 Telefon : 05336320632
 e-mail : aysegulayhan@gmail.com



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD	Devam ediyor
Lisans	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2009
Ortaokul ve Lise	Ankara Atatürk (Anadolu) Lisesi	2003
İlkokul	Namık Kemal İlkokulu	1996

Yabancı Dil

İngilizce

Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

Türk Ortodonti Derneği

Yayınlar

1. Tuncer, C., Canigur Bavbek, N., Balos Tuncer, B., Ayhan Bani, A., Çelik, B. (2015) How Do Patients and Parents Decide for Orthodontic Treatment-Effects of Malocclusion, Personal Expectations, Education and Media. Journal of Clinical Pediatric Dentistry; 39(4):392-9.
2. Bani, M., Ayhan Bani, A. (2014) Ağız Sağlığı Bilinci Ve Ortodonti Hastalarının Ağız Sağlığının Geliştirilmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi; 24(3);442-451.

3. Ayhan Bani A, Türköz Ç (2012). Sendromlar ve eşlik ettikleri kraniofasiyal anomaliler. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 39(1)(35-47).
4. Türköz, Ç., Ceylaner, S., Ayhan Bani A. (2015). *"Bölüm 12 : Sendromlar Ve Eşlik Ettikleri Kraniofasiyal Anomaliler*, Türkiye. Quintessence Books.

Poster Bildirileri

1. Ortodontik Tedaviye Aday Hasta ve Ebeveynlerinin Ortodonti Tedavi İhtiyacı ve Üniversite Kliniklerine Bakış Açılarının Değerlendirilmesi. Ayhan Bani, A., Canıgür Bavbek, N., Baloş Tunber, B., Tuncer, C., Çelik, B. Türk Ortodonti Derneği 13. Uluslararası Sempozyumu, İstanbul, 03-05 Kasım 2013.



GAZİ GELECEKTİR..