



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**FARKLI IŞIK CİHAZLARININ DENTİNDEN ISI
İLETİMİNİN İN-VİTRO OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Ayşen Hilal KİNNA

**DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Yıldırım Hakan BAĞIŞ**

2014-ANKARA

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI IŞIK CİHAZLARININ DENTİNDEN ISI
İLETİMİNİN İN-VİTRO OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ

Ayşen Hilal KİNNA

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Yıldırım Hakan BAĞIŞ

2014-ANKARA

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Diş Hastalıkları ve Tedavisi Doktora Programı
Çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:

12/06/2014

Prof Dr Osman GÖKAY

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Juri Başkanı

Prof Dr Yıldırım Hakan BAĞIŞ

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Prof Dr Meserret BAŞEREN

Hacettepe Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Prof Dr Engin ERSÖZ

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Raportör

Prof Dr Filiz YALÇIN ÇAKIR

Hacettepe Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	ii
İçindekiler	iii
Önsöz	vii
Simgeler ve Kısaltmalar	viii
Şekiller	ix
Çizelgeler	x
1. GİRİŞ	1
1.1. Pulpa-Dentin Kompleksi	3
1.1.1. Dentin	3
1.1.2. Pulpa	6
1.1.2.1. Pulpa Enflamasyonu ve Moleküler Mediyatörler	8
1.2. Dentinin Termal Özellikleri	9
1.3. Dental Adeziv Sistemler	10
1.3.1. Dental Adeziv Sistemlerin Gelişimlerine Göre Sınıflandırılması	11
1.3.1.1. Birinci Nesil Adeziv Sistemler	11
1.3.1.2. İkinci Nesil Adeziv Sistemler	11
1.3.1.3. Üçüncü Nesil Adeziv Sistemler	11
1.3.1.4. Dördüncü Nesil Adeziv Sistemler	12
1.3.1.5. Beşinci Nesil Adeziv Sistemler	12
1.3.1.6. Altıncı Nesil Adeziv Sistemler	12
1.3.1.7. Yedinci Nesil Adeziv Sistemler	12
1.3.2. Dental Adeziv Sistemlerin Klinik Uygulama Tiplerine Göre Sınıflandırılması	12
1.3.2.1. Total-Etch Adeziv Sistemler	13
1.3.2.1.1. Üç Aşamalı Total-Etch Sistemler	14
1.3.2.1.2. İki Aşamalı Total-Etch Sistemler	14
1.3.2.2. Self-Etch Adeziv Sistemler	15

1.3.2.3. Cam İyonomer Adeziv Sistemler	17
1.3.3. Adeziv Sistemlerin Kimyasal Bileşenleri	17
1.3.3.1. Rezin Bileşenler	17
1.3.3.2. Polimerizasyon Başlatıcı Sistemler	21
1.3.3.3. İnhibitörler	22
1.3.3.4. Adeziv Sistemlerde Kullanılan Çözücüler	22
1.3.3.4.1. Su	24
1.3.3.4.2. Etanol	25
1.3.3.4.3. Aseton	25
1.3.3.5. Adeziv Sistemlere Eklenen Doldurucular	26
1.3.3.6. Özel İçerikler	28
1.4. Görünür Işık Polimerizasyon Cihazları	29
1.4.1. Ultraviyole (UV) Işık Cihazları	32
1.4.2. Argon Lazer	32
1.4.3. Plazma Ark (PAC) Işık Cihazları	33
1.4.4. Light Emitting Diode (LED) Işık Cihazları	33
1.4.5. Kuartz Tungsten Halojen Işık Cihazları (QTH)	35
1.4.6. Yüksek Enerji Yoğunluğuna Sahip Kuartz Tungsten Halojen Işık Cihazları (HQTH)	36
1.4.7. Polimerizasyon Teknikleri	37
1.4.7.1. Standart Polimerizasyon	37
1.4.7.2. Yumuşak Başlayan Polimerizasyon (Soft-Start Polimerizasyon)	38
1.4.7.2.1. Basamaklı Polimerizasyon (Step Curing)	38
1.4.7.2.2. Giderek Artan Polimerizasyon (Ramped Curing)	38
1.4.7.2.3. Gecikmeli Polimerizasyon (Pulse Delay)	39
1.5. Pulpada Isı Oluşturabilecek Dental İşlemler	39
1.6. Pulpa Odasında Meydana Gelen Isının Ölçümü İçin Kullanılan Yöntemler	42
1.6.1. Diferansiyel Taramalı Kalorimetre	43
1.6.2. Diferansiyel Termal Analiz	43
1.6.3. İnfrared Termografik Görüntüleme Sistemi	43
1.6.4. Termoçiftler (Termokupl)	44
2. GEREÇ VE YÖNTEM	47
2.1. Çalışmada Kullanılan Gereçler	47

2.1.1. Bisco One Step	47
2.1.2. Bisco One Step Plus	48
2.1.3. Adper Prompt-L-Pop	48
2.1.4. Adper Easy Bond	49
2.1.5. Hilux Expert	49
2.1.6. Hilux Ultraplus	50
2.1.7. Hilux LEDMAX	50
2.1.8. Remecure PAC	51
2.1.9. Termoçift	51
2.2. Örneklerin Toplanması ve Saklanması	53
2.3. Test Örneklerinin Hazırlanması	53
2.4. Deney Düzeneğinin Hazırlanması	53
2.5. Gruplar	55
2.5.1. Deneyin Birinci Kısım	56
2.5.2. Deneyin İkinci Kısım	60
3. BULGULAR	61
3.1. Çalışma Öncesi İstatistiksel Değerlendirmeler	61
3.2. İstatistiksel Değerlendirmeler	61
3.3. Test Sonuçlarının Değerlendirilmesi	61
4. TARTIŞMA	70
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	92
ÖZET	95
SUMMARY	97
KAYNAKLAR	99
ÖZGEÇMİŞ	121

ÖNSÖZ

Doktora ve tez çalışmam süresince desteğini esirgemeyen danışman hocam Prof. Dr. Yıldırım Hakan Bağış'a, bölüme girmemde büyük katkısı bulunan ve yardımını esirgemeyen Prof. Dr. Arzu Müjdeci'ye, çok değerli bölüm hocalarıma, beraber asistanlık yaptığım sevgili bölüm arkadaşlarıma, diğer bölümlerde yardımlarını esirgemeyen tüm asistan arkadaşlarıma ve bölüm personelimize teşekkürü bir borç bilirim.

Hayatımda desteğini esirgemeyen ve zor zamanlarımda yanımda olan çok değerli arkadaşım Meşkule Şahin'e;

Her konuda sonsuz desteklerini ve sevgilerini daima yanı başımda hissettiğim canım babam ve kardeşime;

Benim hayatıma anlam veren, her anımda yanımda olan, her türlü zorluğa beraber göğüs gerdiğim sevgili eşim Gökhan Kinna'ya;

Beni büyüten, okutan, her zaman destek olan, kendi doktora eğitimi yapamadığı için benim doktora eğitimime başlamamda en büyük etkisi bulunan, çok değerli meslektaşım, her daim kalbimde yaşayacak olan canım annem'e;

En büyük teşekkürlerimi sunarım.

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
(-)	Negatif
(+)	Pozitif
<	Küçüktür
>	Büyüktür
α	Isıl yayılım
Δ	Delta
°C	Santigrat derece
A	Yüzey alanı
ACP	A morf C alcium P hosphate (Amorf kalsiyum fosfat)
BHT	Butilhidroksitoluen
Bis-GMA	Bis-fenol A glisidil metakrilat
BPO	Benzolperoksit
Ca	Kalsiyum
CİS	Cam İyonomer Siman
cm ²	Santimetrekare
<i>cp</i>	Spesifik ısı
CQ	Kamferokinon
ED	E nergy D ensity (Bir ışık cihazının meydana getirdiği ışığın gücünü tanımlamaktadır)
EOP	E nergy for O ptimum P olimerization (Adeziv bir materyalin yeterli polimerizasyonu için gereken enerji miktarı olarak tanımlanır)
HEMA	Hidroksietil metakrilat
Hg	Civa
J	Joule
<i>k</i>	Termal iletkenlik
L	Kalınlık
LED	L ight E mitting D iode
m	Metre
m ²	Metrekare

MEHQ	Monometil eter hidrokinon
mm	Milimetre
mm ²	Milimetrekafe
mW	Miliwatt
n	Grup sayısı
N	Örnek dağılımı
nm	Nanometre
NPG-GMA	N-(2-hidroksil-3-metakriloksipropil)-N-fenilglisin
MDPB	Metakriloyl oksidodesil pridinyum bromid
PAC	Plazma Arc
PPD	1-fenil-1,2 propandiyon
QTH	Quartz Tungsten Halogen
SE	Self Etch
s	Saniye
SS	Standart sapma
SPSS	Statistical Package for the Social Science
t	Süre
T	Temperature
TBB	Tri-n-butyl boran
TE	Total Etch
TPO	2,4,6-trimetilbenzol difenilfosfinoksit
UV	UltraViyole

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. A. Dentinin şematik gösterimi B. Reaksiyonel (sklerotik) dentin ve reperatif (tamir) dentinin şematik gösterimi	3
Şekil 1.2. A. Derin ve sığ kavitelerin tabanındaki tübül yoğunluğunun şematik gösterimi B. Her tübülün sement-mine bileşiminde daha dar olan çapı, pulpa tavanına yaklaştıkça artmaktadır	5
Şekil 1.3. Adezyon mekanizması ve klinik uygulama adımlarının sayısına göre günümüzde kullanılan adeziv sistemlerin sınıflandırılması	13
Şekil 1.4. Karboksilik asit tipi adeziv monomerlerin kimyasal yapıları	15
Şekil 1.5. Fosfor içeren adeziv monomerlerin kimyasal yapıları	17
Şekil 1.6. Görünür ışık ve ışık spektrumu	30
Şekil 1.7. Kamferokinon ve absorpsiyon eğrisi	30
Şekil 1.8. Standart ve turbo tip ışık uçları	37
Şekil 1.9. Standart polimerizasyon	38
Şekil 1.10. Basamaklı polimerizasyon	38
Şekil 1.11. Giderek artan polimerizasyon	39
Şekil 1.12. Pulse Delay polimerizasyon	39
Şekil 1.13. Termoçift devresi örneği	44
Şekil 2.1. Bisco One-Step ve One-Step Plus TE Adeziv Sistemler, Bisco Etch-37 Ortofosforik Asit	48
Şekil 2.2. Adper Prompt-L-Pop ve Easy Bond SE Adeziv Sistemler	49
Şekil 2.3. Hilux Expert ve Hilux Ultraplus QTH Görünür Işık Cihazları	40
Şekil 2.4. LEDMAX LED ve Remecure PAC Görünür Işık Cihazları	51
Şekil 2.5. TESTO K-tipi Termoçift ve 175-T3 Data toplayıcı	52
Şekil 2.6. TESTO Comfort Software yazılım programı	52
Şekil 2.7. Deney düzeneğinin şematik gösterimi A, ışık cihazının ucu; B, pleksiglas kalıplar; C, akrilik kalıp içinde bulunan dentin diski; D, teflon kalıp; E, silikon ısı transfer bileşiği; F, silikon ölçü maddesi; T, termoçift.	54
Şekil 2.8. Teflon kalıp	54
Şekil 2.8. Pleksiglas kalıplar ve Silikon ısı transfer bileşiği	54

ÇİZELGELER

Çizelge 1.1. Self etch adeziv sistemlerde kullanılan asidik monomerler	16
Çizelge 1.2. Dental adeziv sistemlerde kullanılan monomerler ve kısaltmaları	20
Çizelge 1.3. Pulpa odasında ısı artışına neden olabilecek dental işlemler	41
Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan adeziv sistemler, üretici firmaları, içerikleri ve özellikleri	47
Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan ışık cihazları, üretici firmaları, uygulama modu ve ışık yoğunluğunun gücü	47
Çizelge 3.1. Dört farklı ışık cihazından kaynaklanan ısının, 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasına etkilerini dört farklı adeziv sistem ile değerlendirdiğimiz deney gruplarında, dentin tabakasını geçtikten sonra ölçülen ortalama ısı artış değerleri (ΔT), standart sapmaları (SS) ve gruplara göre örnek dağılımları (N)	62
Çizelge 3.2. HQTH ışık cihazından kaynaklanan ısının, 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasını geçtikten sonra kaç derece artış gösterdiğinin incelendiği deney gruplarının karşılaştırılması	63
Çizelge 3.3. LED ışık cihazından kaynaklanan ısının, 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasını geçtikten sonra kaç derece artış gösterdiğinin incelendiği deney gruplarının karşılaştırılması	64
Çizelge 3.4. PAC ışık cihazından kaynaklanan ısının, 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasını geçtikten sonra kaç derece artış gösterdiğinin incelendiği deney gruplarının karşılaştırılması	64
Çizelge 3.5. Dört farklı görünür ışık cihazından kaynaklanan ısının 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasını geçtikten sonra kaç derece artış gösterdiğinin incelendiği deney gruplarının karşılaştırılması	66
Çizelge 3.6. Dört farklı görünür ışık cihazından kaynaklanan ısının, dentin tabakasına uzaklığına etkisinin değerlendirdiğimiz deney gruplarında, dentin tabakasını geçtikten sonra ölçülen ortalama ısı artış değerleri (ΔT), standart sapmaları (SS) ve gruplara göre örnek dağılımları (N)	67
Çizelge 3.7. Dört farklı görünür ışık cihazından kaynaklanan ısının, dentin tabakasına uzaklığının etkisini değerlendirildiğimiz deney gruplarının incelendiği deney gruplarının karşılaştırılması	69
Grafik 3.1. Dört farklı görünür ışık cihazından kaynaklanan ısının, 60 s boyunca 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasını geçtikten sonra gösterdiği artma ve soğuma eğrileri	65
Grafik 3.2. Dört farklı görünür ışık cihazından kaynaklanan ısının, farklı mesafelerde 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasını geçtikten sonra gösterdiği ΔT eğrileri	68

1. GİRİŞ

Dental teşhiste ve tedavilerde kullanılan bir çok ürünün ve prosedürün biyolojik dokular üzerinde yüksek oranda zararlı etkileri bulunmaktadır (Magalhães ve ark., 2008). Diş sert dokuları (mine ve dentin) termal yalıtkan olmakla beraber (Brown ve ark., 1970), diş yapılarının canlılığından sorumlu olan pulpa dokusu ısıya karşı hassastır (Magalhães ve ark., 2008).

Dental tedaviler sonucu oluşan ısı artışının pulpa dokusu üzerindeki zararlı etkileri diş hekimliği için önemli bir kaygı teşkil etmektedir (Yap ve Soh, 2003). Damarlanması yüksek bir doku olan diş pulpasının canlılığı, kavite preparasyonu ve restoratif işlemler sonucu kaybolabilir. Kısmen termal yaralanmaya karşı olan bu duyarlılık mineden dentine doğru iletilen ısı artışına bağlı olmaktadır (Hussey ve ark., 1995). Dentinin ısı iletkenliği oldukça düşüktür (Brown ve ark., 1970), fakat derin kavitelerde dentin tübüllerinin yüzey alanı arttığı için (Pashley ve ark., 1978) pulpanın hasara uğrama ihtimali de fazladır.

Zach ve Cohen (1965) yaptıkları *in vivo* bir araştırma sonucu; 5,5°C'lik bir pulpa içi ısı artışının, pulpada histolojik değişikliklere neden olduğunu ve dişlerin pulpalarının %15'inin nekroz ile sonuçlandığını; 11°C'lik pulpa içi ısı artışının dişlerin %60'ının ve 16°C'lik pulpa içi ısı artışının ise %100'ünün pulpasında irreversible değişikliklere neden olduğunu bildirmişlerdir. Yapılan bu araştırma daha sonra yapılan bir çok çalışmanın temelini oluşturmaktadır (Hussey ve ark., 1995; Yap ve Soh, 2003; Yazıcı ve ark., 2006; Bağış ve ark., 2008).

Pulpadaki ısı artışı; dişe uygulanan enerjinin miktarına (Jeffrey ve ark., 1990a) ve bu enerjiye maruz kalınan süreye bağlıdır (Jeffrey ve ark., 1990b). Isı artışında dentin ve geometrik yapısı önemli bir rol üstlenmektedir. Kalan dentin kalınlığının azaldığı durumlarda pulpa ısı artışına daha hassas hale gelmektedir (White ve ark., 1990; Paghdwala ve ark., 1993).

Klinik uygulamalarda, dişlerin kompozit rezinler ile restorasyonu çürük veya travma nedeniyle olmaktadır. Çürük lezyonlarının komşu olduğu dentin bölgesinde, dentinin mineralizasyon derecesinde değişimler olduğu iyi bilinen bir gerçektir. Pulpaya iletilen ısıнын *in vitro* olarak incelenmesinde dentinin mineral içeriği göz ardı edilmektedir. Dentinin demineralizasyon derecesi; pulpa odasında oluşan ısı artışını etkileyebilmektedir (Da Silva ve ark., 2010).

Birçok araştırmacı pulpa odasında oluşan ısı artışının; ışık cihazının meydana getirdiği enerji yoğunluğu sonucu mu, yoksa kompozitin polimerizasyonu sırasında oluşan ekzotermik reaksiyonu sonucu mu olduğunu tartışmaktadır (Hussey ve ark., 1995; Bouillaguet ve ark., 2005; Uhl ve ark., 2006; Yazıcı ve ark., 2006; Al-Qudah ve ark., 2007). Görünür ışık cihazları, pulpada hasar oluşturabilecek bir ısı artışına neden olabilir (Hussey ve ark., 1995; Hannig ve Bott, 1999). Işığın uygulanması sırasında ışık cihazının ucunun kavite tabanına yakın pozisyonunda tutulması pulpa içi ısı artışına neden olabileceği gibi, dentinin dehidratasyonuna da neden olabilir (Tjan ve Dunn, 1988). Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerin ekzotermik reaksiyon hızları ve buna bağlı olarak meydana gelen ısı, ışık cihazının gücü yükseltildiğinde de artmaktadır (Masutani ve ark., 1988). Al-Qudah ve ark. (2007); yaptıkları bir çalışmada kompozitin ekzotermik reaksiyonu sonucu oluşan ısıнын, pulpal etkisinin, ışık cihazından daha etkili olduğunu savunmaktadırlar. Lloyd ve ark.'na (1986) göre ise; oluşan ısıнын en önemli kaynağı kompozit materyali değil, ışık cihazlarının kendisidir.

Dişlerin, estetik restoratif materyaller ile tedavisi sırasında pulpa içi ısı artışını etkileyen faktörler üç grupta incelenebilir;

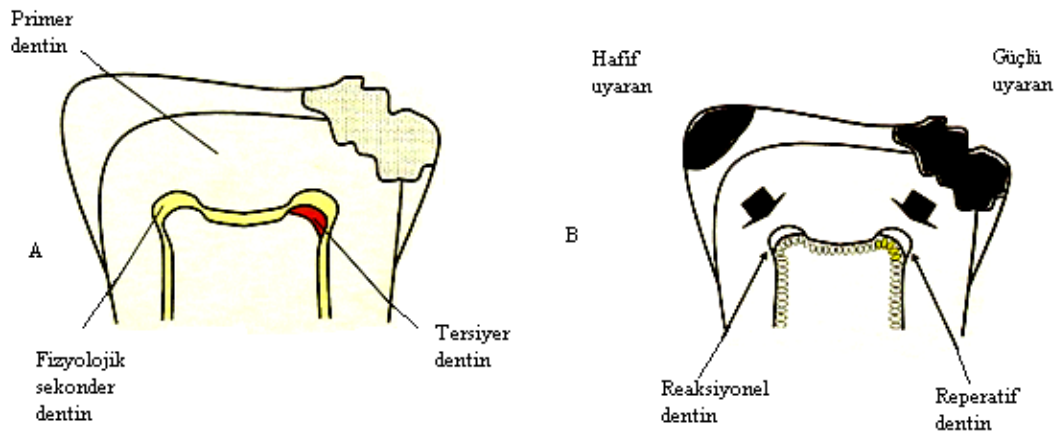
- Dişle ilgili faktörler
- Resin materyallerin özellikleri
- Işık cihazları ile ilgili faktörler (Millen ve ark., 2007).

1.1. PULPA-DENTİN KOMPLEKSİ

Dentin ve pulpa dokuları, mezoderm kökenli özelleşmiş bağ dokularıdır ve “pulpa-dentin kompleksi” adı verilen tek bir doku olarak kabul edilmektedir. Dentini oluşturan Odontoblast hücrelerinin gövdeleri pulpa odasında bulunurken, uzun silindirik şekilli sitoplazmik hücre uzantıları (Tomes Fibrilleri) ise mineralize dentin tübülleri içerisindedir. Bu odontoblastik hücre uzantıları nedeniyle dentin, fizyolojik ve patolojik uyarılara reaksiyon gösterebilen canlı bir doku olarak kabul edilir (Sturdevant, 2011).

1.1.1. Dentin

Dentin; dişin pulpa odası ve minesi arasında bulunan ve dişin ana kısmını oluşturan damarsız, mineralize bir dokudur (Şekil 1.1). Dentin; tübüler dentin, tübülleri saran yüksek oranda mineralize olmuş peritübüler dentin, intertübüler dentin ve kollajenden meydana gelen hidrate olmuş biyolojik bir komplekstir (Habelitz ve ark., 2002).



Şekil 1.1. A.Dentinin şematik gösterimi **B.**Reaksiyonel (sklerotik) dentin ve reperatif (tamir) dentinin şematik gösterimi (Smith, 2002).

Dentin hacimce % 45-50 oranında inorganik yapıdan, % 30 oranında organik yapıdan ve % 20-25 oranında sudan oluşmaktadır (Nicholson, 1996). Ağırlık olarak

ise dentinin %70'i inorganik, %20'si organik maddeden ve %10'u ise sudan oluşmaktadır (Avery, 1992; Jansen Van Rensburg, 1995).

Organik kısmın ağırlıkça % 90'ı kollajendir. Bu kollajenin tamamına yakını tip I kollajen iken, az miktarda tip V kollajen de içermektedir (Avery, 1992; Sturdevant, 2011). Organik yapının kollajen olmayan bileşenleri ise fosfoproteinler, proteinler, asidik glikoproteinler (Jansen Van Rensburg, 1995), glikozaminoglikan, proteoglikanlar (Okiji, 2002), büyüme faktörleri (Lindle ve Goldberg, 1993) ve yağlardır (Lindle ve Goldberg, 1993; Jansen Van Rensburg, 1995.).

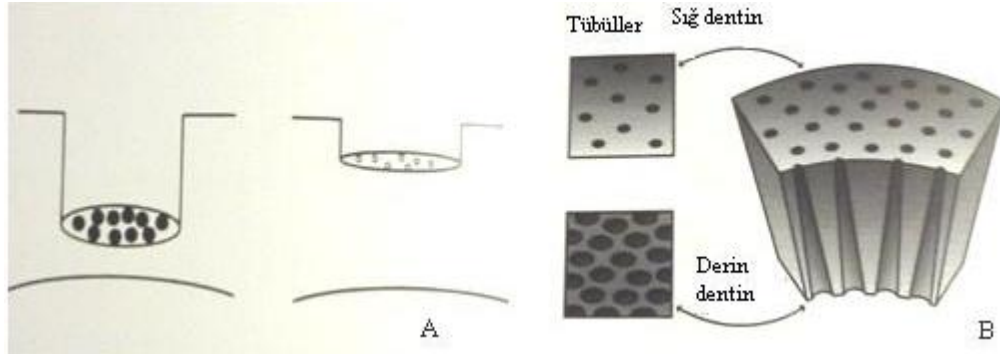
Dentin, pulpa dokusunun en dış tabakasında tek sıra halinde dizilmiş olarak bulunan Odontoblast hücrelerinin sentezlediği kollajen ağı üzerine hidroksiapatit kristallerinin yığılması sonucunda oluşur (Nicholson, 1996). Diğer mineralize dokular gibi, dentinin inorganik yapısını genel olarak kalsiyum hidroksiapatit kristalleri ($\text{Ca}_{10}[\text{PO}_4]_6[\text{OH}]^2$) meydana getirir. Mineye oranla inorganik içeriği daha az ve hidroksiapatit kristallerinin boyutları daha küçük olan dentin dokusu, mineye göre daha yumuşaktır (Sturdevant, 2011).

Mine dokusunun aksine, dentin dokusunun formasyonu dişin ağızda sürmesinin ardından pulpa canlı olduğu sürece devam eder. Dişin ilk şeklini oluşturan dentin dokusuna primer dentin adı verilir ve dişin sürmesinden 3 yıl sonra oluşumu tamamlanır (Şekil 1.1). Primer dentinin oluşumu tamamlandıktan sonra dentinin oluşumu yavaşlamış bir şekilde devam eder ve oluşan bu dentine sekonder dentin adı verilir (Şekil 1.1). Bazı operatif işlemler, yavaş ilerleyen diş çürüğü, travma, erozyon, atrizyon ve abrazyon gibi hafif düzeydeki irritanlara karşı odontoblastların değişmesiyle oluşan dentine ise tamir dentini (reparatif dentin) denir (Şekil 1.1). Tamir dentini, dişte hasarın olduğu bölgeye komşu olan pulpa odasının duvarında gözlenir ve neredeyse dentin kanalı içermediğinden çoğu irritandan etkilenmez (Sturdevant, 2011).

Sklerotik dentin (reaksiyonel dentin), yaşlanmaya ve hafif iritasyona (yavaş ilerleyen çürük gibi) karşı oluşan ve primer dentinin yapısının değişimi ile meydana gelen bir

yapıdır (Şekil 1.1). Bu oluşumda peritübüler dentin, dentin mine bileşimine doğru daha genişler ve yavaş yavaş tübüller kalsifiye materyal ile dolar. Bu alanlar daha sert, yoğun, daha az hassas ve pulpayı devamlı iritanlara karşı daha koruyucu yapılardır. Yaşa bağlı olarak meydana gelen skleroza fizyolojik dentin sklerozu, hafif iritanlara karşı meydana gelen skleroza ise reaktif dentin sklerozu denir (Sturdevant, 2011). Tamir dentini ve sklerotik dentin oluşumunun her ikisi de tersiyer dentin oluşumlarıdır (Smith, 2002).

Farklı yüzey derinliklerindeki organik ve inorganik yapıların oranları, dentinin yapısına göre değişkenlik gösterir. Derin dentin dokularının tübül sayıları ve yoğunluğu fazladır. Bu nedenle yüzeyel dentine oranla daha fazla su içermekteyken, mineralize doku oranı ise düşüktür. Bununla beraber, derin dentinde tübül çapının artması, intertübüler dentin kalınlığının azalmasına neden olduğundan, kollajen miktarı yüzeyel dentine oranla daha düşüktür (Şekil 1.2) (Marshall ve ark., 1997).



Şekil 1.2. A.Derin ve sıg kavite tabanındaki tübül yoğunluğunun şematik gösterimi (Smith,2002) B.Her tübülün cement-mine bileşiminde daha dar olan çapı, pulpa tavanına yaklaştıkça artmaktadır (Pashley, 2002).

Dentin tübülleri içerisinde bulunan dentinal sıvı, pulpa dokusu içerisindeki kapiller damarlardan kaynaklı plazma sıvısıdır. Bu sıvı kalsiyum ve fosfat iyonlarıyla doymuş haldedir ve dentin tübülleri boyunca, dişin dış yüzüne doğru ortalama 10,3 mm Hg basınçla hareket eder (Cuicchi, 1995; Camps ve ark., 2000).

Dentin, genellikle “intertübüler dentin” ve “peritübüler dentin” olmak üzere iki farklı yapısal kısımda incelenebilir (Nicholson, 1996). Organik yapıyı oluşturan kollajen ağ

üzerine çökelmiş olan hidroksiapatit kristallerinin oluşturduğu dentin, intertübüler dentin olarak adlandırılır ve tüm dentin dokusunun esas kütesini oluşturur (Pashley, 2002). İntertübüler dentin, mine dentin sınırında % 96'lık bir alanı kaplarken, pulpaya yakın bölgelerde ise bu oran %12'dir (Pashley ve ark., 1978). Tübüllerin içerisinde ise kollajen miktarı az, hipermineralize, peritübüler bir halka bulunur. Tübüller arasında kollajen ağının bulunmadığı bu kısma ise peritübüler dentin adı verilmektedir (Nicholson, 1996). Peritübüler dentin yeni sürmüş genç dişlerde görülmeyen, dişlerin dış etkenlere maruz kalması sonucu oluşan hipermineralize bir dokudur (Mjör, 2002).

Dentin tübül açıklıklarının kapladığı alan mine dentin sınırında %1 iken, pulpaya yakın bölgelerde %22 oranındadır (Şekil 1.2) (Pashley ve ark., 1978). Garberoglio ve Brännström (1976) dentinal tübül yoğunluğunun periferel dentine (29,500 tübül/mm²) göre pulpaya yakın olan dentinde (45,000 tübül/mm²) daha fazla olduğunu belirtmişlerdir.

1.1.2. Pulpa

Diş pulpası, dişin pulpa kavitesini kaplar ve anatomik olarak ikiye ayrılır: dişin kron kısmının içerisinde pulpa odasında yer alan “kronal pulpa” (kron pulpası) ve dişin kök kısmında pulpa kanallarının içerisinde bulunan “radiküler pulpa” (kök pulpası) (Sturdevant, 2011).

Pulpa, içerik olarak %25'i organik yapı ve %75'i ise sudan oluşan özelleşmiş bir bağ dokusudur. Pulpa dokusunda diğer bağ dokularında da olduğu gibi kan ve lenf damarları, sinir lifleri, kollajen lifler ve hücrelerin içerisinde dağılmış olarak bulunduğu bir ana madde mevcuttur (Nicholson, 1996). Pulpaya etki eden tüm biyolojik olaylarda kollajen fibrillerle desteklenmiş olan bu ana madde etkili olup, bir aracı rol üstlenir. Ana maddenin %90'ı sudan, %10'u ise glikoproteinler, mukopolisakkaridler ve diğer proteinlerden oluşur (Alaçam, 2000).

Pulpanın yapısında bulunan hücreler; odontoblastlar, fibroblastlar ve farklılaşmamış mezenşimal hücrelerdir ve ayrıca lenfositler, histiositler, makrofajlar, dentritik hücreler, perisitler, plazma hücreleri ve ameboid hücreler de görülebilir (Alaçam, 2000; Okiji, 2002).

Odontoblastlar

Pulpa ve dentin dokularının bir arada pulpo-dentinal kompleks olarak adlandırılmasının başlıca nedenlerinden biri de odontoblast hücreleridir. Odontoblastlar, diş gelişimi sırasında primer dentinin ve daha sonrasında ise sekonder ve tersiyer dentinin yapımından sorumlu olmaları nedeniyle pulpo-dentinal kompleksin en önemli hücreleridir (Sturdevant, 2011).

Fibroblastlar

Vücudun başka bölgelerindeki bağ dokularında olduğu gibi pulpanın da önemli hücrelerinden biri fibroblastlardır. Fibroblastlar, pulpanın her tarafına yayılmış olarak bulunurlar. Ancak en çok hücreden zengin tabaka içinde görülürler. Pulpanın içinde gömülü bulunduğu ana maddeyi şekillendiren Tip I ve Tip III kollajen fibrillerin yapımından sorumlu olan hücrelerdir (Alaçam, 2000).

Farklılaşmamış mezenşimal hücreler

Bu hücreler pulpada özellikle hücreden zengin tabakada kan damarları boyunca bulunurlar. Farklılaşmamış mezenşimal hücreler, hücre bölünmesi için uyarıldıkları zaman genetik ve çevresel faktörlere bağlı olarak olgun bağ dokusu hücrelerinden birine dönüşebilecekleri gibi; herhangi bir yaralanma ve enflamatuvar olay sırasında makrofaj veya osteoklast/odontoklastlara da dönüşebilirler. Yıkım sonucunda odontoblastlar tamamen harap olmuş ise, farklılaşmamış mezenşimal hücreler hücreden fakir tabakayı geçerek pre-dentin civarına göç eder ve tamir dentinini meydana getirecek odontoblast benzeri hücreler haline dönüşürler (Okiji, 2002). Bu

şekilde farklılaşan sekonder odontoblastlar, reparatif dentin yapımından sorumludurlar (Mjör, 2002).

1.1.2.1. Pulpa Enflamasyonu ve Moleküler Mediatörler

Pulpa herhangi bir uyarana maruz kaldığında; immün sistem, oluşabilecek doku hasarını engellemek için enflamatuvar cevabı tetikler. Pulpada meydana gelen enflamatuvar cevap, vücudun herhangi bir yerinde bulunan diğer bağ dokularında da olduğu gibidir. Fakat meydana gelen bu enflamasyon, birçok şekilde pulpaya hasar verebilir ve hatta pulpa nekrozuna bile neden olabilir. Pulpal enflamasyonu tetikleyen olaylar; travma, bakteriler ve bakteri toksinleri, restoratif materyallerin içeriğinde bulunan toksik ve alerjen ajanlardır (Mjör, 2002).

Diğer tüm bağ dokularında olduğu gibi, diş pulpasında meydana gelen enflamasyonda da hücrel ve moleküler faktörler rol oynar. Bu mediatör olarak adlandırılan moleküllerin ana görevi, iritasyona neden olan faktörlerle savaşmak ve bunların zararlı etkilerini azaltmaktır (Fouad, 2002). Fakat pulpanın anatomik yapısı nedeniyle inflamatuvar olayların pulpada zararlı etkileri oluşabilmektedir. Pulpa, dens bir yapı olan dentin ile çevrelenmiştir. Bu nedenle, vücudun yararına olan enflamatuvar olayların pulpada irreversible etkileri olabilir (Mjör, 2002).

Pulpa enflamasyonunun erken döneminde vazodilatasyon meydana gelir ve pulpal kan akımı artar. Bu olayın amacı, enflamasyonla ilgili faktörlerin iritasyon alanına daha hızlı ulaşmasını sağlamaktır. Bu sistemde etkili olan mediatörler histamin, serotonin ve nöropeptitlerdir. Histamin; travma, soğuk ve sıcak gibi fiziksel uyarılar sonucu salgılanır ve damarların dilatasyonuna neden olur. Serotonin ise genellikle vazokonstriksiyona neden olmaktadır. Nöropeptitler de pulpal kan akışını değiştirerek ağrıya neden olabilmektedir (Fouad, 2002).

Pulpada oluşan enflamasyonda meydana gelen en kritik ve en önemli olaylardan biri de lökositlerin iritasyon bölgesine göçüdür. Lökositlerin enflamasyonun meydana

geldiği bölgeye adezyonu ve göçünde birçok önemli molekül rol oynar (Fouad, 2002).

Enflamatuar cevabı oluşturan diğer mediatörlerden biri de araşidonik asit (AA) metabolitleridir. Bu metabolitler iki ana enzim tarafından sentezlenir: siklooksijenaz (prostoglandinler ve tromboksanlar) ve lipooksijenaz (lökotrienler ve lipoksinler). Prostoglandinler, bakteriyel enflamasyonda artar ve damarlarda vazodilatasyona neden olur. Ek olarak; akut formdaki pulpal ağrının önemli etkenidir. Tromboksanlar ise pulpada vazokonstriksiyona neden olur. Pulpada lipoksinlerin aktivitesi ile ilgili bir bildiri bulunmamaktadır. Fakat LTB_4 (Lökotrien B_4) ve LTC_4 (Lökotrien C_4) sentezi enflamasyonun ilk aşamalarında görülmektedir ve ağrıdan sorumlu moleküllerdir (Okiji ve ark., 1991; Fouad, 2002). Pulpada ısı artışı sonucu; LTB_4 sentezinin önemli ölçüde arttığı bildirilmiştir (Eberhard ve ark., 2005).

Enflamasyonun erken dönemlerinde ortaya çıkan mediatörler kadar, konak doku cevabının kendisine verebileceği zararın önlenmesi için antienflamatuar mediatörlerin de varlığı önem taşımaktadır. T hücrelerinden salgılanan tip 1 sitokinler erken enflamasyon cevapta önemli rol oynarken, tip 2 sitokinler, nitrikoksit, proteaz inhibitörleri ve kortikosteroidler antienflamatuar cevabın oluşmasında etkilidir (Fouad, 2002).

1.2. DENTİNİN TERMAL ÖZELLİKLERİ

Dentinden ısının iletiminde aşağıdaki özellikler etkilidir:

- Dışın geometrik yapısı,
- Termal iletkenlik (k , $W m^{-1} K^{-1}$),
- Spesifik ısı (öz ısı) (c_p , $J kg^{-1} K^{-1}$),
- Termal difüzyon (ısıl yayılım) (α , $m^2 s^{-1}$) (Lin ve ark., 2010).

Fizikte, termal iletkenlik bir cismin ısıyı iletebilme yeteneği olarak tanımlanır ve $k = (\Delta Q / \Delta t) \times (L / A \times \Delta T)$ formülü ile hesaplanır. Bu formülde ΔQ (J); ısı artış farkına [ΔT (°C)] bağlı olarak, belirli bir süre boyunca [Δt (s)], belirli bir kalınlıktan [L (m)], belirli bir yüzey alanına [A (m²)] düz yönde transfer edilen ısı olarak tanımlanır. Öz ısı; bir cismin kütle başına, sıcaklığın bir derece artması için gerekli olan enerjidir. Isıl yayılım; termal iletkenlik oranının hacimsel ısı kapasitesine oranıdır, yani materyalin yoğunluğuna bağlıdır (Lin ve ark., 2010). Örneğin çinko oksit öjenol simanın termal iletkenliği dentinden daha az olsa da, ısıl yayılımı dentinden iki kat daha fazladır (Anusavice ve Brantley, 2003).

Yüksek termal iletkenliğe sahip materyaller iletken, düşük termal iletkenliğe sahip materyaller ise yalıtkan olarak adlandırılır. Dentinin etkili bir termal yalıtıcıdır. Hem termal iletkenliği hem de termal difüzyonu düşüktür (Anusavice ve Brantley, 2003). Magalhães ve ark. (2008), insan 3. molar dışında dentin tübüllerine dik olan yüzeyde $k=0,36 \text{ Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$; dentin tübüllerine paralel olan dentin yüzeyinde ise $k=0,48-0,66 \text{ Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ olarak bulmuşlardır. Termal difüzyonunu ise; dentin tübüllerine dik olan yüzeyde $\alpha=0,36 \times 10^{-7} \text{ m}^2\text{s}^{-1}$; dentin tübüllerine paralel olan dentin yüzeyinde ise $\alpha=0,48-0,66 \times 10^{-7} \text{ m}^2\text{s}^{-1}$ olarak bulmuşlardır (Magalhães ve ark., 2008). Ancak klinisyenler pulpa ile kavite tabanı arasında kalan dentin dokusu az olduğu zaman ısı iletimi yönünden dikkatli olmalıdırlar (Anusavice ve Brantley, 2003).

1.3. DENTAL ADEZİV SİSTEMLER

Diş hekimliğinde estetik restorasyonların kullanım sıklığının artmasıyla birlikte, restoratif materyallerinin fiziksel, kimyasal, mekaniksel ve biyolojik özelliklerinin geliştirilmesi ve bu materyallerin dişin sert dokularına bağlanmalarının geliştirilmesine ağırlık verilmiştir (Dayangaç, 2000).

Leinfelder (2001); Michael Buonocore'un (1955), akrilik rezini mineye bağlama kavramını ortaya attığını, Rafael Bowen'in (1964) estetik bir materyal olarak rezin

esaslı materyalleri geliştirdiğini ve Nobuo Nakabayashi'nin (1982) çabalarının ise bu materyalleri 'dentine' bağlamak üzerine yoğunlaştığını bildirmiştir.

Yıllar boyunca, adeziv sistemlerde pek çok değişiklik yapılmıştır. Her bir değişiklik, restoratif materyal ile dentin arasındaki bağlanmayı önemli ölçüde geliştirmiştir. Üreticiler ve kullanıcılar yapılan bu değişiklikleri nesil terimi ile birbirinden ayırmışlardır (Leinfelder, 2001). Rezin esaslı dolgu materyallerinin dentin ile bağlantısının gerçekleştirilmesini sağlayan dentin adeziv sistemler için kabul edilen en eski sınıflandırma sistemi, adeziv sistemlerin gelişim basamaklarına göre yapılan sınıflama sistemidir. Ancak günümüzde dental adeziv sistemlerin en güncel sınıflaması, Van Meerbeek ve ark. (2001a) tarafından, klinik uygulamadaki basamaklara ve adeziv sistemlerin dentin dokusuyla etkileşim biçimlerine göre yapılmıştır.

1.3.1. Dental Adeziv Sistemlerin Gelişimlerine Göre Sınıflandırılması

1.3.1.1. Birinci nesil adeziv sistemler: 1962 yılında birinci nesil dentin adezivler olarak adlandırılan, N-(2-hidroksil-3-metakriloksipropil)-N-fenilglisin (NPG-GMA) kökenli adeziv sistemleri üretilmiştir. Bu nesildeki dentin adezivler hidroksiapatite kovalent, kollajene ise iyonik bağlarla tutunurlar. Asitle pürüzlendirme yapılmadan smear tabakası üzerine direkt olarak uygulanırlar ve bağ dayanımları 2-6 MPa kadardır (Bowen, 1965; Dayangaç, 2000).

1.3.1.2. İkinci nesil adeziv sistemler: 1980'li yılların başında geliştirilen bu adeziv sistemler, Bis-GMA veya HEMA gibi rezinlerin halofofat esterleridir. Bunlar hidroksiapatitteki pozitif yüklü kalsiyum iyonları ile rezin içerisindeki negatif yüklü fosfat iyonları arasında iyonik etkileşim oluşturarak 1-10 MPa' ya kadar bağlanma dayanıklılığı gösterirler (Kugel ve Ferrari, 2000; Dayangaç, 2000).

1.3.1.3. Üçüncü nesil adeziv sistemler: 1984 yılında geliştirilen üçüncü nesil adeziv sistemlerde, smear tabakası modifiye edilerek ya da tamamen ortadan kaldırılarak

adeziv rezinin dentine penetrasyonu sağlanır. Ancak bu sistemlerin 3-8 MPa gibi düşük bağ dayanımına sahiptirler (Dayangaç, 2000).

1.3.1.4. Dördüncü nesil adeziv sistemler: Total-etch tekniğinin kullanılması, 1990'lı yılların başında geliştirilen dördüncü nesil adeziv sistemlerin karakteristik özelliğidir. İlk kez bu nesilde hibrit tabaka tanımlanmış ve nemli bağlanma konsepti tanıtılmıştır. Bu nesilde geliştirilen adeziv sistemlerin bağ dayanımları 12-17 MPa arasındadır (Zorba ve ark., 2004).

1.3.1.5. Beşinci nesil adeziv sistemler: 1990'lı yılların başında çok aşamalı sistemlerin klinik uygulama zorluklarının önüne geçebilmek amacıyla primer ve adezivin bir arada kullanımını sağlayan “tek şişe” (one-bottle) sistemler tanıtılmıştır. Beşinci nesil adeziv sistemler 14-28 MPa gibi nispeten yüksek bağ dayanımı sergilerler (Kugel ve Ferrari, 2000; Craig ve Powers, 2002).

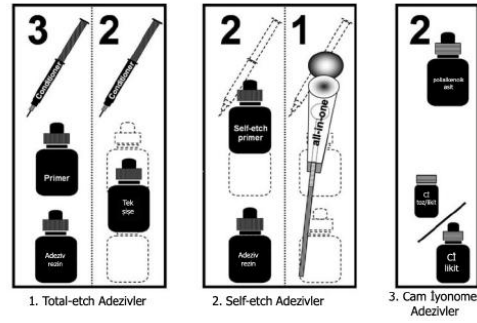
1.3.1.6. Altıncı nesil adeziv sistemler: 1990'lı yılların sonu ve 2000'lerin başında self-etching primerler tanıtılmıştır. Böylece asitle pürüzlendirme ve yıkama gibi uygulama basamakları elimine edilmiş, smear tabakasını tamamen kaldırılması yerine bu tabakanın modifiye edilmesiyle post-operatif hassasiyetin engellenebileceği öngörülmüştür. Ayrıca altıncı nesil adeziv sistemlerde dentinde 20-35 MPa gibi yüksek bağ dayanımları elde edilmiştir (Kugel ve Ferrari, 2000; Craig ve Powers, 2002; Zorba ve ark., 2004).

1.3.1.7. Yedinci nesil adeziv sistemler: 2002'li yılların sonunda üretilen bu adeziv sistemler ‘all-in-one’ diye tanımlanan self-etching primer ve bağlayıcı ajanın aynı anda uygulandığı adezivlerdir (Zorba ve ark., 2004).

1.3.2. Dental Adeziv Sistemlerin Klinik Uygulama Tiplerine Göre Sınıflandırılması

Dentin adeziv sistemlerin kronolojik sınıflandırılmasının, adeziv sistemleri bilimsel bir temele dayanmadığını belirtilmektedir (Van Meerbeek ve ark., 2001b; Tyas ve Burrow, 2004). Van Meerbeek ve ark. (2001b), adeziv sistemlerin klinik uygulama basamaklarına ve dentin yapısıyla ilişkilerine göre sınıflandırılmasını önermişlerdir.

De Munck ve ark. (2005), modern adeziv sistemlerin üç ana başlık altında toplanabileceğini bildirmişlerdir. (Şekil 1.3)



Şekil 1.3. Adezyon mekanizması ve klinik uygulama adımlarının sayısına göre günümüzde kullanılan adeziv sistemlerin sınıflandırılması (De Munck ve ark., 2005).

1.3.2.1. Total-Etch Adeziv Sistemler

Dentinin geçirgenliğini azaltan ve difüzyon bariyeri olduğu kabul edilen smear tabakasını kaldıran bu sistemlerde %30-40 konsantrasyonunda ortofosforik asit hem mine hem de dentin dokusuna uygulanır (Dayangaç, 2000). Swift ve ark. (1995), dentinin asitle pürüzlendirilmesinin ilk kez 1966 yılında Fusayama tarafından kullanıma sunulduğunu, ancak total-etch fikrinin 1990'larda kabul gördüğünü bildirmişlerdir.

Total-etch sistemlerde, kesilmiş dentin yüzeyine fosforik asit uygulandığında, hidroksiapatitin kalsiyum fosfat bileşeni çözünür. Böylece, intertübüler ve peritübüler dentin bölgeleri, kesilmiş tübülleri ve kollajen fibril ağını çıplak ve

desteksiz bırakarak, genellikle 5-10 µm derinliğe kadar demineralize olur (Jacobsen ve Soderhol, 1995). Kollajen fibrillerin ve dentin tübüllerinin böyle açıkta kalması, adezyonu esas olarak oluşturan mikro-mekanik bağlantı formasyonu oluşumu için gereklidir (Kugel ve Ferrari, 2000).

Bis-GMA, gibi hidrofobik rezin momonomerler ve nispeten daha az hidrofobik olan TEGDMA, bu potansiyel adezyon alanlarına ulaşmak için su ile rekabet edemezler. Bu nedenle, adeziv uygulanmadan önce, içerisinde etanol veya aseton gibi uçucu bir çözücü içerisinde çözünmüş, amfifilik bir rezin monomer olan hidroksi etil metakrilat (HEMA) içeren pimer uygulanır (Jacobsen ve Soderhol, 1995). HEMA, polar hidroksil grubu sayesinde, su molekülleri ile yarışarak, dentinin kollajenleri içerisindeki mikro-gözeneklere ulaşmak için rekabet edebilir (Nakabayashi ve Takarada, 1992; Jacobsen ve Soderhol, 1995; Chersoni ve ark., 2004). Bu amfifilik monomerin hidrofobik parçaları, üzerine başka bir düşük vizkoziteli metakrilat esaslı bonding ajan uygulanıncaya kadar bağlanmadan kalır (Nakabayashi ve Takarada, 1992; Jacobsen ve Soderhol, 1995).

Total-etch adeziv sistemler üç basamaklı ve iki basamaklı olmak üzere iki ana grup altında incelenebilir.

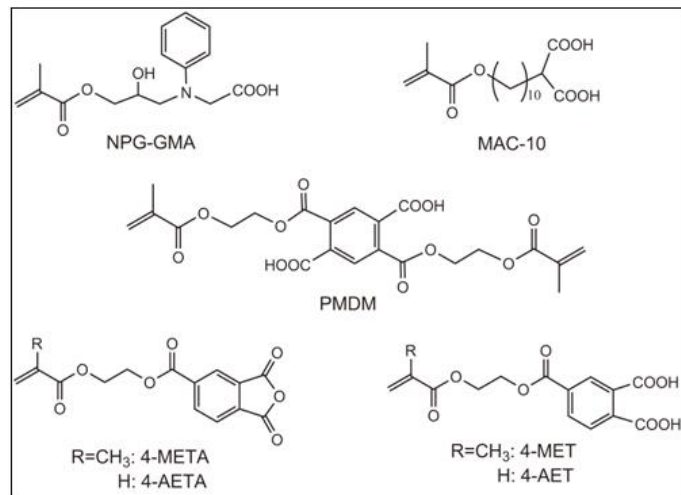
1.3.2.1.1. Üç aşamalı total-etch sistemler: Kimyasal kompozisyonları ve uygulama teknikleri bir materyalden diğerine farklılıklar göstermesine rağmen bu adeziv sistemler üç ana basamak içerirler (Swift ve ark., 1995).

İlk adım, fosforik asit (%30-40'lık) uygulamasıdır. Bu işlem 'inorganik dokuyu' etkileyerek dentin tübüllerini açar, intertübüler ve peritübüler dentini dekalsifiye eder. Daha sonra asit su ile yıkanarak smear tabakası uzaklaştırılır. İkinci adım, bir veya daha fazla bifonksiyonel rezin monomerle birlikte, aseton, etanol ve su gibi çözücülerden biri veya birkaçını içeren primer uygulamasıdır. Üçüncü adımda adeziv sistem uygulanır ve primer uygulanmış dentine penetre olur. Tipik bir adeziv sistem Bis-GMA içerir, ancak birçok adeziv sistem ıslanabilirliği artırmak için daha hidrofilik bir rezin olan HEMA da içermektedir (De Munck ve ark. 2005).

1.3.2.1.2. İki aşamalı total-etch sistemler: Üç basamaklı total-etch sistemlerin uygulama basamaklarını azaltmak amacıyla, üreticiler bu sistemleri basitleştirme yoluna gitmişler ve birçoğu ‘one-bottle’ olarak adlandırılan ve primer ve adeziv sistemi birleştirmeyi amaçlayan tek şişe sistemleri geliştirmişlerdir. Bu sistemler ‘iki basamaklı total-etch’ sistemler olarak da adlandırılabilir. Multi-bottle olarak adlandırılan üç basamaklı total-etch sistemler ile benzer olarak bu sistemler de ilk adım olarak asitle pürüzlendirme gerektirirken, farklı olarak primer ve adeziv sistem aşamaları tek şişede birleştirilmiştir. Tek şişe adeziv sistemler aseton, etanol veya su gibi çözücülerle çözünmüş hidrofilik ve hidrofobik resinlerin karışımını içerir ve bağlanma mekanizmaları üç basamaklı total-etch sistemlerle aynıdır (Lopes ve ark., 2006).

1.3.2.2. Self-Etch Adeziv Sistemler

1990 yıllarının başlarında self-etch primer konsepti Scotchbond 2 (3M) ile tanıtılmıştır. Bu sistemin sadece dentine uygulanmasının tavsiye edilmiştir ve bu nedenle minenin ayrı olarak asitle pürüzlendirilmesi (selective-enamel etching) gerekmektedir (Kandaswamy, 2012).



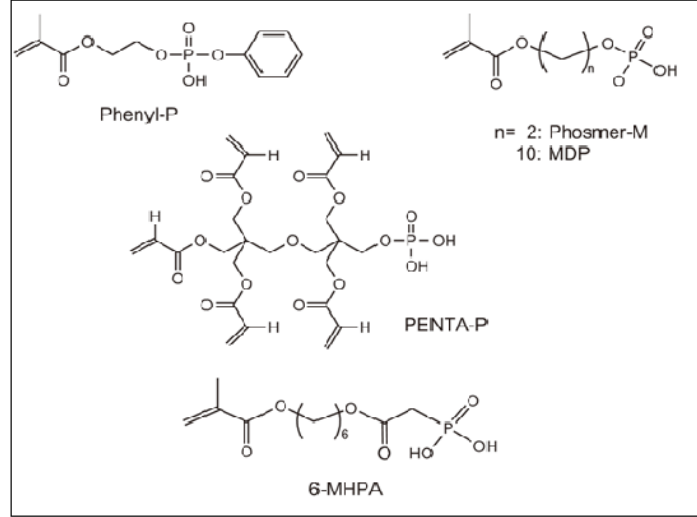
Şekil 1.4. Karboksilik asit tipi adeziv monomerlerin kimyasal yapıları (Ikemura ve ark., 2011).

Geliştirilen self-etch adeziv sistemlerde, yüzey düzenlemesini (asitleme/conditioning) ve primer uygulamasını (priming) eş zamanlı olarak gerçekleştiren polimerize olabilen karboksilik asidik monomerlerin ve fosforik asit monomerlerin kullanılması esasına dayanır (Çizelge 1.1) (Şekil 1.4, 1.5). Bu nedenle self-etch sistemler fosforik asitin mine ve dentinden uzaklaştırılması için teknik hassasiyeti olan yıkama işlemini ortadan kaldırır. En yaygın olarak kullanılan self-etch adeziv sistemler iki aşamayı içerir. Birincisi mine ve dentin yüzeyinin self-etching primer ile düzenlenmesi, ikinci aşama ise adeziv rezinin uygulanmasıdır. Diğer self-etch sistem uygulaması ise adeziv ve self-etch primerin tek şişede toplandığı tek aşamalı self-etch sistemlerdir (Moszner ve ark., 2005).

Çizelge 1.1. Self etch adeziv sistemlerde kullanılan asidik monomerler

Karboksilik Asidik Monomerler	Fosforik Asit Monomerler
NPG-GMA (N-fenilglisin-glisidil metakrilat)	Fenil-P (2-metoksietil fenil hidrojen fosfat)
MAC-10 (11-metakriloyiloksi-1,1-dikarboksilik asit)	2:Phosmer-M (2-metakrilol etil dihidrojen fosfat)
PMDM (piromellitik dianhidrat)	10-MDP (10-metakrilol oksidesil dihidrojen fosfat)
4-META (4-metakriloksietil trimellat anhidrit)	PENTA-P (dipenta eritriol pentaakrilat fosforik asit ester)
4-AETA (4-akriloyiloksietil trimellitit anhidrit)	6-MHPA (6-metakrilol oksihesil fosfonoasetat)
4-MET (4-metakriloyiloksietil trimellitik asit)	

Uygulama adımlarının yanı sıra, self-etch sistemler asitlerinin pH değerlerine göre de güçlü (strong) self-etch, orta (mild) self-etch sistemler olarak alt gruplara da ayrılabilir. Güçlü self-etch adeziv sistemlerin pH değerleri 1 ve altındadır. Dentinde bu asit düzeyi, kollajeni açığa çıkarır ve neredeyse tüm hidroksiapatiti çözer. Orta seviyedeki self-etch sistemlerde pH 2 civarındadır ve dentinde ancak 1 µm derinliğinde demineralizasyon sağlarlar. Bu yüzeyel demineralizasyon sonucu hidroksiapatit kristalleri kollajen ağı tutunmaya devam eder. Total-etch sistemlerin aksine bu sistemler, smear tabakasını tamamen çözmez veya ortadan kaldırmaz (Frankenberger ve ark., 2001; Christensen, 2001; Leinfelder, 2001; Van Meerbeek ve ark., 2001a; 2003).



Şekil 1.5. Fosfor içeren adeziv monomerlerin kimyasal yapıları (Ikemura ve ark., 2011).

1.3.2.3. Cam İyonomer Adeziv Sistemler

Cam iyonomer adeziv sistemler, bağlanma mekanizmaları açısından diğer sistemlerden farklılık gösterir. Daha fazla rezin ekleyerek restoratif materyallerin sulandırılması, rezini diş dokusuna bağlayabilen rezin modifiye cam-iyonomer adeziv sistemlerin gelişimini sağlamıştır. Cam-iyonomer adeziv sistemlerin adezyon mekanizması iki aşamalıdır. İlk aşama, kısa süreli polialkenoik asit uygulamasıdır. Bu uygulama diş yüzeyini demineralize eder, smear tabakasını uzaklaştırır ve 0,5-1 µm derinliğinde yüzey kollajen fibrillerini açığa çıkarır. Polialkenoik asit, geleneksel fosforik aside göre daha az invazivdir ve bu sayede açığa çıkan kollajen fibriller hidroksiapatitten tamamen arınmamışlardır. Kimyasal bağlanma, polialkenoik asidin karboksil grubu ile kollajen fibrillere bağlı kalan hidroksiapatitin kalsiyumu arasındaki iyonik etkileşim ile gerçekleşir (Yoshida ve ark., 2000). Bağlanma kalitesinin artması; preparasyon esnasında oluşan debrisin temizlenmesine, parsiyel demineralizasyon ile oluşan mikropörözitelerin mekanik kilitlenme sağlamasına ve polialkenoik asidin hidroksiapatitle kimyasal etkileşimine bağlanabilir (Van Meerbeek ve ark., 2001b). İkinci aşama hibridizasyon yoluyla mikromekanik bağlanmadır. Kırılan kimyasal bağları tamir etme yeteneği sebebiyle cam-iyonomer adeziv sistemlerin daha üstün kavite örtücülük özelliklerine sahip olduğu ve mikro

sızıntıya daha dirençli olduğu iddia edilmektedir. Ayrıca flor iyonu salabilme yeteneği sayesinde karyostatik özellik gösterebilirler (Mc Lean, 1996).

1.3.3. Adeziv Sistemlerin Kimyasal Bileşenleri

1.3.3.1. Rezin Bileşenler

Adeziv sistemler ile kompozit rezin arasında iyi bir kovalent bağlanma sağlayabilmek için, dental adeziv sistemler kompozit rezinlerin içerdiğine benzer rezin monomerler içerirler (Van Landuyt ve ark., 2007). Monomerler, adezivlerin en önemli bileşenleridir. Temel olarak monomerler ikiye ayrılabilir; iki veya daha fazla polimerize gruba sahip çapraz bağları oluşturan monomerler ve sadece bir tane polimerize olabilen gruba sahip fonksiyonel monomerler (Coessens ve ark., 2001; Van Landuyt ve ark., 2007). Fonksiyonel monomerler polimerizasyon başladığında doğrusal polimerler oluştururken, çapraz bağ yapan monomerler çapraz bağlı polimerler oluştururlar. Doğrusal polimerlerle karşılaştırıldığında çapraz bağlı polimerler; daha iyi mekanik dayanıklılık gösterdiklerinden, adeziv rezinin güçlendirilmesinde önemli bir role sahiptirler (Asmussen ve Peutzfeldt, 2001; Mabilieu ve ark., 2004). Bazı monomerler ise daha karışık moleküler yapıya sahiptir ve birçok polimerize olabilen ve fonksiyonel gruba sahiptir (Venz ve Dickens, 1993). Böylece hem fonksiyonel hem de çapraz bağ yapan monomerler grubundadırlar (PENTA, BPDM, TCB ve PMD) (Atai ve ark., 2004).

Geleneksel olarak primerler hidrofilik fonksiyonel grup içerirken, hidrofobik çapraz bağlayıcılar, takip eden basamakta uygulanmaktadır (üç aşamalı Total Etch, iki aşamalı Self Etch). Üreticilerin adezivleri basitleştirme eğilimleri sonucu fonksiyonel monomerler ve çapraz bağlayıcıların karıştırıldığı adeziv sistemler de piyasaya sürülmüştür (iki aşamalı Total Etch, tek aşamalı Self Etch) (Van Meerbeek ve ark., 1998a). Dental adezivlerde kullanılan monomerler Çizelge 1.2’de gösterilmektedir.

Monomerlerin yapısı, birbirinden farklı üç bölüme ayrılır. Bunlar; ara bağlayıcı (spacer), bu ara bağlayıcı içerisine yerleşmiş bir ya da daha fazla polimerize olabilen gruplar ve fonksiyonel gruplardır (Van Landuyt ve ark., 2007).

Monomerlerin ara bağlayıcıları; fonksiyonel ve polimerize olabilen grupları birbirlerinden ayrı tutmak dışında bir göreve sahip değildir. Ancak monomerlerin ve ortaya çıkan polimerin özellikleri üzerinde önemli etkileri bulunmaktadır (Nishiyama ve ark., 2004a). Ara bağlayıcı; monomerin çözünürlüğünü, ıslatma ve penetrasyon davranışını ve esnekliğini etkiler (Peutzfeldt, 1997).

Çeşitli polimerize olabilen gruplar ve dolayısıyla çeşitli rezin sistemleri mevcuttur. Akrilatlar ve özellikle metakrilat monomerleri en yaygın olanlarıdır. Genel olarak akrilik sistemlerin avantajları kolay radikal polimerizasyon reaksiyonu, tatsız ve renksiz karakterleridir (Oadian, 2004). Akrilat ve metakrilatlar arasındaki temel fark reaktiviteleridir. Metakrilatlara zıt olarak akrilatlardaki çift bağlar çok daha reaktiftir ve biyolojik uyumluluk ve raf ömrü problemlerini de beraberinde getirir (Peutzfeldt, 1997). Ek olarak akrilatlar oksijen inhibisyonuna daha duyarlıdır (Lee ve ark., 2004). Her ikisinde de ester grupları su yıkımına yatkındır (Salz ve ark., 2005b).

Bu problemlerin üstesinden gelmek için metakrilamitler tasarlanmıştır. Ester grubu yerine suya daha dirençli amit grubu içerirler (Nishiyama ve ark., 2004b; Moszner ve ark., 2005; Salz ve ark., 2005a). Polarite bakımından polimerize olabilen grup genelde hidrofobik davranış gösterir (Van Landuyt ve ark., 2007). Fonksiyonel monomerlerin fonksiyonel grupları genellikle hidrofilik özellikler gösterirler. Bu grup ıslatmayı ve dentinin demineralizasyonunu artırmanın yanında, flor salınımında ya da monomerin antibakteriyel özelliklerinde de rol oynar. Adezyonu teşvik eden fonksiyonel monomerler, hidrofilik özelliklerinden dolayı adezivlerin dentine bağlanma dayanıklılığını artırır (Watanabe ve ark., 1994). En sıklıkla kullanılan fonksiyonel monomerler fosfat, karboksil asit ve alkol gruplarıdır (Van Landuyt ve ark., 2007).

Çizelge 1.2. Dental adeziv sistemlerde kullanılan monomerler ve kısaltmaları

MONOMERLER	KISALTMALARI
4-acryloyloxyethyl trimellitate anhydride	4-AETA
4-acryloylethyl trimellitic acid	4-AET
2-acrylamido-2-methyl-1-propanesulfonic acid	AMPS
Bis[b2-(methacryloyloxy)ethyl] phosphate	Bis-MEP
Ethoxylated bisphenol A glycol dimethacrylate	Bis-EMA
Bisphenol A diglycidyl methacrylate	Bis-GMA
Biphenyl dimethacrylate or 4,4'-dimethacryloyloxyethyloxycarbonylbiphenyl-3,3'-dicarboxylic acid	BPDM
Di-2-hydroxyethyl methacryl hydrogenphosphate	Di-HEMA phosphate
Dimethylaminoethyl methacrylate	DMAEMA
Ethyl 2-[4-(dihydroxyphosphoryl)-2-oxabutyl]acrylate	EAEPa
Ethyleneglycol dimethacrylate	EGDMA
Glycerol dimethacrylate	GDMA
Glycerol phosphate dimethacrylate	GPDM
1,6-hexanediol dimethacrylate	HDDMA
2-hydroxyethyl methacrylate	HEMA
2-hydroxyethyl methacryl dihydrogenphosphate	HEMA-phosphate
Hexafluoroglutaric anhydride-glycerodimethacrylate adduct	HFGA-GMA
2-hydroxypropyl methacrylate	HPMA
Methacrylic acid	MA
2,4,6 trimethylphenyl 2-[4-(dihydroxyphosphoryl)-2-oxabutyl]acrylate	MAEPa
11-methacryloyloxy-1,1'-undecanedicarboxylic acid	MAC-10
10-methacryloyloxydecyl dihydrogenphosphate	10-MDP
Methacryloyloxydodecylpyridinium bromide	MDPB
4-methacryloyloxyethyl trimellitate anhydride	4-META
4-methacryloyloxyethyl trimellitic acid	4-MET
Methyl methacrylate	MMA
Mono-2-methacryloyloxyethyl phthalate (sometimes also called PAMA: phthalic acid monomethacrylate)	MMEP
N-methacryloyl-5-aminosalicylic acid	5-NMSA (or MASA)
N-phenylglycine glycidyl methacrylate	NPG-GMA
N-tolylglycine glycidyl methacrylate or N-(2-hydroxy-3-((2-methyl-1-oxo-2-propenyl)oxy)propyl)-N-tolyl glycine	NTG-GMA
Polyethylene glycol dimethacrylate	PEGDMA
Pentamethacryloyloxyethylcyclohexaphosphazene monofluoride	PEM-F
Dipentaerythritol pentaacrylate monophosphate	PENTA
2-(methacryloyloxyethyl)phenyl hydrogenphosphate	Phenyl-P
Pyromellitic diethylmethacrylate or 2,5-dimethacryloyloxyethyloxycarbonyl-1,4-benzenedicarboxylic acid	PMDM
Pyromellitic glycerol dimethacrylate or 2,5-bis(1,3-dimethacryloyloxyprop-2-yloxycarbonyl)benzene-1,4-dicarboxylic acid	PMGDM
Tetramethacryloyloxyethyl pyrophosphate	Pyro-EMA
Butan-1,2,3,4-tetracarboxylic acid di-2-hydroxyethylmethacrylate ester	TCB
Triethylene glycol dimethacrylate	TEGDMA
Trimethylolpropane trimethacrylate	TMPTMA
Urethane dimethacrylate or 1,6-di(methacryloyloxyethylcarbonyl)-3,3',5'-trimethylhexaan	UDMA

Hidrofilik davranış gibi birkaç faktöre bağlı olarak, metakrilat monomerleri sulu çözelti içerisinde hidrolize yatkındır. Sadece ester grubu değil fonksiyonel monomerler içinde bulun fosfat ve karboksil grupları da hidrolize olabilir (Van Landuyt ve ark., 2007).

Dönüşüm derecesi; oluşan polimer zincirinin fizikomekanik dayanıklılığında belirleyici rol oynar. Dönüşüm, hiçbir zaman tam olarak gerçekleşmez ve dental kompozitler ve adezivlerde daha düşük olarak kabul edilir (Rueggeberg ve ark., 1997; Pianellive ark., 1999). Özellikle basitleştirilmiş adezivlerde dönüşüm derecesinin düşük olduğu belirtilmiştir (Cadenaro ve ark., 2005; Nunes ve ark., 2006). Düşük mekanik direnç yanında yüksek geçirgenliğe (Cadenaro ve ark., 2005), daha fazla su emilimine (Soh ve ark., 2004a), daha fazla nanosızıntıya (Tay ve ark., 2004), diş-kompozit bağının yıkımına ve artık monomerlerin daha fazla ayrışmasına neden olmaktadır (De Munck ve ark., 2005). Tüm bu etkenler adezivlerin biyouyumluluğunu azaltırlar. Polimerizasyon, oksijen inhibisyon tabakasının oluşumu nedeniyle (Rueggeberg ve Margeson, 1990; Gauthier ve ark., 2005), dentinde bulunan su ve artık çözücülerin sebebiyle (Cardoso ve ark., 2005; Nunes ve ark., 2005) inhibe olur.

1.3.3.2. Polimerizasyon Başlatıcı Sistemler

Adeziv tabakanın iyi mekanik özellikler kazanması ve optimum dönüşüm derecesi elde edilebilmesi için (Yoshida ve Greener, 1994) ve kompozit rezinin uygulanması sırasında oluşabilecek bağlayıcı ajanın aşırı incelmesini önlemek için adeziv sistemlerin, kompozit rezinin kaviteye uygulanmasından öncen iyi şekilde polimerize edilmelidir (Van Landuyt ve ark., 2007). Dental rezinlerde bulunan monomerler radikal polimerizasyon reaksiyonu ile polimerize olurlar (Munmaya ve Yagci, 1998; Matyjaszewski ve Davis, 2002). Bu reaksiyonu başlatmak için küçük miktarlarda başlatıcı gereklidir (O dian, 2004). Başlatıcılar genellikle düşük ayrışma enerjisine sahip atomik bağlar yapabilen, belli durumlar altında serbest radikal oluşturabilecek moleküllerdir (O dian, 2004).

Radikaller; termal, fotokimyasal ve redoks yöntemleriyle oluşturulabilir (Oadian, 2004). Kompozit materyaller ve adezivlerde redoks ve foto aktivasyonlu başlatıcılar kullanılmaktadır. Foto başlatıcılar elektromanyetik enerjiyi emerken, redoks başlatıcılar ise farklı bir bileşenin katılımını gerektirir (kimyasal veya kendiliğinden polimerizasyon). Işıkla polimerizasyon ile kendi kendine gerçekleşen polimerizasyon arasında seçim adeziv sistemin amacına bağlı olarak değişir. Işık ile başlayan polimerizasyonun avantajı reaksiyonun başlama kontrolünün kolaylığıdır. Ancak, ışığın bağlayıcı ajana ulaşmasının zor olduğu durumlarda ise kendiliğinden polimerize olabilen sistemler daha uygundur. Genel olarak kompozit rezinlerin adeziv sistemleri foto başlatıcılar, rezin bazlı simanlar kimyasal başlatıcı içerirler. Her ikisini içeren sistemler dual-polimerize (dual-cure) sistemler olarak adlandırılır (Van Landuyt ve ark., 2007).

Foto başlatıcılar birkaç mekanizma yoluyla serbest radikal oluşturabilseler de genellikle keton ($C=O$) içerirler ve ketonun elektronları gerekli dalga boyunu soğurduklarında bir üst yörüngeye geçerler (Park ve ark., 1999). Adeziv sistemlerde kullanılan foto başlatıcılar; kamferokinon, 1-fenil-1,2 propandiyon (PPD) ve asilfosfin oksitlerdir [(2,4,6-trimetilbenzol) difenilfosfinoksit (TPO), monoasilfosfin, bis(2,4,6btrimetilbenzoil)-fenilfosfin oksit, Irgacure 819 (Ciba-Geigy)] (Van Landuyt ve ark., 2007).

Kimyasal başlatıcılar genelde simanlarda ve tek başına ışıkla polimerize olamayan adezivlerde kullanılır. Kendi kendine polimerize olan rezinlerde en sık kullanılan kimyasal başlatıcı tersiyer aminle bağlı benzoilperoksittir (BPO) (Hazlewood ve Davies, 1996; Salz ve ark., 2005a). Tri-n-butil boran (TBB) ise otoksidasyon yoluyla serbest radikal oluşturan oldukça reaktif bir bileşiktir (Van Landuyt ve ark., 2007).

1.3.3.3. İnhibitörler

Dental rezinlerde önleyiciler, polimerizasyon başlatıcılarının erken reaksiyonu sonucu radikal oluşumunu önlemek amacıyla eklenmektedir. Farklı saklama koşullarında bazı başlatıcı molekülleri bozulabilir ve kendiliğinden tepkimeye

girebilir. İnhibitörler, bu kendiliğinden gelişen tepkimeyi engeller. Dolayısıyla adeziv raf ömrünü de uzatır (Van Landuyt ve ark., 2007).

Adeziv sistemlerde sıklıkla kullanılan önleyiciler butilhidroksitoluen (BHT) ve monometil eter hidrokinondur (MEHQ). Hidrofobik adeziv rezin ve kompozitlerde en sık kullanılanı BHT'dir (Van Landuyt ve ark., 2007).

1.3.3.4. Adeziv Sistemlerde Kullanılan Çözücüler

Adeziv sistemlerin dentine bağlanması için çözücü ilavesi kaçınılmazdır. Dentinin nemli doğası gereği iyi bir ıslanma için hidrofilik bağlayıcı uygulaması gereklidir (Watanabe ve ark., 1994). Bir yandan hidrofilik monomer ilavesi, bir yandan da çözücü eklenmesi sonucunda, adezivlerin ıslatma özelliği oldukça gelişir (Oadian, 2004). Primer ve/veya adeziv rezinin düşük viskozitesi, monomerlerin çözücü içerisinde çözülmesinden kaynaklanır ve mikro tutucu diş yüzeyine difüzyonu artırır. Total etch adeziv sistemlerde çözücünün temel görevi kollajen ağına iyi bir monomer penetrasyonu sağlamaktır (Nakajima ve ark., 2002). Hava ile kurutulmuş dentinde çözücü, çökmüş kollajen ağını tekrar genişletebilmelidir (Jacobsen ve Soderholm, 1995; Frankenberger ve ark., 2000). Self etch adeziv sistemlerde asidik monomerlerin iyonizasyonu için çözücü olarak su kullanılması kaçınılmazdır (Tay ve ark., 2002; Hiraishi ve ark., 2005).

Çözücüler bir ya da birden çok maddeyi çözme ve yayma kapasitesine sahip maddelerdir (Morrison ve Boyd, 1973). Çözücü bir sıvı ya da katıyı çözdüğünde, molekül veya iyonlar birbirinden ayrılır ve aralarındaki boşluk çözücü tarafından doldurulur. Çözünen moleküllerdeki bağları kırabilecek enerji, çözünen parçacıklarla çözücü molekülleri arasındaki bağın oluşumuyla sağlanır; eski moleküller arası kuvvetler yenileriyle değişir. Moleküllerin çözünebilirlik karakteristikleri temelde polariteleriyle belirlenir. Polar olmayan ya da zayıf polar bileşikler; polar olmayan ya da zayıf polar çözücülerde çözünürler. Çözücünün polaritesi dipol momenti ve dielektrik sabiti tarafından belirlenir. Çözücüler polaritelerine göre üç kategoride sınıflandırılır: polar protik, dipolar aprotik ve apolar çözücüler. Polar protik

çözücüler güçlü hidrojen bağları yapabilen hidroksil grupları içerirler. Örnek olarak; su ve etanol verilebilir. Polar aprotik çözücüler hidroksil grubuna sahip değildir fakat büyük dipol momentleri vardır. Genel olarak keton grubu içerirler. Tipik örneği asetondur. Apolar çözücüler düşük dielektrik sabiti ve dipol momentine sahiptir. Çözücünün polaritesi raf ömrünü belirlemede önemlidir (Van Landuyt ve ark., 2007).

Adeziv sistemlerde en sık kullanılan çözücüler su, etanol ve asetondur. Bu organik çözücülerin adeziv sistemlerde kullanılmasının nedeni; ucuz olması, piyasada yaygın olarak bulunması ve biyolojik uyumlulukları ile açıklanabilir (Van Landuyt ve ark., 2007).

Çözücülerin en önemli karakteristikleri; dipol momenti, kaynama noktası, çözücünün buhar basıncı ve hidrojen bağlama kapasitesidir. Buhar basıncı dış yüzeyine uygulanan adezivdeki çözücünün buharlaşması açısından önemlidir (Abate ve ark., 2000; Ikeda ve ark., 2005).

Hidrojen bağlama kapasitesinin dehidratasyonu sonrası çökmüş kollajeni açmada önemli olduğu gösterilmiştir (Pashley ve ark., 2001) Hidrojen bağı yapmaya yüksek eğilimli çözücüler kollajen ağını büzüşmüş halde tutan hidrojen bağlarını ve diğer kuvvetleri kırabilir (Van Landuyt ve ark., 2007).

1.3.3.4.1. Su

Su yüksek dielektrik sabitine sahip, iyon kafeslerini çözebilen yüksek derecede polar bir bileşiktir. Yüksek çözebilirliği güçlü hidrojen bağları yapabilmesinden kaynaklanmaktadır. Ancak monomerler gibi organik bileşikler için zayıf bir çözücüdür. Bu güçlük etanol ya da aseton ilavesiyle aşılabılır (Van Landuyt ve ark., 2007).

Self etch adeziv sistemlerde asidik monomerleri iyonize etmek için su vazgeçilmez bir bileşiktir. Ancak yardımcı çözücü konsantrasyonu artıkça oluşacak proton sayısı

da azalacaktır (Morrison ve Boyd, 1973). Total etch adeziv sistemlerde su çökmüş kollajen ağını yeniden genişletebilir (Carvalho ve ark., 1996; Carvalho ve ark., 2003). Yüksek dielektrik sabiti sayesinde sadece su kollajen fibrilleri arasındaki hidrojen bağlarını kırabilir (Maciel ve ark., 1996; Van Meerbeek ve ark., 1998b; Nakaoki ve ark., 2000; Carvalho ve ark., 2003). Hem yüksek kaynama noktası hem de düşük buhar basıncı nedeniyle suyun adeziv solüsyon uygulandıktan sonra uzaklaştırılması güçtür. Ek olarak, suyun gaz hali ile sıvı hali arasındaki dengenin sıvı halden yana olması da ağız içerisindeki buharlaşmayı daha da azaltır. Ayrıca HEMA gibi monomerlerin suyun buhar basıncını daha da düşürerek suyun uzaklaşmasının önleyebildiği gösterilmiştir (Pashley ve ark., 1998). Adeziv rezindeki fazla su, su blisterlerinin tutulması nedeniyle bağlanma dayanıklılığını düşürür (Tay ve ark., 1998).

1.3.3.4.2. Etanol

Etanol de su gibi hidrojen bağları yapabilen polar bir çözücüdür. Ancak çok daha düşük dielektrik sabiti nedeniyle daha az polar çözünen monomerler için daha uygun bir çözücüdür. Suya kıyasla daha yüksek buhar basıncına sahip olması, hava kurutması sırasında daha iyi bir buharlaşma sağlar. İlave olarak su-alkol karışımları azeotropiktir (Morrison ve Boyd, 1973; Moszner ve ark., 2005). Bu demektir ki su ve alkol arasında oluşan hidrojen bağları tek başına suya göre daha fazla buharlaşma sağlar (Maciel ve ark., 1996). Bu özellik; etanolün, hava ile kurutma sonrasında fibriller arası boşluğu nasıl koruduğunu da açıklayabilir (Carvalho ve ark., 2003). Etanol, karboksilik asit türevi monomerler için uygun değildir. Karboksilik asitle, alkoller esterleşerek asidik fonksiyonel monomerin inaktivasyonuna neden olabilir (Van Landuyt ve ark., 2007).

1.3.3.4.3. Aseton

Asetonun yüksek dipol moment ve göreceli düşük dielektrik sabiti, polar ve apolar bileşikler çözebilmesine olanak tanır. Bu nedenle hidrofobik ve hidrofilik içerikleri bir arada barındıran adezivler için iyi bir çözücüdür. Etanole kıyasla dört kat daha

fazla buhar basıncı önemli bir avantajdır. Ancak yüksek uçuculuğu raf ömrüyle ilgili sakıncaları da beraberinde getirebilir. Aseton sıklıkla tek başına kullanılmakla beraber self etch adeziv sistemlerde su ile birlikte yardımcı çözücü olarak kullanılır. Etanole benzer olarak; aseton ve su azeotrop yaparlar. Ketonlarla oluşan hidrojen bağları, alkollere kıyasla daha düşük olsa da yüksek dipol moment ve mükemmel buharlaşma özelliklerinden dolayı asetonun suyu uzaklaştırıcı etkisi oldukça iyidir (Abate ve ark., 2000) ve asetonun “su kovucu” etkisi olarak adlandırılır (Jacobsen ve Soderholm, 1995). Aseton düşük hidrojen bağlama kapasitesinden dolayı çökmüş kollajen ağını yeniden genişletme kapasitesine sahip değildir (Pashley ve ark., 2002).

1.3.3.5. Adeziv Sistemlere Eklenen Doldurucular

“Nano” kelimesi yunanca kökenli olup metrenin milyarda biri (1 nanometre = 10^{-9} metre) anlamına gelir. Nanoteknoloji, nanometre ölçeğindeki fiziksel, kimyasal ve biyolojik olayların anlaşılması, kontrolü ve üretimi amacıyla, fonksiyonel materyallerin, cihazların ve sistemlerin geliştirilmesidir. Nano ölçekteki maddelerin manipülasyonu ile bilim ve teknolojide yeni ufuklar açılmaya başlanmıştır. Nanoteknoloji aynı zamanda moleküler nanoteknoloji ya da moleküler mühendislik olarak da bilinir; fonksiyonel materyallerin ve yapıların birçok fiziksel veya kimyasal metotla 0,1-100 nanometre arasında üretilmesidir (Kirk ve ark., 1991) Materyallerin yapılarının nanoteknoloji ile manipüle edilerek elektriksel, kimyasal, mekanik ve optik özelliklerinde gelişme sağlayabilmek amacıyla nano materyallerin kullanım fikri önemli bir oranda artış sağlamıştır (Whitesides ve Christopher Love, 2001).

Adeziv sistemlere eklenen doldurucular, sferik cam doldurucular, silikatlar, nanometre boyutunda pirojenik silikalar ve iyon filtrelenmiş cam doldurucular gibi çeşitlilik göstermektedir (Tay ve ark., 1999; Tay ve ark., 2001; Inoue ve ark., 2001).

Dış hekimliğinde yaygın olarak kullanılan adeziv sistemlerin büyük bir kısmı adeziv tabakanın mekanik özelliklerinin artırılması için nano doldurucular içermektedir (Kim ve ark., 2005; Van Landuyt ve ark., 2007). Adeziv sistemlerin doldurucu

içerikleri clusterlardan ve topaklanan clusterlardan meydana gelir (Osorio ve ark., 2012).

Adeziv sistemlere doldurucuların eklenmesinin birçok nedeni bulunmaktadır. Adeziv rezin tabakası, düşük elastik modülü ve gerilim dayanımı nedeniyle kompozit rezin ve diş arasında zayıf bir bağlantı olarak kabul edilmektedir (Bae ve ark., 2005). Adeziv sistemlere doldurucuların eklenmesinin adeziv tabakasının güçlendirebileceği savunulmaktadır (Kim ve ark., 2005). Adeziv sistemlere doldurucuların eklenmesinin bir başka nedeni de, üreticilerin adezivin viskozitesinde değişiklikler yapabilmesidir (Van Landuyt ve ark., 2007).

Çok ince bir adeziv tabakası, oksijen inhibisyonuna bağlı olarak rezin içerisinde polimerizasyonun tamamlanmamasına neden olabilir. Doldurucu içeren adeziv sistemlerin hava ile inceltilmesi sonrasında bile daha kalın adeziv tabakası oluşturduğu gösterilmiştir (Perdigão ve ark., 1996; Frankenberger ve ark., 2002). Bununla beraber, daha kalın bir adeziv tabakası daha yüksek elastikiyete sahip olacağından büzülme streslerine karşı koyabilen bir tabaka oluşturabilir (Kemp-Scholte ve Davidson, 1990; Van Meerbeek ve ark., 1993). Kimyasal kompozisyonlarına bağlı olarak doldurucular, florür salabilir ve radyo opasite gösterebilir (Van Landuyt ve ark., 2007).

Adeziv rezinlere, kompozit rezinlerden farklı olarak daha az doldurucu eklenebilmektedir. Adeziv rezinlerde doldurucu oranının artırılması viskoziteyi artıracığından bağlayıcının yüzeyi ıslatabilirliğini tehlikeye sokar. Üç aşamalı total etch adeziv sistemler ve iki aşamalı self etch adeziv sistemlere, primer ve/veya asidik monomerlerle kombine edilen iki aşamalı total etch adeziv sistemler ve tek aşamalı self etch adeziv sistemlere oranla daha fazla doldurucu eklenebilmektedir. Bazı adeziv rezinlere ağırlıkça %50 oranında doldurucu eklenebilmektedir (Perdigão ve ark., 1996).

Adeziv sistemlere eklenen doldurucu partiküllerin boyutları rezinin dentin tübüllerine ve kollajen ağına penetrasyonunda anahtar rolü üstlenmektedir. Asit

uygulama sonrası demineralize kollajen ağının interfibriler aralığı 20 nm'ye kadar ulaşmaktadır. Bu nedenle eklenen doldurucuların boyutu 20 nm'den azdır (Van Landuyt ve ark., 2007).

Doldurucuların kompozisyonları göz önünde bulundurulduğunda rezinin radyo opasitesini sağlamak için baryum ve stronsiyum gibi ağır metal atomları içerirler. Fakat adeziv sistemlere eklenen doldurucular belirli bir seviyeye kadar eklenebildiğinden klinik açıdan etkili bir radyo opasite sağlayamayabilirler (Van Landuyt ve ark., 2007).

Bazı markalar, florür salınımı için ürünlerine florin içeren reaktif silikat cam doldurucular eklemektedirler. Asidik monomerlerin, su içerisinde floro alümino silikat cam partikülleri (proton toplayıcıları) ile reaksiyona giren proton donörleri olarak fonksiyon gösterdiği ve tipik bir cam iyonomer asit baz reaksiyonu oluşturduğu varsayılmaktadır. Ardından floro alümino silikat cam ile rezin arasında kimyasal bir bağ oluşabilir ve florür salınabilir (Van Landuyt ve ark., 2007). Bağlayıcı ajanlardan flor salınımının klinik yararının ve tekrarlayan çürükler üzerine etkisinin yine de kanıtlanması gerekmektedir (Ferracane ve ark., 1998).

1.3.3.6. Özel İçerikler

Üreticiler bazen belirli maddeleri adezivlere eklemektedir. 3M ESPE firmasının adeziv sistemleri polialkenoik kopolimer içerebilmektedir (Adper Prompt, Single Bond, Scotchbond Multipurpose, 3M ESPE, USA). Bu polimerin ilavesindeki amaç daha iyi bir nem kontrolü sağlamaktır (Van Meerbeek ve ark., 1996; Spencer ve ark., 2000).

Adeziv sistemlere eklenen diğer özel bir bileşik de gluteraldehitir. Diş hekimliğinde hassasiyet giderici olarak kullanılmaktadır. Gluteraldehit bu etkisini, dentin kollajeninin denaturasyonu (Ritter ve ark., 2001; Ergücü ve ark., 2005) ve dentin tübüllerini tıkamak sureti ile göstermektedir.

Son yıllarda adezivlere antibakteriyel ajanların ilavesi popüler bir yaklaşımdır. Bu ajanların eklenmesindeki esas amaç, kompozit dolgunun altında tekrarlayan çürükleri önlemektir. Adeziv sistemlere eklenen antibakteriyel ajanlar; MDPB monomeri, florid doldurucular ve parabenlerdir (Adper Prompt-L-Pop, 3M ESPE). Bazı üreticiler adezivlerine basit florin bileşikler de eklemektedir. Pime&Bond NT (DENTSPLY) setilamin hidroflorid içermektedir (Van Landuyt ve ark., 2007).

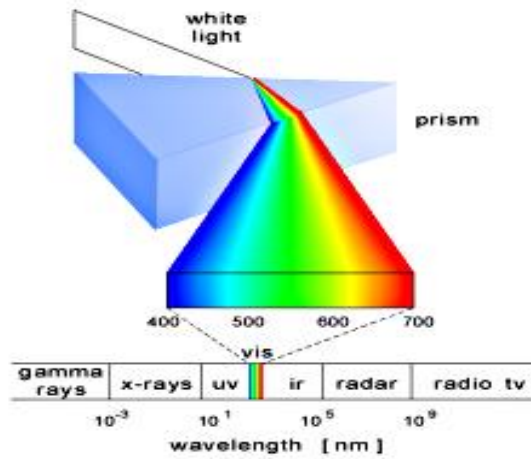
Bazı üreticiler self etch adeziv sistemlere boyalar eklenmektedir (One-up Bond F, Tokuyama Japan; Tyrian SPE, Bisco, USA). Bu boyaların kullanımı iki bileşenin karışımının görsel kontrolünü sağlamak içindir (Moszner ve ark., 2005). Işık uygulaması sonrasında adeziv renksiz hale geçer (Van Landuyt ve ark., 2007).

Bazı adezivler monomer olmayan asit ilavesi içerir. Syntac (Ivoclar-Vivadent), maleik asit içerir ve bu asit primeri daha asidik hale getirir. Benzer olarak Absolute (DENTSPLY Sankin) içerisinde silisik asit bulunmaktadır (Van Landuyt ve ark., 2007).

1.4. GÖRÜNÜR IŞIK POLİMERİZASYON CİHAZLARI

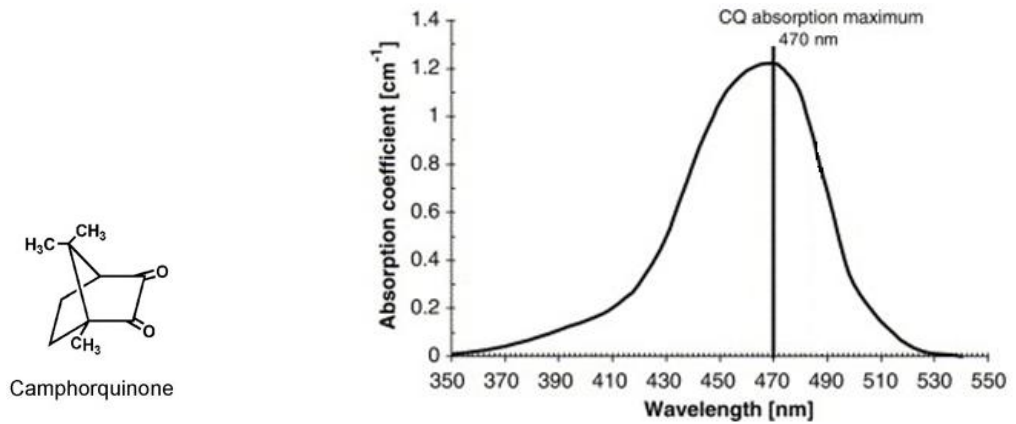
Kimyasal olarak sertleşen kompozitler zaman içerisinde yerini ışıkla sertleşen kompozitlere bırakmıştır. Kompozit rezinlerin, ışık ile polimerize edilebilmesi hekimlere yeterli çalışma zamanı, istenilen morfolojiyi sağlayabilme ve farklı tonlardaki kompozitlerin tabaka halinde uygulanması gibi birçok kolaylık sağlamıştır (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003).

Işık, 400-700 nm aralığında dalga boyuna sahip elektromanyetik bir ışımadır (Şekil 1.6). Bu ışımının ana karakteristiği insan beyni tarafından görüntüye dönüştürülebilmesidir. Işık; dalga boyu (ışığın rengi ile alakalı), ışıma miktarı ve yoğunluğu (örneğin yüzey alanına denk gelen güç) ile karakterizedir (Jiménez-Planas ve ark., 2008).



Şekil 1.6. Görünür ışık ve ışık spektrumu (Spectral Color Resarch, 2010).

Işıkla polimerizasyon 400-500 nm'lik elektromanyetik dalga boylarında başlamaktadır. En sık kullanılan foto başlatıcı olan kamferokinonun ışık absorpsiyon spektrumunu da bu aralıktadır ve 470 nm'de pik yapar (Şekil 1.7) (Council on Dental Materials, Instruments and Equipment, 1985; Peutzfeldt ve ark., 2000).



Şekil 1.7. Kamferokinon (Hu ve ark., 2012) ve absorpsiyon eğrisi (Wenigera ve ark., 2005).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu, polimerizasyon başlatıcılar tarafından absorbe edilen enerjiyle başlamaktadır. Enerji, uygulanan bölgedeki ışığın gücü ve ışık uygulama süresini içeren bir birimdir. Geleneksel kompozitlerde, 40 s boyunca 400 mW/cm² ışık gücündeki ışığın uygulaması ile yeterli enerji sağlanır ve polimerizasyon gerçekleşir. Bu enerji; uygulanan ışığın gücüyle, uygulama süresinin çarpılması sonucu hesaplanır ($400 \text{ mW/cm}^2 \times 40 \text{ s} = 16 \text{ joule/cm}^2$) ve enerji density (ED) olarak adlandırılır (Asmussen ve Peutzfeldt, 2005). Bir çok çalışma ED'nin bir

kompozit rezinin özelliklerini etkileyen ana faktör olduğunu belirtmiştir (Ferracane ve Berge, 1995; Davidson-Kaban ve ark., 1997; Yap ve Seneviratne, 2001). Kompozit rezininin maksimum polimerizasyonu için gereken minimum enerji yoğunluğuna ise Energy for Optimum Polimerization (EOP) denir (Vargas ve ark., 1998).

Kompozit rezinlerde klinik olarak meydana gelen başarısızlıkların büyük bir bölümü polimerizasyon sırasında oluştuğundan (Katona ve ark., 1996) ve polimerizasyonun oluşumu ışık cihazı ve ışığın uygulandığı teknikle bağlantılı olduğundan, polimerizasyon lambaları pratik diş hekimliğinde anahtar rolü üstlenmektedir (Jiménez-Planas ve ark., 2008). Zaman içerisinde kompozit sistemlerin yanı sıra piyasaya çıkarılan çeşitli ışık cihazlarının sayılarında da artış olmuştur (Mc Cabe ve Carrick, 1989).

Bir maddenin herhangi bir noktasına ulaşan ışımanın miktarı birkaç farklı etkene bağlıdır:

- Işığın çıkış yoğunluğu: Ampul gücünün yoğunluğu ve ışık ucunun çapı ile azaltılıp artırılabilir (Jiménez-Planas ve ark., 2008).
- Uygulama süresi: Ortaya çıkan ışık gücü; meydana gelen ışığın yoğunluğunun zamanla çarpımı olduğundan (Abate ve ark., 2001; Sakaguchi ve Ferracane, 2001; Yap ve Seneviratne, 2001; Hofmann ve ark., 2002a), aynı enerji yüksek yoğunluklu ışık cihazları kullanıldığında süre kısaltılarak veya düşük yoğunluklu ışık cihazları kullanıldığında süre artırılarak da elde edilebilir (Jiménez-Planas ve ark., 2008).
- Işık kaynağının materyale olan uzaklığı: Işığın bir kısmı içerisinden geçtiği hava tarafından absorbe edildiğinden, hedeflenen yüzeye ulaştığında yoğunluğu azalmaktadır (Jiménez-Planas ve ark., 2008).
- Polimerizasyon derinliği: Işık rezin materyaller tarafından absorbe edileceğinden, daha derin bölgelerde gereken enerjinin, ışık uygulama süresi boyunca yeterli olması gerekmektedir (Jiménez-Planas ve ark., 2008).

- Hedef rezin materyal ile ışık kaynağı arasındaki elementlerin varlığı: Hem dış sert dokularının hem de dental materyallerin ışığı absorbe etmesi ve yansıtması nedeniyle, polimerizasyon büzülmesinin yönünün kontrolü yerine ışık yoğunluğunun artırılması ile daha iyi sonuçlar elde edilmektedir (Losche, 1999; Jiménez-Planas ve ark., 2008).

Kompozit rezinlerin, adezivlerin, fissür sealentların ve rezin içerikli simanların ışıkla polimerizasyonunu sağlayabilmek amacı ile çeşitli görünür ışık cihazları geliştirilmiştir (Yazıcı ve ark., 2006). Üreticiler ışık ile polimerizasyonun sağlanması amacı ile ultraviyole (UV), Argon Lazerler, Kuartz Tungsten Halojen, “Light Emitting Diode” (LED) ve Plazma ark (PAC) gibi farklı ışık cihazlarının gelişimine katkıda bulunmuşlardır. Günümüzde en yaygın kullanılan ışık cihazları Kuartz Tungsten Halojen ve LED ışık cihazlarıdır (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003).

1.4.1. Ultraviyole (UV) Işık Cihazları

Işık ile aktive olan ilk kompozitlerde UV ışığı kullanılmıştır. Bu ışığın dalga boyu 320-365 nm arasındadır. UV ışığı ile aktive edilen kompozitlerin foto başlatıcıları benzoin metil eterdir. Kompozitlerin polimerizasyon derinliği bu sistemlerde yetersiz olduğu için UV ışık kaynaklarının yerini görünür mavi ışık kaynakları almıştır. Ayrıca, UV ışığın hem hekim hem de hasta için cilt ve göz dokuları üzerine zararlı fototoksik etkileri olabileceği düşünülmektedir (Newman ve ark., 1983; McCabe ve Walls, 2000; Craig ve Powers, 2002).

1.4.2. Argon Lazer

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için ısı enerjisini ışık enerjisine dönüştüren, 400-500 nm ışık dalga boyuna ve kısa uygulama süresine sahip argon lazer üniteleri kullanılmaktadır (Midda ve Harper, 1991; Vargas ve ark., 1998; Rueggeberg ve ark., 2000). Lazerlerin geleneksel halojen ışık cihazlarına göre daha iyi polimerizasyon

sağladığı (Perry ve ark., 2000) ve polimerize edilmiş kompozitlerin elastik modüllerinin, yüzey direncinin artması gibi fiziksel özelliklerinde gelişmeler sağlandığı açıklanmıştır (Tarla ve ark., 1995). Tarle ve ark. (1995) lazerin geleneksel ışık cihazlarına göre, rezin materyallerde daha fazla polimerizasyon sağladığını bildirmişlerdir. Fakat bu ünitelerin büyük boyutları, maliyetlerinin fazla olması ve kullanım esnasında çevre dokulara zararının dikkat edilmediği takdirde yüksek olması gibi dezavantajları bulunmaktadır (Midda ve Harper, 1991; Myers, 1991).

1.4.3. Plazma Ark (PAC) Işık Cihazları

Uzun bir ışık uygulama süresinin hasta ve hekim için sıkıntı yaratması ve maliyeti yükseltmesi, çocuk hastalarda pratik olmaması gibi nedenlerle daha etkili bir ışık cihazı arayışı sonucu Plazma Ark ışık cihazları geliştirilmiştir (Stritikus ve Owens, 200; Park ve ark., 2002; Thind ve ark., 2006). Bu cihazlar plazma enerjisini yüksek frekanslı bir elektriksel alan kullanarak üretirler (Oyama ve ark., 2004). Kullanılan xenon ampul QTH ampulüne kıyasla daha fazla ısınarak büyük miktarlarda ultraviyole ve infrared ışıması yapar. Açığa çıkan ışığı 380-500 nm arasında dalga boyuna sahip ışığa dönüştürebilmek için halojen ışık cihazlarında olduğu gibi filtreye ihtiyaç duyarlar. Hofman ve ark. (2000) ve Manhart ve ark. (2002) PAC ışık cihazlarının, yüksek ışık yoğunluğu ve kısa ışık uygulama süresi ile diş hekimleri için zamandan tasarruf sağladığını belirtmişlerdir. PAC ışık cihazları 1800 mW/cm² den daha fazla çıkış gücüne sahiptir (Oesterle ve ark., 2001). Üretici firmalar ışık uygulama süresini 2 mm kompozit tabakası için 3 s olarak açıklamışlardır. Fakat bazı çalışmalar yüksek yoğunluklu ışık cihazlarının kısa süreli uygulanmalarının kompozit rezinin sertliğini ve polimerizasyon derecesini önemli ölçüde düşürdüğünü göstermiştir (Rueggeberg ve Ergle, 2000; Peutzfeldt ve ark., 2000; Klocke ve ark., 2002; Schneider ve ark., 2005). Peutzfeldt ve ark. (2000) ve Klocke ve ark. (2002) 3 s uygulama yerine 6 veya 9 s sürelerde kullanımının kompozit rezinlerin polimerizasyonu için yeterli olabileceğini belirtmişlerdir. Bunun yanı sıra PAC ışık cihazları; oldukça pahalı olmaları, portatif olmamaları ve yapılarının karmaşık olması gibi dezavantajlara sahiplerdir (Clinical Research Associates, 2002).

1.4.4. Light Emitting Diode (LED) Işık Cihazları

QTH ışık cihazlarındaki olumsuzlukların üstesinden gelebilmek için yakın zamanda light-emitting diode (LED) ışık kaynakları diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin polimerizasyonu için alternatif enerji kaynağı olarak gündeme gelmiştir (Mills, 1995; Hussey ve ark., 1995; Campregher ve ark., 2007). LED'ler ışığı, güçlendirilmiş yarı iletken bağlantıları kullanarak üretirler (Campregher ve ark., 2007). Bu cihazların ampullerinin ömrünün 10.000 saat olması, düşük enerji tüketimleri sayesinde şarj edilebilmeleri, kablosuz ve portatif düzenekleri, ürettikleri ısının halojenlere kıyasla daha az olması gibi avantajları vardır (Duke, 2001; Yap ve Soh, 2005). Bununla beraber oluşturdıkları ışığın dalga boyu aralığı (440-490 nm) oldukça dardır (Duke, 2001).

Foto başlatıcıların esas karakteristiği tepe soğurma dalga boyu ve soğurma spektrumudur. Genel olarak görünür ışığı emenler tercih edilir. Foto başlatıcıların soğurma özelliği polimerizasyon cihazlarının emisyon profilleriyle uyumlu olmalıdır. 440-490 nm arasındaki dalga boyu, kamferokinon içerikli kompozit rezinlerin polimerizasyonu için yeterlidir (Neumann ve ark., 2005). Ek olarak maksimum emme dalga boyu foto başlatıcının içerisinde çözündüğü çözücüye göre değişiklik göstermektedir. Genel olarak çözücünün polaritesi arttıkça maksimum soğurma dalga boyu düşer (Moss ve ark., 2002). Yüksek oranda çözücü içeren adezivler için LED gibi dar spektrumlu bir ışık cihazının kullanılması polimerizasyonu etkileyebilir.

Bazı adeziv sistemler ve kompozit rezinler, foto başlatıcı olarak kamferokinonu kullanmazlar. Bunun yerine, mono asilfosfin oksit (Lucirin TPO) (Palin ve ark., 2008) veya 1-Fenil 1,2-Propandiyon (PPD) (Ogunyinka ve ark., 2007; Schneider ve ark., 2008) gibi 410 nm dalga boyundaki ışığa daha hassas ve 450-480 nm dalga boyu arasındaki ışığa ise daha az hassas olan foto başlatıcı bileşenlerini (alternatif foto başlatıcılar) kullanırlar (Park ve ark., 1999; Ye ve ark., 2007). Bu nedenle, kamferokinon dışındaki polimerizasyon başlatıcılarının da LED ışık cihazlarıyla polimerize edilebilmesi için çoklu dalga boyuna sahip LED ışık cihazları geliştirilmiştir (Price ve ark., 2010). Ultradent firması Ultralume 5 adı altında bir

LED ışık cihazını kullanıma sunmuştur. Bu cihaz, üretici firmanın bildirdiğine göre kamferokinonu aktive eden bir adet LED ampul ve diğer polimerizasyon başaltıcılar için daha düşük dalga boyunda ışık meydana getiren dört adet aksesuar LED ampulden oluşur ve farklı çeşitlerdeki polimerizasyon başlatıcılarını polimerize edebileceği öne sürülmüştür.

Hofmann ve ark.; (2002b) ilk üretilen LED ışık cihazlarının, kompozit rezini yeterli derecede polimerize edemeyebileceğini göstermişlerdir. Bunun sebebi ilk kullanılan LED'lerin düşük güç çıkışına (400 mW/cm^2) ve sınırlı dalga boylarına sahip olmalarından kaynaklanmaktadır. Günümüzde yeni geliştirilen LED ışık sistemleri, daha düşük dalga boyuna ve $600\text{-}1000 \text{ mW/cm}^2$ arasındaki daha yüksek güç çıkışına sahiptirler. Schneider ve ark.'nın (2005) yaptıkları bir çalışmada, kompozit rezinin polimerizasyon derinliği açısından QTH ve LED ışık cihazları arasında önemli bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir.

Tarle ve ark., (2006) yaptıkları bir çalışmanın sonucu olarak, daha az ısı artışını ve daha az polimerizasyon büzülmesini LED ışık cihazlarının QTH ışık cihazlarına karşı avantajları olarak bildirmişlerdir. Ayrıca bu cihazlar, geleneksel veya soft start gibi çeşitli polimerizasyon yöntemlerini sağlaması, spektral dağılım ve ışık yoğunluğu açısından programlanabilir özellikte olması gibi avantajlara sahiptirler (Roulet ve ark., 2001). LED ışık cihazları, performansları QTH ışık cihazlarında olduğu gibi zamana bağlı olarak azalmadığından klinik kullanımda ön sırada yerini almaya başlamıştır (Mills ve ark., 1999).

1.4.5. Kuartz Tungsten Halojen Işık Cihazları (QTH)

Işık cihazları arasında en çok kullanılanı QTH ışık cihazlarıdır (Unterbrink ve Muessner, 1995). Halojen ışık cihazları ismini, diğer ışık kaynaklarında olduğu gibi ışığı ürettiği ışık kaynağından alır. QTH ampuller parlayana kadar ısınan (2000°C 'den 3000°C 'ye kadar) çevresinde halojen gazının bulunduğu tungsten filament içerirler (Mills ve ark., 2002; Yap ve Soh, 2003; Bouillaguet ve ark., 2005;

Jiménez-Planas ve ark., 2008). Kompozit rezinlerde, polimerizasyon başlatıcı olarak en çok kullanılan madde olan kamferokinonun aktivasyonu için gereken ışığın dalga boyu 460-480 nm arasındaki mavi ışıktır (Şekil 1.4) (Mc Cabe ve Carrick, 1989; Taira ve ark., 1988; LED curing lights, 2006). Halojen ampuller beyaz ışık üretirler ve mavi ışığın oluşması için filtreler gereksinim duyarlar (Jiménez-Planas ve ark., 2008). QTH akkor ampullerden açığa çıkan ışık filtrelenerek, dalga boyu 380-520 nm aralığında olan görünür mavi ışık meydana getirilir (Mills ve ark., 2002; Yap ve Soh, 2003; Bouillaguet ve ark., 2005). Açığa çıkan ışığın sadece küçük bir kısmı polimerizasyon için kullanılır ve kalan enerjinin büyük kısmı ısıya dönüşür (Yap ve Soh, 2003). Bu cihazlarda etkili ışık gücü 300-600 mW/cm² arasındadır. Tavsiye edilen uygulama zamanı her 2 mm'lik kompozit tabakası için 20-60 s arasında değişmektedir (Mills ve ark., 2002; David ve ark., 2007).

QTH ışık cihazlarının; açığa çıkardıkları ısıya bağlı olarak ampul ömrünün kısılması (Rahiotis ve ark., 2004), bu cihazlar için yansıtıcı, filtre ve soğutucu fan gereksinimleri (Jiménez-Planas ve ark., 2008), uzun ışık uygulama zamanı ve yetersiz güç çıkışı (Barghi ve ark., 1994; Rahiotis ve ark., 2004) gibi dezavantajları bulunmaktadır (Yazıcı ve ark., 2006). Şehir şebekesinde meydana gelebilecek voltaj değişiklikleri de ışık şiddetini olumsuz etkiler. Cihazın bağlı olduğu şebeke voltajında meydana gelebilecek %6'lık bir azalma bazı cihazlarda ışık şiddetinin yaklaşık %25 oranında azalmasına neden olmaktadır (Fan ve ark., 1987; Craig ve Powers, 2002).

1.4.6. Yüksek Enerji Yoğunluğuna Sahip Kuartz Tungsten Halojen Işık Cihazları (HQTH)

Gelişen teknoloji ile halojen ampullerin güçlerinin artırılmasına paralel olarak, ışık gücü 800-1000 mW/cm²'nin üzerinde yüksek enerji yoğunluğu meydana getiren, daha kalın kompozit tabakalarının daha kısa sürede polimerizasyonunu sağladığı iddia edilen halojen ışık cihazları geliştirilmiştir (Loney ve Price, 2001; Rahiotis ve ark., 2004; Bouillaguet ve ark., 2005). Işığın odak noktasını değiştirerek mercek

etkisiyle gücün artmasını sağlayan Turbo ışık uçları da ışık gücünün artmasını sağlayan diğer bir yeniliktir (Şekil 1.8) (Nomoto ve ark., 2004; Bouillaguet ve ark., 2005). 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 rezinin polimerizasyon büzülme kuvvetlerini artırdığını savunan çalışmalar da bulunmaktadır (Hofmann ve ark., 2003; Soh ve ark., 2004b; Strydom, 2005; Ilie ve ark., 2005).



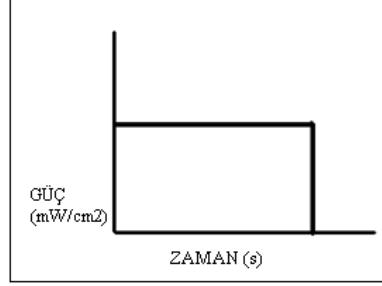
Şekil 1.8. Standart ve turbo tip ışık uçları

1.4.7. Polimerizasyon Teknikleri

Kompozit rezinlerin dönüşüm derecesi, polimerizasyon için önemli bir faktör olsa da, oluşan polimer yapılarının karakteristiği hakkında tam olarak bir bilgi sağlayamamaktadır. Işıkla polimerize edilen kompozit rezinlerde dönüşüm derecesini etkilemeden polimerizasyon büzülmesini azaltmak için, kompozit rezinin polimerizasyonu boyunca akıcılığa olanak sağlayan ve kontrollü polimerizasyon adı ile anılan farklı yöntemler geliştirilmiştir. Bunun için uygulanan yöntemler; enerjinin kısa atımlarla uygulandığı pulse aktivasyon yöntemi, düşük yoğunlukta ışığın uygulanarak ön polimerizasyon yapılmasını takiben yüksek yoğunlukta ışık uygulanmasını sağlayan soft-start yöntemi ve her ikisinin bir kombinasyonu olan pulse delay yöntemidir (Soh ve Yap, 2004).

1.4.7.1. Standart Polimerizasyon

Bu teknikte ışık gücü, polimerizasyonun başından sonuna dek hep aynı yoğunlukta ve 10, 20, 30, 40 s gibi farklı sürelerde uygulanır (Şekil 1.9) (Caughman ve ark., 1995; Aguiar ve ark., 2005; Strydom, 2005).

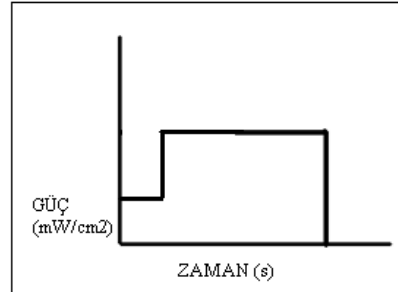


Şekil 1.9. Standart polimerizasyon

1.4.7.2. Yumuşak Başlayan Polimerizasyon (Soft-Start Polimerizasyon)

1.4.7.2.1. Basamaklı Polimerizasyon (Step Curing)

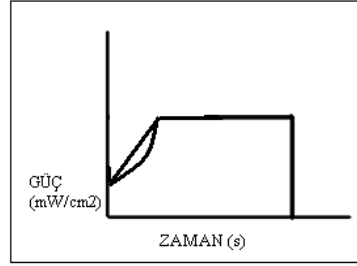
İlk 5 s veya 10 s boyunca 0-250 mW/cm² civarındaki düşük yoğunlukta ışık uygulanarak ön polimerizasyon sağlanır ve ardından 650-850 mW/cm² yoğunluğundaki ışık uygulanarak polimerizasyon tamamlanır. Bazı cihazlarda 999 mW/cm²'ye kadar yüksek yoğunlukta ışık uygulanabilir (Şekil 1.10) (Lienfelder, 1999; Üçtaşlı ve ark., 2002; Aguiar ve ark., 2005).



Şekil 1.10. Basamaklı polimerizasyon

1.4.7.2.2. Giderek Artan Polimerizasyon (Ramped Curing)

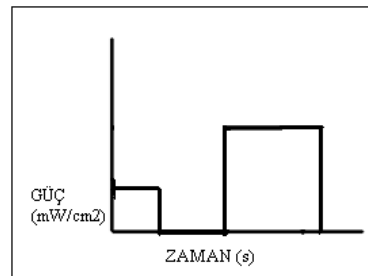
Işık gücü yoğunluğu 100 mW/cm^2 olarak başlar, 10 s içinde artarak 1000 mW/cm^2 ışık gücü yoğunluğuna ulaşılır, ikinci 10 s boyunca ve bitene kadar bu yoğunlukta devam eder (Şekil 1.11). Son yıllarda geliştirilen ışık cihazlarına ilave edilen bu polimerizasyon yöntemi 20 s sürer (Üçtaşlı ve ark., 2002; Aguiar ve ark., 2005; Strydom, 2005).



Şekil 1.11. Giderek artan polimerizasyon

1.4.7.2.3. Gecikmeli Polimerizasyon (Pulse Delay)

Bu teknikte düşük güç yoğunluğundaki ışık belirli bir periyotta uygulanır (Şekil 1.12). Bu uygulama kompozit rezinin yüzey polimerizasyonu için yeterli olmaktadır. Yavaş iç polimerizasyonun oluşması için 3 dakikadan 5 dakikaya kadar beklenir. Bu süreç boyunca yüzey bitim ve cila işlemleri uygulanabilmektedir. Bu sürenin sonunda daha yüksek güçte ışık yoğunluğu uygulanır (De Camargo ve ark., 2009).



Şekil 1.12. Pulse Delay polimerizasyon

1.5. PULPADA ISI OLUŞTURABİLECEK DENTAL İŞLEMLER

Klinikte uygulanan dental tedaviler sırasında pulpada ısı artışı meydana gelebilmektedir (Yap ve Soh, 2003). *In vitro* ve *in vivo* araştırmalar; diş preparasyonu, foto aktivasyon süresi ve kullanılan materyale bağlı olarak 20°C'ye kadar pulpa odasında ısı artışı meydana gelebileceğini belirtmişlerdir (Hussey ve ark., 1995; Hofmann ve ark., 2002b; 2003; Nomoto ve ark., 2004; Öztürk ve ark., 2004a). Oluşan bu ısı, pulpa hasarına neden olabilir (Hussey ve ark., 1995). Protoplazma koagülasyonu, dentin tübüllerindeki sıvının genleşmesi ve tübüllerden dışa doğru akışının artması, vasküler yaralanma ve doku nekrozu; pulpa hasarında rol alan mekanizmalardır (Lieu ve ark., 2001).

Attrill ve ark. (2004) ve Geraldo-Martins ve ark. (2005), Er:YAG lazer kullanılarak kavite açılması sırasında 2,3°C'den 24,7°C'ye kadar pulpa odasında ısı artışı meydana geldiğini belirtmişlerdir. Lazerlerin dokular üzerindeki başlıca etki mekanizması foto termal etkidir. Lazer ışığının, dokular tarafından absorbe edilmesi sonucunda hızlı bir şekilde diş dokuları ısınır ve diş dokuları yıkılmaya başlar. Bu yıkım işlemi “ablasyon” olarak tanımlanmaktadır (Moritz ve ark., 2006).

Bleaching işlemi sırasında ışık cihazı veya lazer kullanımı pulpa odası ısında 1.1°C'de 16°C'ye kadar bir artışa neden olabilmektedir (Çizelge 1.3) (Eldeniz ve ark., 2005; Suleimen ve ark., 2005). Kimyasal reaksiyonların oluşum oranı sıcaklık artırılarak artırılabilir. 10°C'lik ısı artışı reaksiyon oranını ikiye katlamaktadır (Goldstein ve Garber, 1995). 1918 yılında yüksek güce sahip ışık, hidrojen peroksitin ısının artırılması için önerilmiştir (Greenwall, 2001). Bununla beraber aşırı ısı artışı diş pulpasında irreversible hasarlar meydana getirebilir (Zach ve Cohen, 1965). Hidrojen peroksitin ısının artırılması için QTH, HQTH, LED, PAC ve lazerler yaygın olarak kullanılmaktadır (Wetter ve ark., 2004; Sulieman, 2005).

Pulpa odasında meydana gelen ısı; diş kavitesinin hazırlanması sırasında yüksek hızlı el aletlerinin kullanımı sonucu artabilmektedir. Kullanılan suyun miktarı, hava basıncı ve uygulanan kuvvet yüksek hızlı el aletlerinin kullanımı sırasında oluşan

ısıya etki etmektedir. Yüksek hızda su soğutmasız döner el aletlerinin kullanımı ile kavite hazırlanması sırasında 7,1°C'den 19,7°C 'ye kadar ısı artışı meydana gelirken, düşük su soğutması ve kuvvetin fazla uygulanması 2,2°C'den 5,9°C'ye kadar ısı artışına neden olabilmektedir (Öztürk ve ark., 2004a).

Çizelge 1.3. Pulpa odasında ısı artışına neden olabilecek dental işlemler (Lin ve ark., 2010).

Dental İşlemler	Isı Artışı (°C)	Kaynaklar
Lazer kullanılarak diş ablastyonu	2.3–24.7	Attrill ve ark., 2004; Geraldo-Martins ve ark.,
Lazer kullanılarak çürük önleme	1.2–4.0	Zezell ve ark., 2007
Bleaching (lazer/ışık cihazı kullanılmadan)	0.1–1.1	Luk ve ark., 2004
Bleaching (lazer/ışık cihazı kullanılarak)	1.1–16.0	Eldeniz ve ark., 2005; Suleiman ve ark., 2005
Dental restoratif materyallerin polimerizasyonu	2.9–7.8	Hussey ve ark., 1995; Hannig ve Bott, 1999; Daronch ve ark., 2007
Döner aletlerle kavite preparasyonu (su soğutmasız, kuvvet uygulayarak)	16.4–19.7	Cavalcanti ve ark., 2002; Öztürk ve ark., 2004
Döner aletlerle kavite preparasyonu (su soğutmasız, kuvvet uygulamadan)	7.1–9.5	
Döner aletlerle kavite preparasyonu (su soğutmalı, kuvvet uygulayarak)	2.2–5.9; 10.0–11.7	
Döner aletlerle kavite preparasyonu (su soğutmalı, kuvvet uygulamadan)	–1.8'den (ısıda azalma) 5.0'a kadar	

Protetik restorasyonların uygulanması için yapılan diş kesimi sonrası daimi protez yapılana kadar; kesilen dişleri ve diş pulpasını termal, mekanik ve mikrobiyal zararlı etkilere korumak ve aynı zamanda yeterli çiğneme fonksiyonunu, fonasyonu ve estetiği sağlamak amacıyla geçici kron ve köprüler uygulanmaktadır (Burke ve ark., 2005; Balkenhol ve ark., 2007; 2008). Geçicilerin yapımı için en çok kullanılan yöntem; hasta ağzında uygulanan ölçü alımı veya şeffaf matrislerle optimum kron/köprü şeklinin sağlandığı direk yöntemdir (Chair-side uygulama). Geçici kron/köprü protezinin uygulandığı kesilmiş dişlerde, dentin kalınlığı 1 mm ve altında olduğu durumlarda kompozit bazlı geçici materyallerin pulpada ısı artışına neden olabileceği ve bunun nedeninin kompozit rezinin ekzotermik reaksiyonundan kaynaklanabileceği belirtilmektedir (Seelbach ve ark., 2010).

Işık ile polimerizasyon süreci önemli derecede ısı oluşumunda sebep olabilir. Pulpa odasında oluşan ısı artışı; kullanılan ışık cihazının tipine, güç yoğunluğuna, ışığın uygulandığı süreye, ışık cihazının ucu ile diş ve/veya kompozit yüzeyi arasındaki

mesafeye, kompozit rezinin rengine, kompozit rezinin kalınlığına ve kalan dentin dokusunun kalınlığına bağlıdır (Hofmann ve ark., 2002b; 2003; Nomoto ve ark., 2004; Knezevic ve ark., 2005).

Yerleştirme öncesi kompozit rezinlere ısı uygulanması marjinal adaptasyonu artıran bir yöntemdir (Fróes-Salgadoa ve ark., 2010). Bu işlem kompozit rezinin yerleştirme ve şekillendirme öncesi çekme kuvvetini azaltarak duvarlara daha kolay adapte olmasını sağlar (Friedman, 2003). Daronch ve ark. (2007), ısı uygulanmış kompozit rezinlerin pulpa odasında anlamlı bir ısı artışı meydana getirmediğini fakat kullanılan ışık cihazının pulpa odasında oluşan ısı artışına daha fazla etkisi olduğunu bildirmişlerdir.

Yukarıda bahsedilen uygulamalarda görüldüğü gibi, ısı meydana getiren dental tedaviler; dişin sert dokuları (mine ve dentin) (Brown ve ark., 1972; Jacobs ve ark., 1973) ve yumuşak dokularında (pulpa) termal kaynaklı hasara yol açabilmektedir (Zach ve Cohen, 1965; Suleiman ve ark., 2006). Bu hasarlar, dişte ağrı sebebi olabilir (Linsuwanont ve ark., 2007; 2008). Dişlerin termal uyaranlara karşı tepkileri hakkındaki detaylı bilgilerin elde edilmesi klinik uygulamalar için tedavi stratejilerinin optimizasyonu ve dizaynı oldukça önemlidir (Lin ve ark., 2010).

1.6. PULPA ODASINDA MEYDANA GELEN ISININ ÖLÇÜMÜ İÇİN KULLANILAN YÖNTEMLER

Kompozit rezinlerin, ışık cihazlarının ve çevre dokuların ısılarının *in vitro* ölçümü üzerine yapılan çalışmalarda; termoçiftler (Kleverlaan ve Gee, 2004; Asmussen ve Peutzfeldt, 2005; Yazıcı ve ark., 2006; Bağış ve ark., 2008; Da Silva ve ark., 2010), diferansiyel termal analiz (Lloyd, 1984; Vaidyanathan ve ark., 1992), diferansiyel taramalı kalorimetre (Vaidyanathan ve Vaidyanathan, 1991) ve infrared termografik görüntüleme sistemi (Hussey ve ark., 1995) gibi birçok yöntem kullanılmıştır.

1.6.1. Diferansiyel Taramalı Kalorimetre

Diferansiyel taramalı kalorimetre, örnek ısıtılırken, soğutulurken ya da sabit bir sıcaklıkta tutulurken soğurulan ya da salıverilen enerji miktarını ölçen cihazlardır. Bu teknikte; referans ile örnekten gelen ya da uzaklaşan ısı farkı, sıcaklığa veya zamana bağlı olarak gösterilir. Diferansiyel taramalı kalorimetre yönteminde örnek ve referans örneği bulunur ve örnek sıcaklığı ile referans örnek sıcaklığı aynı tutulur. Eğer örnek ile referans arasında bir sıcaklık farkı saptanırsa, sıcaklığı aynı tutmak için örneğe verilen enerji (güç) miktarı değiştirilir. Bu yolla örnekteki faz değişimi sırasındaki ısı transferi miktarı saptanabilir (ODTÜ Merkez Laboratuvarı).

1.6.2. Diferansiyel Termal Analiz

Diferansiyel termal analiz tekniği, numune ve referans madde arasındaki sıcaklık farkını, uygulanan sıcaklığın fonksiyonu olarak incelemektedir. Genelde, sıcaklık programı uygulanırken, numunenin sıcaklığı zamanla doğrusal olarak artacak şekilde, numune ve referans maddesi ısıtılır. Numune ve referans madde sıcaklığı arasındaki fark izlenerek numune sıcaklığına karşı grafiğe alınır. Bu şekilde bir diferansiyel termogram elde edilir. Bu aygıtlar 1500 C° ve yakınlarında ki sıcaklıklarda çok yüksek kararlılıkla çalışma verimliliği sağlarlar (Yaylacı, 2010).

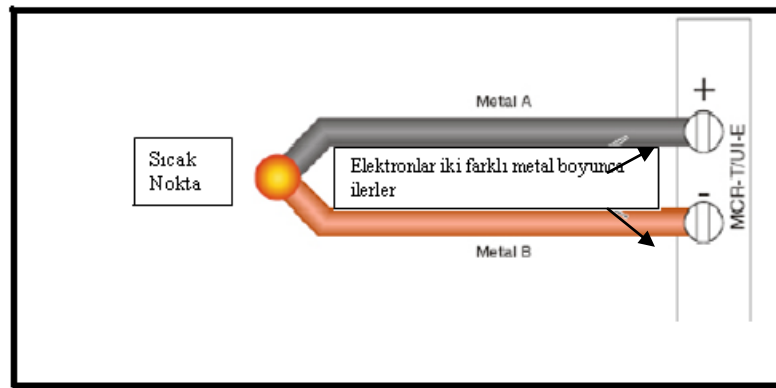
1.6.3. İnfrared Termografik Görüntüleme Sistemi

İnfrared termografik görüntüleme, vücudun yüzey ısısının kaydedilebildiği bilgisayar kontrollü non-invaziv bir yöntemdir. Bu tekniğin esas yapısı tüm vücuttaki termal dolaşımın termodinamiğine dayanmaktadır (Hussey ve ark., 1995). Yüksek oranda hassas olan bu sistemin, silahlı kuvvetlerde yaygın bir kullanım alanı vardır. Bununla beraber; bu cihazlardaki teknolojik gelişmeler sayesinde, görüntüleme tekniği daha hassas hale gelmiş ve sofistike 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 (Kells, 2000). Ayrıca bu cihazlar dış yüzeyinde oluşan ısının doğru ölçülebilmesi için net bir şekilde kalibre edilmelidir (Mc Cullagh, 2000). Hussey ve ark. (1995) infrared termografik görüntüleme sisteminin *in vivo* şartlarda kompozit rezinlerin polimerizasyonu boyunca oluşan ısı değişiminin nicel değerlendirilmesinde oldukça güvenilir olduğunu belirtmişlerdir. Al Qudah ve ark. (2007), 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.

1.6.4. Termoçiftler (Termokupl)

Elektrik ve elektronik mühendisliğinde ısı sensörü olarak geniş kullanım alanı bulunan termoçiftler; maliyetine oranla etkili, dayanıklı, kompakt, hızlı tepki veren, geniş ısı ölçüm aralığı ve kabul edilebilir doğruluk payı bulunan, standart bağlantılar içeren cihazlardır (Jafarzadeh ve ark., 2008). 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 termoçiftlerin kullanımı en yaygın yöntemdir (Taher ve ark., 2008).



Şekil 1.13. Termoçift devresi örneği (Nager, 2010).

Bir termoçift, özellikle yüksek ısıları ölçmek için kullanılan termoelektrik araçlardır. Farklı metal veya metal alaşımlarından oluşan kabloların bir araya getirilerek

oluşturulan bir devreden meydana gelmektedir (Şekil 1.13). Kabloların bağlantı noktası boyunca oluşan bir ısı değişimi Seebeck etkisi ile elektrik potansiyelinde bir artışa neden olmaktadır. Seebeck etkisi; meydana gelen ısı farklılıklarının doğrudan elektiriğe dönüşümüdür. M, S, R, C, B, N, E, T, J ve K tipi gibi çeşitleri bulunan termociftlerin en çok kullanılanı K tipidir. K tipi termociftler Nikel-Krom veya Nikel-Alüminyum metal alaşımlarından oluşur. Genel kullanım için uygundur ve -200°C ve +1200°C arasında ölçüm yapabilirler (Liu ve ark., 2012).

Günümüzde restoratif diş hekimliğinde, rezin içerikli materyallerin polimerizasyonu için ışık cihazlarına güvenilmektedir. Yüksek enerji çıkışlı görünür ışık cihazları, kullanımları sırasında ısı artışıyla karakterizedir (Lloyd ve ark., 1986; Hansen ve Asmussen, 1993; Uhl ve ark., 2006). Pulpa, ısı artışına karşı dayanıksız olduğundan görünür ışık cihazlarının açığa çıkardıkları ısının pulpal zarara yol açma potansiyeli oldukça yüksektir (Goodis ve ark., 1990; Hussey ve ark., 1995). Etik kurallar ve *in vivo* çalışmaların zorlukları nedeniyle bir çok araştırmacı görünür ışık cihazlarının pulpa odasında oluşturduğu ısı artışını ölçmek için *in vitro* çalışmalar yapmıştır (Hanning ve Bott, 1999; Gökay ve Yoldaş, 2000; Öztürk ve ark., 2004b; Müjdeci ve ark., 2005; Schneider ve ark., 2005; Uhl ve ark., 2006; Yazıcı ve ark., 2006; Bağış ve ark., 2008). Bunların çok az bir kısmı ise dental adezivlerin polimerizasyonu sırasında oluşan ısı artışını incelemişlerdir (Öztürk ve ark., 2004b; Martins ve ark., 2006; Millen ve ark., 2007; Tosun ve ark., 2008; Hubbezoğlu ve ark., 2008; Santini ve ark., 2008; Leprince ve ark., 2010). Fakat TE ve SE adeziv sistemlerin uygulama yöntemleri ve yapısal farklılıklarının pulpa odasında meydana getirebileceği ısıya etkisini inceleyen bir çalışma bulunmamaktadır. Ek olarak; bu sistemlerin doldurucu içeriklerinin, ışıkla polimerizasyon esnasında pulpada meydana gelebilecek ısıyı önlemede etkisinin olup olmadığı yönünde herhangi bir araştırma bulunmamaktadır. Çalışmamızın birinci kısmında amacımız; 1 mm dentin kalınlığının ısı geçirgenliğine, adezivlerin doldurucu içeriklerinin ve farklı uygulama aşamalarına sahip (TE ve SE) adezivlerin, farklı ışık cihazları ile polimerizasyonunun etkisidir

Çürük dişlerde hazırlanan kaviteler değişik mesafelerde bulunabilmektedir. Ayrıca kullandığımız matriks sistemlerinin boyutları da oldukça çeşitlidir. Bu nedenle,

kavite tabanı ile ışık cihazının ileticisinin arasındaki mesafeler çeşitli olabilmektedir. Çalışmamızın ikinci kısmında; 4 farklı ışık cihazının 1 mm dentin tabakası altında 5 ayrı mesafede (2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm) oluşturduğu ısı farklılıklarının değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Daha önce yapılan çalışmalar incelendiğinde; ışık cihazlarının 5 ayrı mesafede 1 mm dentin tabakası altında meydana getirebileceği ısı artışını inceleyen bir çalışma bulunmamaktadır.

2.GEREÇ VE YÖNTEM

2.1. Çalışmada Kullanılan Gereçler

Bu çalışmada kullanılan gereçler, özellikleri ve içerikleri ile üretici firmaları Çizelge 2.1 ve Çizelge 2.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan adeziv sistemler, üretici firmaları, içerikleri ve özellikleri

ADEZİV SİSTEM	ÜRETİCİ FİRMA	İÇERİK	SINIFLAMA
One Step	Bisco Inc.,Schaumburg IL, ABD	Asit: 37% H ₃ PO ₄ (Etch-37) Adeziv: BPDm, Bis-GMA, HEMA, aseton, foto başlatıcı	İki Aşamalı Total Etch
One Step Plus	Bisco Inc.,Schaumburg IL, ABD	Asit: 37% H ₃ PO ₄ (Etch-37) Adeziv: BPDm, Bis-GMA, HEMA, aseton, foto başlatıcı, Ağırılıkça %8,5 florealüminosilikat cam doldurucu (1µm)	İki Aşamalı Total Etch
Prompt-L-Pop	3M ESPE, St Paul, ABD	Kırmızı bölüm: Metakrilik fosfatlar, Bis-GMA, fotobaslatıcı Sarı bölüm: Su, HEMA, Polialkenoik Asit Polimer	Tek aşamalı Self Etch
Easy Bond	3M ESPE, St Paul, ABD	Bis-GMA, HEMA, Metakrilize fosforik esterler, 1,6 heksanediol dimetakrilat, Polyalkenoik asit ile fonksiyon kazandırılmış metakrilat (Vitrebond™ Kopolimeri), aseton, etanol, su, foto başlatıcı, stabilizatörler, silika doldurucular (7 nm)	Tek aşamalı Self Etch

Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan ışık cihazları, üretici firmaları, uygulama modu ve ışık yoğunluğunun gücü

CİHAZLAR	ÜRETİCİ FİRMA	UYGULAMA MODU VE IŞIK GÜCÜ
Hilux Expert	Benlioglu Dental, Ankara, Türkiye	Bonding mod 580 mW/cm ²
Hilux Ultraplus	Benlioglu Dental, Ankara, Türkiye	Standart mod 800 mW/cm ²
Hilux LEDMAX	Benlioglu Dental, Ankara, Türkiye	800 mW/cm ²
Remecure Plasma Arc Curing and Whitening Device CL-15E	Remedent NV, Deurle, Belçika	1850 mW/cm ²

2.1.1. Bisco One Step

One Step dental adeziv sistem; ışıkla polimerize olan, tek bileşenli, birçok dental yapıya bağlanabilen, doldurucu içermeyen total etch (TE) tekniğiyle uygulanan bir adeziv sistemdir. Asit etch için %37’lik ortofosforik asit (Etch-37) kullanılır (Şekil 2.1).

Primer ve adezivin bulunduğu tek şişede; BPDm, Bis-GMA, HEMA, aseton ve foto başlatıcı bulunur (Çizelge 2.1).



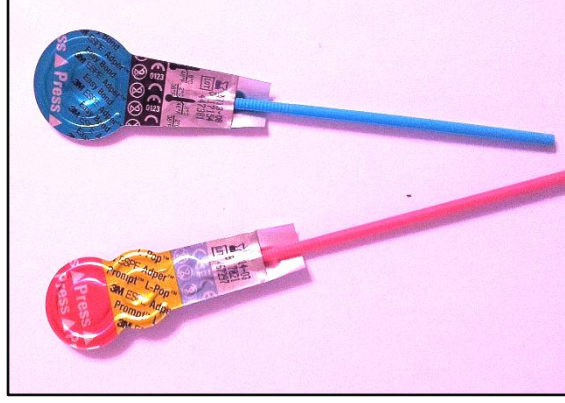
Şekil 2.1. Bisco One-Step ve One-Step Plus TE Adeziv Sistemler, Bisco Etch-37 Ortofosforik Asit

2.1.2. Bisco One Step Plus

One Step Plus dental adeziv sistem; ışıkla polimerize olan, tek bileşenli, birçok dental yapıya bağlanabilen, Bisco One Step adeziv sistemden farklı olarak doldurucu içeren TE tekniğiyle uygulanan bir adeziv sistemdir. Asit etch için %37'lik ortofosforik asit (Etch-37) kullanılır (Şekil 2.1). Primer ve bondun bulunduğu tek şişe içerisinde BPDm, Bis-GMA, HEMA, aseton, foto başlatıcı bulunur. Bisco One Step Plus adeziv sistem ağırlığının %8.5'u oranında floroalüminosilikat cam doldurucular içerir (Çizelge 2.1).

2.1.3. Adper Prompt-L-Pop

Adper Prompt-L-Pop; ışıkla polimerize olan, tek aşamalı self etch (SE) bir adeziv sistemdir (Şekil 2.2). Tek blister içinde birbirine karıştırılması gereken kırmızı ve sarı bölümler vardır. Kırmızı kısmında metakrilik fosfatlar, BIS-GMA ve foto başlatıcılar bulunur. Sarı kısımda ise su içerisinde çözülmüş olarak HEMA ve polialkenoik asidik polimerleri bulunur (Çizelge 2.1).



Şekil 2.2. Adper Prompt-L-Pop ve Easy Bond SE Adeziv Sistemler

2.1.4. Adper Easy Bond

Adper Easy Bond tek aşamalı SE bir adezivdir (Şekil 2.2). Işıkla polimerize olan kompozitler, kompomerler, simanlar ve core oluşturmak için kullanılan materyaller ile kullanılabilir. Yapısında; HEMA, Bis-GMA, metakrilize fosforik esterler, 1,6 hekzanediol dimetakrilat, Polyalkenoic asit ile fonksiyon kazandırılmış metakrilat (Vitrebond™ kopolimeri), etanol, su, foto başlatıcı, stabilizatörler bulunur. Adper Easy Bond; Adper Prompt-L-Pop'tan farklı olarak, 7 nm patikül büyüklüğünde silika doldurucular içerir (Çizelge 2.1).

2.1.5. Hilux Expert

Çalışmada QTH ışık cihazının dentinden ısı geçirgenliğini test etmek için Hilux Expert (Benlioglu Dental, Ankara, Türkiye) kullanılmıştır (Şekil 2.3). Cihaz, ana gövdeye ilave olarak bir tabanca ve ucunda 9 mm çaplı fiber optik ışık ileticiden oluşmaktadır. Boost, bleach, composite ve bonding olarak ayrılmış dört uygulama moduna sahiptir. Seçilen moda göre ışık yoğunluğu otomatik olarak uygulanır. Cihazın ana gövdesi üzerindeki manuel düğme ile polimerizasyon tipi, cihazın tabancası üzerindeki göstergeden süre ayarlanabilir. Çalışmada ışık cihazının yoğunluğu, her bir örnek polimerizasyonu öncesi, fiber optik uç ana kutu üzerindeki sensor işaretine konulduktan sonra, cihazın üzerinde yer alan bar göstergeden

ölçülerek kontrol edilmiştir. Cihazın, ışık yoğunluğunun gücü 580 mW/cm^2 olan bonding modu kullanılmıştır (Çizelge 2.2).



Şekil 2.3. Hilux Expert ve Hilux Ultraplus QTH Görünür Işık Cihazları

2.1.6. Hilux Ultraplus

Çalışmada HQTH ışık cihazının dentinden ısı geçirgenliğini test etmek için Hilux Ultraplus (Benlioglu Dental, Ankara, Türkiye) kullanılmıştır (Şekil 2.3). Cihaz, ana gövdeye ilave olarak bir tabanca ve ucunda 9 mm çaplı fiber optik ışık ileticiden oluşmaktadır. Fast-ortho, standart, ramp, bleach, bonding-low olarak ayrılmış beş uygulama moduna sahiptir. Seçilen moda göre ışık yoğunluğu otomatik olarak uygulanır. Tabanca üzerindeki dijital göstergeden polimerizasyon süresi ve tipi ayarlanabilir. Işık cihazının yoğunluğu, her bir örnek polimerizasyonu öncesi, fiber optik uç ana kutu üzerindeki sensor işaretine konulduktan sonra, cihazın üzerinde yer alan dijital göstergeden ölçülerek kontrol edilmiştir. Cihazın, ışık yoğunluğunun gücü 800 mW/cm^2 olan standart modu kullanılmıştır (Çizelge 2.2).

2.1.7. Hilux LEDMAX

Çalışmada LED ışık cihazının dentinden ısı geçirgenliğini test etmek için Hilux LEDMAX (Benlioglu Dental, Ankara, Türkiye) kullanılmıştır (Şekil 2.4). Cihaz ile kullanılan ışık ucunun çapı 9 mm'dir. Cihaz kabloludur. Her ısı ölçümü öncesi Hilux LED ışık ölçer (Hilux LEDMAX Dental Curing Light Meter, Benlioglu Dental,

Ankara, Türkiye) ile ışık yoğunluğunun gücü ölçülmüştür. Kullanılan ışığın dalga boyu 460-480 nm dalga boyunda, yoğunluğu 800 mW/cm^2 'dir (Çizelge 2.2).



Şekil 2.4. LEDMAX LED ve Remecure PAC Görünür Işık Cihazları

2.1.8. Remecure PAC

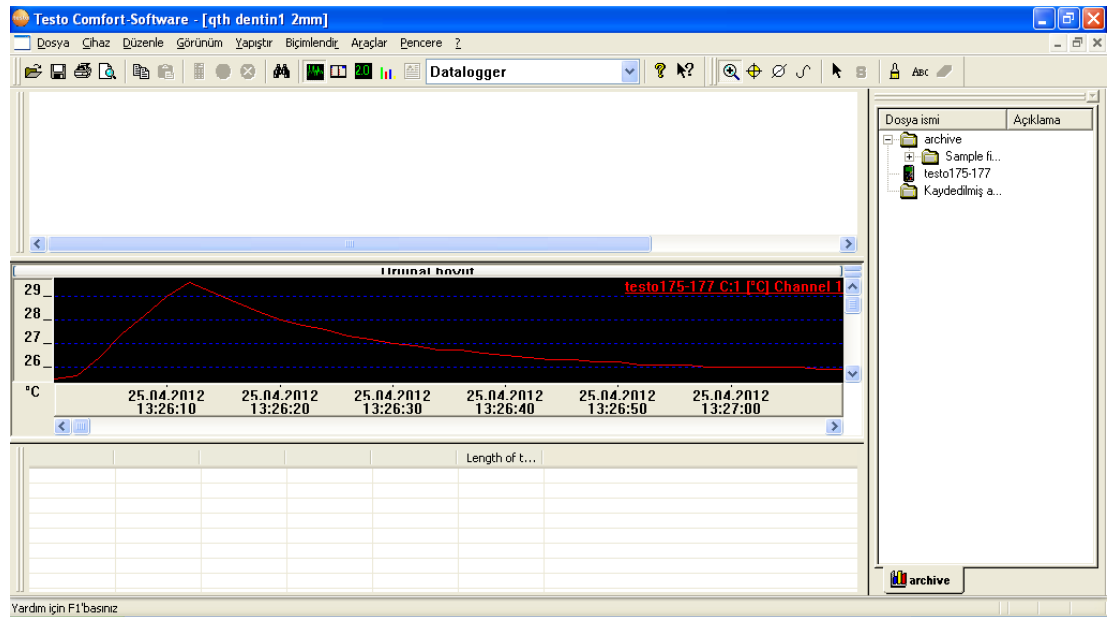
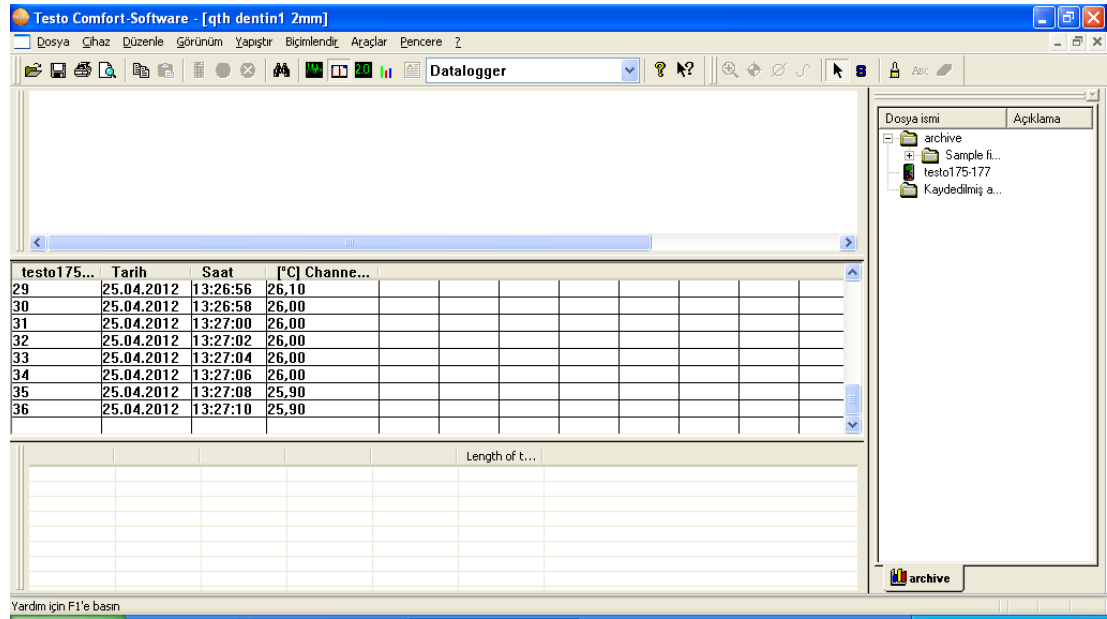
Çalışmada PAC ışık cihazının dentinden ısı geçirgenliğini test etmek için Remecure Plasma Arc Curing and Whitening Device CL-15E (Remedent NV, Deurle, Belçika) kullanılmıştır (Şekil 2.4). Cihaz ile beraber 7 mm çaplı fiber optik ışık ucu kullanılmıştır. Her ısı ölçümü öncesi cihazın gücü kendi ünitesinde test edilmiştir. Üretici firmanın bilgilerine göre ışık yoğunluğu 1850 mW/cm^2 'dir. Uygulama zaman aralığı 3-9 s'dir (Çizelge 2.2).

2.1.9. Termoçift

Çalışmamızda dentin tabakasını geçen ısı miktarını değerlendirmek için K tipi bir termoçift (Testo, Testo AG, Lenzkirch, Almanya) bir data toplayıcısına (Data Logger Testo 175-T3 V01.10, Testo AG, Lenzkirch, Almanya) bağlanarak ölçümler yapıldı (Şekil 2.5). Data toplayıcısı; kişisel bir bilgisayara bağlanarak, Testo Comfort SoftWare yazılım programı ile cihazın 2 s aralıklarla ölçüm yapılabilmesi sağlandı (Şekil 2.6). Bu yazılım programı ile kişisel bilgisayardan ölçümler online olarak başlatıldı ve 2 saniyede bir ölçülen değerler online olarak takip edildi.



Şekil 2.5. TESTO K-tipi Termoçift ve 175-T3 Data toplayıcı



Şekil 2.6. TESTO Comfort Software yazılım programı

2.2. Örneklerin Toplanması ve Saklanması

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerahisi Anabilim Dalında çekilen sağlam 240 adet gömülü 3. molar insan dişi çalışmamızda kullanmak üzere toplandı. Diş yüzeyindeki artıklar periodontal küretler ile uzaklaştırıldıktan sonra dişler, dentin geçirgenliğini koruyabilmek amacıyla cam kavanoz içerisindeki distile suda +4° C de saklandı (Goodis ve ark.,1993). 1 aydan fazla süre bekleyen dişler, çalışmaya dahil edilmedi.

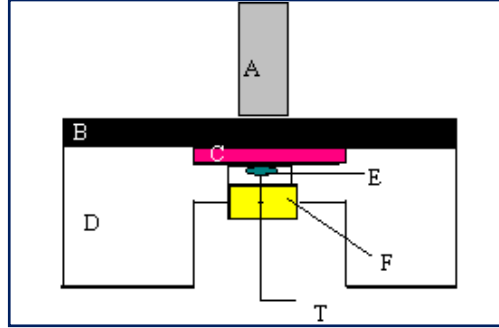
2.3. Test Örneklerinin Hazırlanması

Dişler, mine sement sınırı hizasında, kökleri dışarıda kalacak şekilde akrilik rezine gömüldü. Kökler, su soğutması altında aeratör ile kesilerek kron pulpası çıkarıldı. Pulpa odası tavanına denk gelecek şekilde kesit alma cihazı (Micracut 175, Metkon, Türkiye) ile su soğutması altında kesit payı alındı. Daha sonra pulpa tavanının üzerinden 1 mm kalınlığındaki dentin tabakaları kesit alma cihazında su soğutması altında hazırlandı. Dentin tabakalarının hangi yüzeyinin pulpa tavanı olduğunu belirlemek amacıyla pulpa tavanı yüzünde bulunan akrilik rezin sabit bir kalemle işaretlendi. Elde edilen dentin tabakalarının kalınlığı dijital kumpas ile ölçüldü. Bir milimetre kalınlığın altındaki ve üstündeki dentin tabakaları çalışmaya dahil edilmedi ve bu örneklerin yerine yenileri hazırlandı. Alınan dentin tabakalarını çapı 7 mm'den küçük olanlar çalışmaya dahil edilmeyerek bu örneklerin yerine yenileri hazırlandı. Elde edilen dentin tabakaları; ölçüm öncesinde, cam bir kap içerisinde oda sıcaklığında distile suda en fazla 24 saat bekletildi.

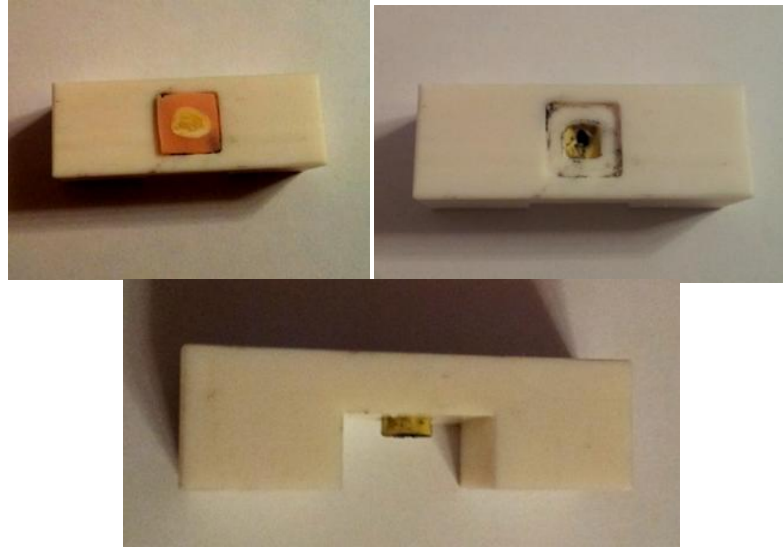
2.4. Deney Düzeneklerinin Hazırlanması

Dentin tabakalarının ısı iletkenliklerinin ölçümü için özel teflon kalıp hazırlandı (Şekil 2.7, Şekil 2.8). Işık cihazı ile dentin tabakası arasındaki mesafenin standardizasyonu için de teflon kalıp üzerine yerleştirilerek kullanılan, kullandığımız farklı tipteki ışık cihazlarının uçlarının çapına uyacak çapta farklı delikleri bulunan, 2

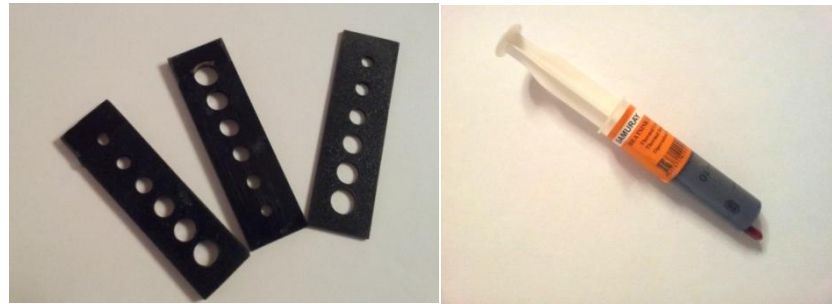
mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm ve 10 mm kalınlığında pleksiglas kalıplar tasarlandı (Şekil 2.9).



Şekil 2.7. Deney düzeneğinin şematik gösterimi A, ışık cihazının ucu; B, pleksiglas kalıplar; C, akrilik kalıp içinde bulunan dentin diski; D, teflon kalıp; E, silikon ısı transfer bileşiği; F, silikon ölçü maddesi; T, termočift.



Şekil 2.8. Teflon kalıp



Şekil 2.9. Pleksiglas kalıplar ve Silikon ısı transfer bileşiği

K tipi bir termoçift teflon kalıbın ortasına yerleştirilerek silikon ölçü maddesi ile sabitlendi (Şekil 2.9). Hazırlanan dentin tabakalarının pulpaya bakan yüzeyine silikon ısı transfer bileşiği (Heatsink Compound, Samuray, Çin) uygulandı (Şekil 2.9). Bu bileşik ısının, dentin diskinin duvarından termoçiftin kabloşuna transfer edilmesini kolaylaştırmaktadır. Teflon kalıp üzerinde bulunan boşluğa, akrilik rezine gömülü bulunan dentin diskleri yerleştirildi (Şekil 2.8).

2.5. Gruplar

Araştırmamız iki kısımda değerlendirilmiştir. Çalışmamızın birinci kısmında 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasının ısı geçirgenliği incelendi. Bu amaç için; dört farklı görünür ışık cihazı ve dört farklı adeziv sistem kullanıldı. Çalışmanın ikinci kısmında ise; ışık kaynağı ve dentin yüzeyi arasındaki farklı mesafelerin 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasından geçen ısı üzerine etkileri değerlendirildi. Bu amaç için de dört farklı ışık cihazı kullanıldı.

Deneyin ilk kısmında; 1 mm kalınlığında hazırlanan 200 dentin tabakası, dört farklı ışık cihazı için rastgele dört gruba ayrıldı. Her deney grubu ise kendi içerisinde 5 alt gruba ayrıldı (n=10). Deneyin ikinci kısmında ise 1 mm kalınlığında 40 adet dentin tabakası hazırlandı ve dört ayrı gruba ayrıldı (n=10). Yapılan tüm ölçümler 21°C ortam sıcaklığında gerçekleştirildi.

2.5.1. Deneyin Birinci Kısım

Grup 1: Bir milimetre kalınlığındaki dentin tabakasının ısı geçirgenliğinin değerlendirilebilmesi için 580 mW/cm² yoğunluğundaki QTH ışık cihazı kullanılarak yapılan ölçümlerde örnekler 5 alt gruba ayrıldı. Bu gruptaki örneklerde, dentin yüzeyi-ışık ucu mesafesi 2 mm olarak planlandı.

Grup 1a (Kontrol): Daha önce hazırlanan dentin tabakaları özel tasarlanan teflon kalıba yerleştirildi. Üzerine mesafenin standardizasyonu için 2 mm kalınlığındaki

pleksiglas kalıp konuldu. QTH ışık cihazının zamanlayıcısı 10 s olarak ayarlandı. Bilgisayardan direkt olarak ölçüm başlatıldı. Ölçümün ikinci saniyesinde ışık cihazı aktif hale getirildi. Örneklerin ısısı, başlangıç sıcaklığına dönene kadar (60 s) ölçüme devam edildi. Işık cihazının soğuması için her ölçüm arasında 2 dakika beklendi.

Grup 1b (One Step): Hazırlanan örneklerin üst yüzeyine %37'lik ortofosforik asit 15 s süreyle uygulandı. Asit, 5 s yıkandı ve hafif hava ile kurutuldu. Dentin yüzeyine Bisco One Step iki aşamalı TE adeziv sistem üretici firmanın bilgilerine göre uygulandı. Grubun diğer uygulama aşamaları Grup 1a'da olduğu gibi tamamlandı.

Grup 1c (One Step Plus): Bu gruptaki örneklerin hazırlanmasında Grup 1b'den farklı olarak dentin yüzeyine Bisco One Step Plus iki aşamalı TE adeziv sistem üretici firmanın bilgilerine göre uygulandı. Grubun diğer uygulama aşamaları ise Grup 1a'da olduğu gibi tamamlandı.

Grup 1d (Prompt-L-Pop): Bu grupta bulunan dentin tabakaları teflon kalıba yerleştirildi. Adper Prompt-L-Pop tek aşamalı SE adezivin iki bileşeni 5 s karıştırıldı. Üretici firmanın bilgilerine göre dentin örneğine 15 s süreyle uygulandı ve hafif hava ile kurutuldu. Ardından bir kat daha adeziv uygulandı ve hafif hava ile kurutuldu. Grubun diğer uygulama aşamaları ise Grup 1a'da olduğu gibi tamamlandı.

Grup 1e (Easy Bond): Hazırlanan dentin tabakası örneklerine, Adper Easy Bond tek aşamalı SE adeziv sistem üretici talimatlarına göre 20 s süreyle uygulandı. Grubun diğer uygulama aşamaları ise Grup 1a'da olduğu gibi tamamlandı.

Grup 2: Bir milimetre kalınlığındaki dentin tabakasının ısı geçirgenliğinin değerlendirilmesi için 800 mW/cm^2 yoğunluğundaki HQTH ışık cihazı kullanılarak yapılan ölçümlerde örnekler 5 alt gruba ayrıldı. Bu gruptaki örneklerde de dentin yüzeyi-ışık ucu mesafesi 2 mm olarak planlandı.

Grup 2a (Kontrol): Özel olarak hazırlanan teflon kalıba yerleştirilen dentin örneklerinin üzerine mesafenin standardizasyonu için 2 mm kalınlığındaki pleksiglas kalıp konuldu. HQTH ışık cihazının zamanlayıcısı 10 s olarak ayarlandı. Bilgisayardan direkt olarak ölçüm başlatıldı. Ölçümün ikinci saniyesinde ışık cihazı aktif hale getirildi. Örneklerin ısısı, başlangıç sıcaklığına dönene kadar (60 s) ölçüme devam edildi. Işık cihazının soğuması için her ölçüm arasında 2 dakika beklendi.

Grup 2b (One Step): Hazırlanan dentin tabakasına %37'lik ortofosforik asit 15 s süreyle uygulandı. Asit 5 s yıkandı ve hafif hava ile kurutuldu. Akrilik rezine gömülü dentin tabakası örneği teflon kalıba yerleştirildi. Dentin yüzeyine Bisco One Step iki aşamalı TE adeziv sistem üreticinin talimatları doğrultusunda uygulandı. Grubun diğer uygulama aşamaları Grup 2a'da olduğu gibi tamamlandı.

Grup 2c (One Step Plus): Bu grupta grup 2a'dan farklı olarak dentin yüzeyine üretici talimatları doğrultusunda Bisco One Step Plus iki aşamalı TE adeziv sistem uygulandı. Grubun diğer uygulama aşamaları Grup 2a'da olduğu gibi tamamlandı.

Grup 2d (Prompt-L-Pop): Bu grupta bulunan dentin tabakaları teflon kalıba yerleştirildi. Adper Prompt-L-Pop tek aşamalı SE adezivin iki bileşeni 5 s karıştırıldı. Üretici firmanın bilgilerine göre dentin örneğine 15 s süreyle uygulandı ve hafif hava ile kurutuldu. Ardından bir kat daha adeziv uygulandı ve hafif hava ile kurutuldu. Grubun diğer uygulama aşamaları ise Grup 2a'da olduğu gibi tamamlandı.

Grup 2e (Easy Bond): Hazırlanan dentin tabakası örneklerine, Adper Easy Bond tek aşamalı SE adeziv sistem üretici talimatlarına göre 20 s süreyle uygulandı. Grubun diğer uygulama aşamaları ise Grup 2a'da olduğu gibi tamamlandı.

Grup 3: Bir milimetre kalınlığındaki dentin tabakasının ısı geçirgenliğinin değerlendirilmesi için 800 mW/cm^2 yoğunluğundaki LED ışık cihazı kullanılarak yapılan ölçümlerde örnekler 5 alt gruba ayrıldı. Bu gruptaki örneklerde de dentin yüzeyi-ışık ucu mesafesi 2 mm olarak planlandı.

Grup 3a (Kontrol): Özel olarak hazırlanan teflon kalıba yerleştirilen dentin örneklerinin üzerine mesafenin standardizasyonu için 2 mm kalınlığındaki pleksiglas kalıp konuldu. LED ışık cihazının zamanlayıcısı 10 s olarak ayarlandı. Bilgisayardan direkt olarak ölçüm başlatıldı. Ölçümün ikinci saniyesinde ışık cihazı aktif hale getirildi. Örneklerin ısısı, başlangıç sıcaklığına dönene kadar (60 s) ölçüme devam edildi. Işık cihazının soğuması için her ölçüm arasında 2 dakika beklendi.

Grup 3b (One Step): Dentin örneğine %37'lik ortofosforik asit 15 s süreyle uygulandı. Asit 5 s yıkandı ve hafif hava ile kurutuldu. Akrilik rezine gömülü dentin tabakası örneği teflon kalıba yerleştirildi. Dentin yüzeyine Bisco One Step iki aşamalı TE adeziv sistem üretici firmanın talimatları doğrultusunda uygulandı. Bu grubun diğer aşamaları Grup 3a'da belirtildiği şekilde tamamlandı.

Grup 3c (One Step Plus): Bu grup için hazırlanan dentin örneklerine Grup 3b'den farklı olarak üreticinin talimatlarına uyularak Bisco One Step Plus iki aşamalı TE adeziv sistem uygulandı. Gruptaki diğer aşamalar Grup 3a'da olduğu gibi tamamlandı.

Grup 3d (Prompt-L-Pop): Bu grupta bulunan dentin tabakaları teflon kalıba yerleştirildi. Adper Prompt-L-Pop tek aşamalı SE adezivin iki bileşeni 5 s karıştırıldı. Üretici firmanın bilgilerine göre dentin örneğine 15 s süreyle uygulandı ve hafif hava ile kurutuldu. Ardından bir kat daha adeziv uygulandı ve hafif hava ile kurutuldu. Grubun diğer uygulama aşamaları ise Grup 3a'da olduğu gibi tamamlandı.

Grup 3e (Easy Bond): Hazırlanan dentin tabakası örneklerine, Adper Easy Bond tek aşamalı SE adeziv sistem üretici talimatlarına göre 20 s süreyle uygulandı. Bu grubun diğer aşamaları Grup 3a'da belirtildiği şekilde tamamlandı.

Grup 4: Bir milimetre kalınlığındaki dentin tabakasının ısı geçirgenliğinin değerlendirilmesi için 1850 mW/ cm² yoğunluğundaki PAC ışık cihazı kullanılarak

yapılan ölçümlerde örnekler 5 alt gruba ayrıldı. Bu gruptaki örneklerde de dentin yüzeyi-ışık ucu mesafesi 2 mm olarak planlandı.

Grup 4a (Kontrol): Hazırlanan dentin tabakası örnekleri teflon kalıba yerleştirildi. Üzerine 2 mm kalınlığındaki pleksiglas kalıp yerleştirildi. PAC ışık cihazının zamanlayıcısı 3 s olarak ayarlandı. Bilgisayardan direkt olarak ölçüm başlatıldı. Ölçümün ikinci saniyesinde ışık cihazı aktif hale getirildi. Örneklerin ısısı, başlangıç sıcaklığına dönene kadar (60 s) ölçüme devam edildi. Işık cihazının soğuması için her ölçüm arasında 2 dakika beklendi.

Grup 4b (One Step): Dentin örneğine %37'lik ortofosforik asit 15 s süreyle uygulandı. Asit 5 s yıkandı ve hafif hava ile kurutuldu. Akrilik rezine gömülü dentin tabakası örneği teflon kalıba yerleştirildi. Dentin yüzeyine Bisco One Step iki aşamalı TE adeziv sistem üretici firmanın talimatları doğrultusunda uygulandı. Bu grubun diğer aşamaları Grup 4a'da belirtildiği şekilde tamamlandı.

Grup 4c (One Step Plus): Bu grup için hazırlanan dentin örneklerine Grup 3b'den farklı olarak üreticinin talimatlarına uyularak Bisco One Step Plus iki aşamalı TE adeziv sistem uygulandı. Gruptaki diğer aşamalar Grup 3a'da olduğu gibi tamamlandı.

Grup 4d (Prompt-L-Pop): Bu grupta bulunan dentin tabakaları teflon kalıba yerleştirildikten sonra Adper Prompt-L-Pop tek aşamalı SE adezivin iki bileşeni 5 s karıştırıldı. Üretici firmanın bilgilerine göre dentin örneğine 15 s süreyle uygulandı ve hafif hava ile kurutuldu. Ardından bir kat daha adeziv uygulandı ve hafif hava ile kurutuldu. Grubun diğer uygulama aşamaları ise Grup 4a'da olduğu gibi tamamlandı.

Grup 4e (Easy Bond): Hazırlanan dentin tabakası örneklerine, Adper Easy Bond tek aşamalı SE adeziv sistem üretici talimatlarına göre 20 s süreyle uygulandı. Bu grubun diğer aşamaları Grup 4a'da belirtildiği şekilde tamamlandı.

2.5.2. Deneyin İkinci Kısım

Grup A: Hazırlanan dentin tabakası örneği teflon kalıba yerleştirildi. Üzerine mesafenin standardizasyonu için 2 mm kalınlığındaki pleksiglas kalıp yerleştirildi. QTH ışık cihazının zamanlayıcısı 10 s olarak ayarlandı. Bilgisayardan direkt olarak ölçüm başlatıldı. Ölçümün ikinci saniyesinde ışık cihazı çalıştırıldı. Örneklerin ısısı, başlangıç sıcaklığına dönene kadar (60 s) ölçüme devam edildi Daha sonra aynı örnek üzerine 4 mm, 6 mm, 8 mm ve 10 mm kalınlığındaki pleksiglas kalıplar sırasıyla yerleştirilerek aynı şekilde ölçümler alındı. Her ölçüm arasında dentin örneğinin başlangıç sıcaklığına dönmesi ve cihazın soğuması için 2 dakika beklendi.

Grup B: Bu gruptaki deney aşamaları Grup A ‘daki gibidir. Grup A’ dan farklı olarak, ısı iletiminin değerlendirilmesi amacıyla HQTH ışık cihazı kullanıldı.

Grup C: Bu gruptaki deney aşamaları Grup A’daki gibi uygulandı. Grup A’ dan farklı olarak, ısı iletiminin değerlendirilmesi amacıyla LED ışık cihazı kullanıldı.

Grup D: Isı iletiminin değerlendirilmesi amacıyla PAC ışık cihazının kullanıldığı bu gruptaki deney aşamaları Grup A ile aynı olmakla beraber, Grup A’ dan farklı olarak ışık cihazının zamanlayıcısı 3 s olarak ayarlandı.

3. BULGULAR

Araştırmamız iki kısımda değerlendirilmiştir. Çalışmamızın birinci kısmında 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasının ısı geçirgenliği, dört farklı görünür ışık cihazı ve dört farklı adeziv sistem kullanılarak incelendi. Çalışmanın ikinci kısmında ise; dört farklı görünür ışık cihazından kaynaklanan ısıya, dentin tabakası ile ışık cihazı arasındaki uzaklığın etkisi değerlendirildi.

3.1. Çalışma Öncesi İstatistiksel Değerlendirmeler

Çalışma öncesinde güvenilirliği ve örneklem sayısını belirlemek amacıyla “Statistical Package for the Social Science” (SPSS 15.0 for Windows, SPSS Inc., Chicago, Illinois, ABD) paket programı kullanılarak power analizi yapıldı. Her grup için kullanılan örnek sayısının gücü, $p=0,05$ anlamlılık düzeyinde %97 olarak bulundu.

3.2. İstatistiksel Değerlendirmeler

Çalışmanın birinci kısmında elde edilen bulgular, istatistiksel olarak SPSS paket programı kullanılarak iki yönlü ANOVA ve Post Hoc Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi ile analiz edildi. Çalışmanın ikinci kısmında ise elde edilen bulgular, SPSS paket programı kullanılarak tekrarlı ölçümlerde Varyans Analizi ile değerlendirildi. Tüm istatistiksel değerlendirmeler, Hacettepe Üniversitesi Biyoistatistik Bilim Dalı tarafından gerçekleştirildi.

3.3. Test Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Dört farklı ışık cihazının ve dört farklı adeziv sistemin uygulandığı 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasını geçen ısı değerlerinin incelendiği çalışmanın birinci

kısımında kullanılan 200 örneğin gruplara göre ortalama ısı artış değerleri (ΔT) ve standart sapmaları (SS) Çizelge 3.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Dört farklı ışık cihazından kaynaklanan ısıнын, 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasına etkilerini dört farklı adeziv sistem ile değerlendirdiğimiz deney gruplarında, dentin tabakasını geçtikten sonra ölçülen ortalama ısı artış değerleri (ΔT), standart sapmaları (SS) ve gruplara göre örnek dağılımları (N)

Işık Cihazları	Adeziv Sistemler	Δt (° C)	SS	N
GRUP 1 (QTH) 580 mW/cm ²	GRUP 1a (Kontrol)	5,01	±0,54	10
	GRUP 1b (One Step)	4,41	±0,85	10
	GRUP 1c (One Step Plus)	4,40	±0,44	10
	GRUP 1d (Prompt-L-Pop)	3,96	±0,78	10
	GRUP 1e (Easy Bond)	4,29	±1,27	10
GRUP 2 (HQTH) 800 mW/cm ²	GRUP 2a (Kontrol)	12,44	±1,27	10
	GRUP 2b (One Step)	11,53	±1,30	10
	GRUP 2c (One Step Plus)	11,49	±1,20	10
	GRUP 2d (Prompt-L-Pop)	10,79	±1,28	10
	GRUP 2e (Easy Bond)	11,50	±1,39	10
GRUP 3 (LED) 800 mW/cm ²	GRUP 3a (Kontrol)	7,51	±0,80	10
	GRUP 3b (One Step)	6,02	±1,25	10
	GRUP 3c (One Step Plus)	5,55	±1,36	10
	GRUP 3d (Prompt-L-Pop)	4,87	±0,92	10
	GRUP 3e (Easy Bond)	4,73	±0,79	10
GRUP 4 (PAC) 1850 mW/cm ²	GRUP 4a (Kontrol)	7,71	±1,23	10
	GRUP 4b (One Step)	5,71	±1,29	10
	GRUP 4c (One Step Plus)	7,08	±1,25	10
	GRUP 4d (Prompt-L-Pop)	6,37	±1,23	10
	GRUP 4e (Easy Bond)	5,66	±1,01	10

1 mm kalınlığındaki dentin tabakasını geçtikten sonra oluşan ısıнын kaydedilen en yüksek ortalama ΔT değerleri; HQTH ışık cihazı kullanılan gruplarda elde edilirken, en düşük ΔT değerleri ise QTH ışık cihazı kullanılan gruplarda elde edilmiştir (Çizelge 3.1). QTH ışık cihazı kullanılan gruplarda elde edilen ortalama ΔT değerleri, pulpa sağlığı için zararlı kabul edilen 5,5° C’ nin altında kalan değerler

göstermiştir. HQTH ve PAC ışık cihazlarının kullanıldığı gruplarda elde edilen ΔT değerleri ise; Zach ve Cohen'in pulpa sağlığı için zararlı olduğunu belirttiği $5,5^{\circ}\text{C}$ 'nin üzerindedir.

QTH ışık cihazından kaynaklanan ısının, 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasının altında meydana gelen ısı farklılıklarının incelendiği deney gruplarında, ortalama ΔT değerleri arasında istatistiksel açıdan farklı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Çizelge 3.2. HQTH ışık cihazından kaynaklanan ısının, 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasını geçtikten sonra kaç derece artış gösterdiğinin incelendiği deney gruplarının karşılaştırılması, (Çizelge'de "p" değerleri gösterilmektedir).

GRUPLAR	Kontrol (Grup 2a)	One Step (Grup 2b)	One Step Plus (Grup 2c)	Prompt-L-Pop (Grup 2d)	Easy Bond (Grup 2e)
Kontrol (Grup 2a)		0,691	0,578	0,011*	0,605
One Step (Grup 2b)			1,000	1,000	1,000
One Step Plus (Grup 2c)				1,000	1,000
Prompt-L-Pop (Grup 2d)					1,000
Easy Bond (Grup 2e)					

* $p<0,05$ düzeyinde anlamlı fark olduğunu belirtmektedir.

HQTH ışık cihazının kullanıldığı deney gruplarında (Çizelge 3.2); kontrol grubu ile Prompt-L-Pop adeziv sistemin uygulandığı grup (Grup 2d) arasında istatistiksel açıdan ($p=0,011$) anlamlı bir fark varken, diğer grupların arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0,05$).

LED ışık cihazı kullanılan deney grupları incelendiğinde (Çizelge 3.3), kontrol grubu ile adeziv sistemlerin uygulandığı diğer dört grup arasında (Grup 3b,3c,3d,3e) istatistiksel açıdan anlamlı farklar bulunmuştur ($p<0,05$). Adeziv sistemlerin uygulandığı gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklar bulunmamaktadır ($p>0,05$); fakat One Step ve One Step Plus adeziv sistemlerin uygulandığı gruplarda elde edilen değerler (sırasıyla $6,02^{\circ}\text{C}$; $5,55^{\circ}\text{C}$) pulpa için zararlı kabul edilen $5,5^{\circ}\text{C}$ 'nin üstünde kalırken; Prompt-L-Pop ve Easy Bond adeziv sistemlerin

uygulandığı gruplar için elde edilen ısı farkları (sırasıyla 4,87°C; 4,73) 5,5°C'nin altındadır.

Çizelge 3.3. LED ışık cihazından kaynaklanan ısının, 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasını geçtikten sonra kaç derece artış gösterdiğinin incelendiği deney gruplarının karşılaştırılması, (Çizelge'de "p" değerleri gösterilmektedir).

GRUPLAR	Kontrol (Grup 3a)	One Step (Grup 3b)	One Step Plus (Grup 3c)	Prompt-L-Pop (Grup 3d)	Easy Bond (Grup 3e)
Kontrol (Grup 3a)		0,031*	0,001*	0,000*	0,000*
One Step (Grup 3b)			1,000	0,219	0,103
One Step Plus (Grup 3c)				1,000	1,000
Prompt-L-Pop (Grup 3d)					1,000
Easy Bond (Grup 3e)					

* $p < 0,05$ düzeyinde anlamlı fark olduğunu belirtmektedir.

PAC ışık cihazı kullanılan deney grupları incelendiğinde (Çizelge 3.4), kontrol grubu ile One Step (Grup 4b) ($p=0,001$) ve Easy Bond (Grup 4e) ($p=0,001$) adeziv sistemlerin uygulandığı gruplar arasında ısı farklılıkları yönüyle istatistiksel açıdan önemli farklar vardır. Ek olarak, One Step Plus adeziv sistemin uygulandığı grup (Grup 4c) ile Easy Bond uygulanan grup (Grup 4e) arasında istatistiksel açıdan bir fark bulunmaktadır ($p=0,048$).

Çizelge 3.4. PAC ışık cihazından kaynaklanan ısının, 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasını geçtikten sonra kaç derece artış gösterdiğinin incelendiği deney gruplarının karşılaştırılması, (Çizelge'de "p" değerleri gösterilmektedir).

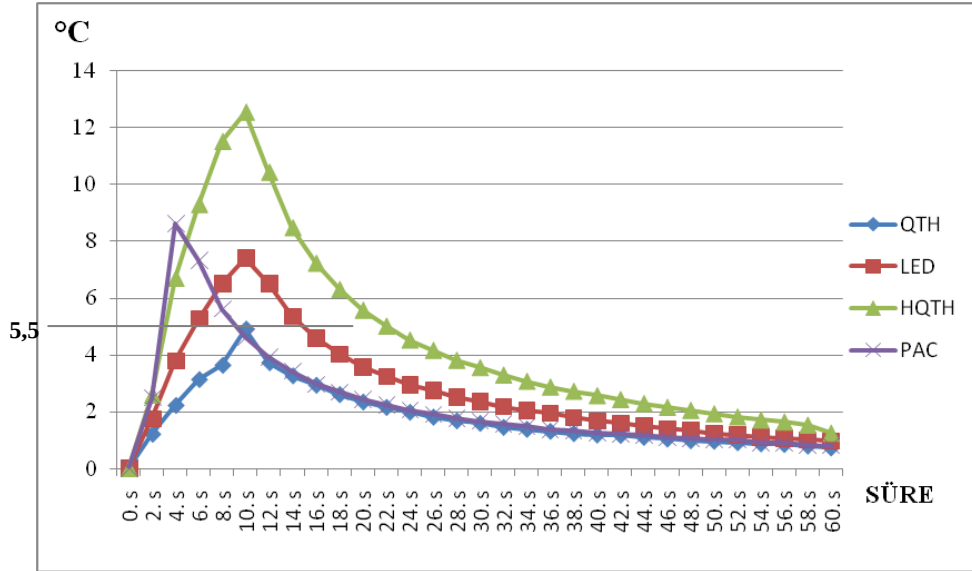
GRUPLAR	Kontrol (Grup 4a)	One Step (Grup 4b)	One Step Plus (Grup 4c)	Prompt-L-Pop (Grup 4d)	Easy Bond (Grup 4e)
Kontrol (Grup 4a)		0,001*	1,000	0,077	0,001*
One Step (Grup 4b)			0,065	1,000	1,000
One Step Plus (Grup 4c)				1,000	0,048*
Prompt-L-Pop (Grup 4d)					1,000
Easy Bond (Grup 4e)					

* $p < 0,05$ düzeyinde anlamlı fark olduğunu belirtmektedir.

Işık cihazlarından kaynaklanan ısının 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasını geçtikten sonra oluşan ısı farkının incelendiği bu çalışmada; farklı adeziv sistemler farklı sonuçlar sergilemiştir. TE ve SE adeziv sistemlerin uygulandığı gruplar incelendiğinde; QTH, HQTH ve LED ışık cihazlarının kullanıldığı gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmazken, PAC ışık cihazının kullanıldığı Grup 4b (One Step TE adeziv sistem) ile Grup 4e (Easy Bond SE adeziv sistem) arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark vardır ($p=0,048$).

Adeziv sistemlerin uygulandığı gruplar (Grup 1b, 1c, 1d, 1e, 2b, 2c, 2d, 2e, 3b, 3c, 3d, 3e, 4b, 4c, 4d, 4e) ve kontrol grupları (Grup 1a, 2a, 3a, 4a) için, ışık cihazları arasında HQTH ışık cihazından kaynaklanan ortalama ısı farkı, tüm gruplarda en yüksek ortalama ısı farkı değerlerini göstermiştir. Bunun yanı sıra, HQTH ışık cihazı kullanıldığında 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasını geçen ısının elde edilen ortalama ΔT değerleri, tüm ışık cihazlarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel açıdan da önemli kabul edilebilecek farklar oluşturmuştur ($p=0,000$).

Grafik 3.1. Dört farklı görünür ışık cihazından kaynaklanan ısının, 60 s boyunca 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasını geçtikten sonra gösterdiği artma ve soğuma eğrileri



Işık cihazlarının 60 s boyunca ortalama ısı artışı ve soğuma eğrisi Grafik 3.1’de gösterilmektedir. Işık cihazlarının tümü, 1 mm dentin tabakasının altında

oluşturdukları ısı incelendiğinde, cihaz kapatıldıktan hemen sonra oluşan ısılarda düşüş gözlemlendi. PAC ve HQTH ışık cihazları, cihazlar kapatıldıktan sonra hızlı bir düşüş göstermekteyken; LED ve QTH ışık cihazları için daha yavaş bir soğuma eğrisi gözlemlenmektedir.

Çizelge 3.5. Dört farklı görünür ışık cihazından kaynaklanan ısının 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasını geçtikten sonra kaç derece artış gösterdiğinin incelendiği deney gruplarının karşılaştırılması (Çizelge’de “p” değerleri gösterilmektedir).

GRUPLAR	Kontrol	One Step	One Step Plus	Prompt-L-Pop	Easy Bond
Grup 1-Grup 2 (QTH-HQTH)	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
Grup 1-Grup 3 (QTH-LED)	0,000*	0,009*	0,132	0,414	1,000
Grup 1-Grup 4 (QTH-PAC)	0,000*	0,058	0,000*	0,000*	0,039*
Grup 2-Grup 3 (HQTH-LED)	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
Grup 2-Grup 4 (HQTH-PAC)	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
Grup 3-Grup 4 (LED-PAC)	1,000	1,000	0,015*	0,018*	0,379

*p<0,05 düzeyinde anlamlı fark olduğunu belirtmektedir.

Kontrol grupları için ışık cihazları birbirleriyle karşılaştırıldığında (Çizelge 3.5), LED ve PAC ışık cihazları arasında oluşan ısı farklılıkları istatistiksel açıdan anlamsız bulunurken (p=1,000); her iki ışık cihazının da, QTH ve HQTH ışık cihazları ile aralarında anlamlı fark bulunmaktadır (p=0,000).

One Step total etch adeziv sistemin uygulandığı tüm gruplar için p değerleri incelendiğinde (Çizelge 3.5), PAC ışık cihazının, LED ve QTH ışık cihazları ile arasında fark bulunmazken (sırasıyla p=1,000; p=0,058); HQTH ışık cihazının; QTH, LED ve PAC ışık cihazları ile aralarında istatistiksel fark bulunmaktadır (P<0,05).

One Step Plus TE adeziv sistem ve Prompt-L-Pop SE adeziv sistemin uygulandığı gruplar için (Çizelge 3.5), QTH ile LED ışık cihazları arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır (p>0,05). PAC ışık cihazı ile diğer üç ışık cihazı ile arasında

istatistiksel açıdan fark bulunmaktadır ($p<0,05$). HQTH ışık cihazının; QTH, LED ve PAC ışık cihazları ile arasında istatistiksel farklar vardır ($p<0,05$).

Easy Bond SE adeziv sistemin uygulandığı alt gruplar için (Çizelge 3.5), LED ışık cihazı ile QTH ışık cihazı ($p=1,000$) ve PAC ışık cihazı ($p=0,379$) arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmazken, PAC ile QTH ışık cihazları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmaktadır ($p=0,039$).

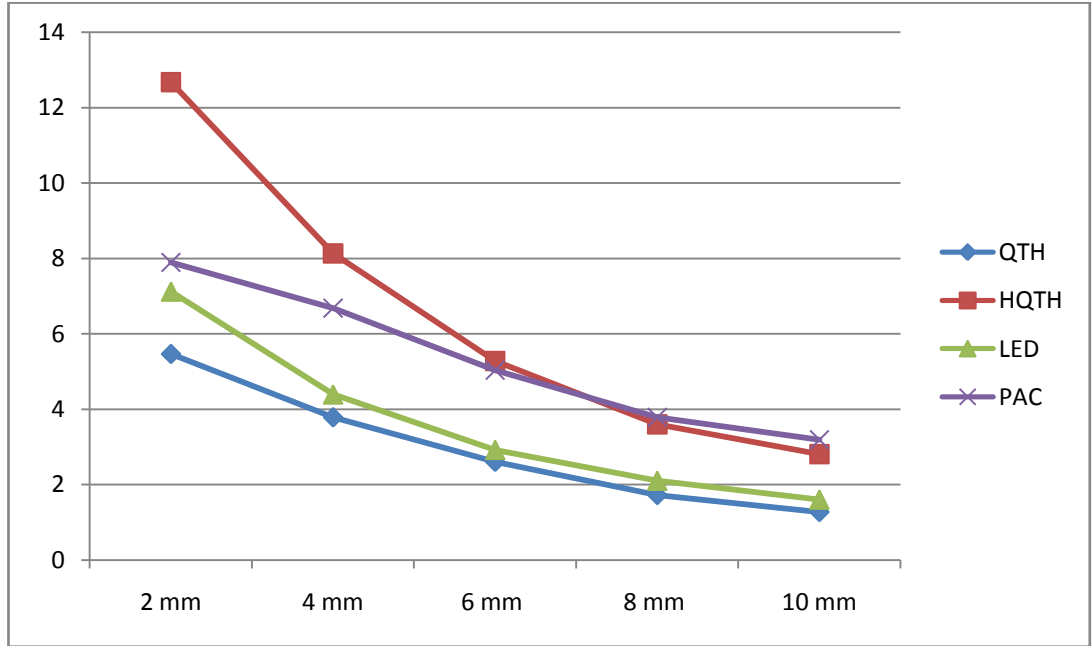
Çizelge 3.6. Dört farklı görünür ışık cihazından kaynaklanan ısıнын, dentin tabakasına uzaklığına etkisinin değerlendirdiğimiz deney gruplarında, dentin tabakasını geçtikten sonra ölçülen ortalama ısı artış değerleri (ΔT), standart sapmaları (SS) ve gruplara göre örnek dağılımları (N)

İŞİK CİHAZLARI	Uzaklık	Δt (° C)	SS	N
GRUP A (QTH) 580 mW/cm ²	2 mm	5,46	±1,39	10
	4 mm	3,78	±0,89	
	6 mm	2,60	±0,57	
	8 mm	1,72	±0,39	
	10 mm	1,27	±0,28	
GRUP B (HQTH) 800 mW/cm ²	2 mm	12,67	±0,99	10
	4 mm	8,13	±1,16	
	6 mm	5,28	±1,07	
	8 mm	3,60	±0,61	
	10 mm	2,81	±0,44	
GRUP C (LED) 800 mW/cm ²	2 mm	7,12	±0,92	10
	4 mm	4,39	±0,68	
	6 mm	2,92	±0,42	
	8 mm	2,10	±0,32	
	10 mm	1,60	±0,30	
GRUP D (PAC) 1850 mW/cm ²	2 mm	7,89	±1,34	10
	4 mm	6,68	±1,38	
	6 mm	5,03	±0,90	
	8 mm	3,78	±0,70	
	10 mm	3,19	±0,60	

Dört farklı ışık cihazının 1 mm dentin tabakasının pulpal yüzeyinde oluşturduğu ısı artışı farkının (ΔT) artan mesafelere göre değerlendirildiği çalışmanın ikinci kısmının ortalama ΔT ($^{\circ}C$) değerleri ve standart sapmaları (SS) Çizelge 3.6’da gösterilmiştir.

ΔT değerleri incelendiğinde ışık cihazlarının tümü, 1 mm kalınlığındaki dentin tabakası ile ışık cihazının ucu arasındaki mesafe artışına bağlı olarak istatistiksel olarak daha düşük ortalama ΔT değerleri göstermiştir ($p<0,05$). QTH ışık cihazı tüm mesafelerde en düşük ortalama ΔT değerlerini göstermiştir. HQTH ışık cihazında mesafe arttıkça ortalama ΔT değeri daha fazla azalmaktayken, PAC ışık cihazında ortalama ΔT değerlerinin düşüşü daha azdır. LED ışık cihazının ortama ΔT değerleri, 2 mm mesafede PAC ışık cihazına yakinken, diğer mesafeler için QTH ışık cihazına yakın değerler göstermiştir (Çizelge 3.6) (Grafik 3.2).

Grafik 3.2. Dört farklı görünür ışık cihazından kaynaklanan ısının, farklı mesafelerde 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasını geçtikten sonra gösterdiği ΔT eğrileri



Işık cihazları uygulandıkları her mesafe için 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasının altında oluşturdukları ΔT değerleri açısından anlamlı istatistiksel farklar göstermiştir ($p<0,005$).

Işık cihazının ucu ile dentin tabakası arasında 2 mm mesafe bulunan ısı artışı sonuçları için (Çizelge 3.7), LED ile PAC ışık cihazı arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p=0,899$). QTH ve HQTH ışık cihazları ile LED ve PAC ışık cihazları arasında istatistiksel açıdan önemli farklar bulunmuştur ($p<0,05$).

Işık cihazının ucu ile dentin tabakası arasındaki mesafe 4 mm'ye çıkarıldığında ise (Çizelge 3.7), QTH ile LED ışık cihazı arasında anlamlı bir fark bulunmazken ($p=1,000$), diğer ışık cihazları ile arasındaki fark anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Çizelge 3.7. Dört farklı görünür ışık cihazından kaynaklanan ısının, dentin tabakasına uzaklığının etkisini değerlendirildiğimiz deney gruplarının karşılaştırılması (Çizelge'de "p" değerleri gösterilmektedir).

Gruplar	2 mm	4 mm	6 mm	8 mm	10 mm
Grup A-Grup B (QTH-HQTH)	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
Grup A-Grup C (QTH-LED)	0,019*	1,000	1,000	0,718	0,575
Grup A-Grup D (QTH-PAC)	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
Grup B-Grup C (HQTH-LED)	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
Grup B-Grup D (HQTH-PAC)	0,000*	0,026*	1,000	1,000	0,340
Grup C-Grup D (LED-PAC)	0,899	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*

* $p<0,05$ düzeyinde anlamlı fark olduğunu belirtmektedir.

Işık cihazının ucu ile dentin tabakası arasında bulunan 6, 8 ve 10 mm mesafeler için (Çizelge 3.7), HQTH ile PAC ışık cihazları arasında ($p=1,000$) istatistiksel açıdan fark yoktur. Yine aynı mesafeler için, QTH ile LED ışık cihazları arasında ($p=1,000$) anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu mesafeler için; HQTH ve PAC ışık cihazları, QTH ve LED ışık cihazlarından daha yüksek ısı artışı oluşturdu ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklar gözlemlendi ($p<0,05$).

4. TARTIŞMA

Estetik tedavilere yönelik artan talep ile beraber, kompozit rezinler ve adeziv materyallerin fizikokimyasal gelişimi sonucu, estetik restoratif uygulamalarda rezin bazlı materyallerin kullanılmaktadır (Shortall and Harrington, 1998; Nahsan ve ark., 2011). Çürükten etkilenmiş dişlerin kaviteleri, rezin içerikli materyaller ile restore edilirken; bu materyaller, polimerize edilebilmeleri için ışık ile aktivasyona ihtiyaç duyarlar.

İlk üretilen ışık cihazları, UV ışık cihazlarıdır. Ancak, bu cihazlar ile polimerize edilen kompozitlerde polimerizasyon derinliğinin yetersiz olması ve UV ışığın cilt ve göz dokuları üzerine zararlı fototoksik etkileri (Mc Cabe ve Walls, 2000; Craig ve Powers, 2002) nedeniyle bu cihazlar yerini görünür ışık cihazlarına bırakmıştır.

Kompozit rezinler, adeziv sistemler, hibrit materyaller ve rezin simanlar polimerizasyon reaksiyonlarının başlatılabilmesi için mavi ışık üreten ışık cihazlarına ihtiyaç duyan materyallerdir (Hansen ve Asmussen, 1993; Hanning ve Bott, 1999). Bu materyallerin optimum fiziksel özelliklerinin sağlanabilmesi için yeterli polimerizasyonları kritik bir faktördür (Knezevic ve ark., 2001). Bu doğrultuda, kompozit rezinlerin ve adezivlerin ışıkla polimerizasyonları için; hem klinik zamanı kısaltacak, hem de materyallerin fiziksel özelliklerine katkıda bulunabilecek ışık cihazlarının gelişimine yönelik araştırmalar yapılmaktadır (Millen ve ark., 2007; Santini ve ark., 2008).

Yüksek güç çıkışına sahip ışık cihazları ısı artışı ile karakterize olmakla beraber, kompozit restorasyonlar da polimerizasyonları sırasında ısı açığa çıkarırlar (da Silva ve ark., 2010). Mine ve dentin termal yalıtkan olsa da, pulpa ısıya karşı oldukça hassastır (Magalhães ve ark., 2008). Bu nedenle, dişlerin termal uyarılara karşı tepkileri hakkında detaylı bilgilerin elde edilmesi; klinik uygulamalar için tedavi stratejilerinin optimizasyonu ve dizaynı için gerekli olmaktadır (Lin ve ark., 2010).

Dişlerin, kompozit rezinler ile tedavisi sırasında pulpa içi ısı artışını etkileyen faktörler üç grupta incelenebilir;

- Dişle ilgili faktörler (kalan dentin kalınlığı, dentinin yapısı, pulpanın durumu ve pulpanın iyileşme yeteneği)
- Işık cihazları ile ilgili faktörler (dalga boyu, ışık yoğunluğu ve ışığın uygulandığı süre)
- Rezin materyallerin özellikleri (kompozit rezinlerin renk tonu, doldurucu içerikleri ve rezin miktarı) (Millen ve ark., 2007).

Zach ve Cohen (1965) yaptıkları *in vivo* araştırmanın sonucunda 5,5°C'lik pulpa içi ısı artışının pulpada histolojik değişikliklere neden olduğunu ve dişlerin pulpalarının %15'inin nekroze olduğunu, 11°C'lik ve 16°C'lik pulpa içi ısı artışının ise sırasıyla dişlerin %60'ının ve %100'ünün pulpalarında irreversible değişiklikler olduğunu bildirmişlerdir. Ek olarak; bu çalışmada kullanılan yöntemle bakılmaksızın, pulpa ısısında en küçük bir artışın bile hayvan pulpalarında çeşitli derecelerde pulpitisin histolojik kanıtları gözlenmiştir (Zach ve Cohen, 1965). Pulpal hasarda rol oynayan mekanizmalar; protoplazma koagülasyonu, dentin tübüllerindeki sıvının genişmesi ve tübüllerden dışa doğru akışının artması, vasküler yaralanma ve doku nekrozudur (Lieu ve ark., 2001). Kaydedilen 38-45°C'lik ısı artışı sonucu pulpada leukotrien B₄ (LTB₄) sentezi önemli ölçüde artmaktadır. LTB₄ erken dönem enflamatuar mediatördür ve enflamatuar reaksiyonları artırma kapasitesine sahiptir (Eberhard ve ark., 2005). Pulpa, dens bir yapı olan dentin ile çevrili olduğundan enflamatuar olayların pulpada irreversible etkileri olabilmektedir (Mjör, 2002).

Herhangi bir operatif uygulamanın ana amacı, diş canlılığını korumaktır. Dişin mine ve sement dokuları, dentin üzerindeki koruyucu tabakalar olarak görev yaparlar. Kavite ve kron preparasyonu; bu koruyucu bariyerlerin kaybına yol açarak, dentin ve dentin tübüllerinin ortaya çıkmasına neden olur. Ortaya çıkmaları sonucunda da tübüller; mekanik, kimyasal ve bakteriyel uyarınları pulpaya doğru ileten kanallar olarak davranış gösterirler (Brannstrom, 1982).

Dentinin yapımından sorumlu olan odontoblastlar pulpaya doğru ilerleyerek dentini oluşturur ve bu bölgede tübüller birbirlerine doğru yaklaşmaya zorlanır. Mine dentin bileşiminde mm^2 'de 15000-20000 olan kanal sayısı, pulpaya komşu olan bölge mm^2 'de 45000-60000 civarındadır. Ek olarak; kanal lümenlerinin çapı kron dentininde 0,5-0,9 μm iken, pulpa yüzeyinde 2-3 μm 'ye yükselir (Sturdevant, 2011). Buna ilaveten; predentin tabakasının hemen altında yer alan ve pulpa odasının tavanını meydana getiren post mitotik odontoblast hücre tabakası en hassas pulpa hücreleridir (Santini ve ark., 2008). Bu iki nedenden dolayı, özellikle dentinin bu bölümünde dental işlemler sonucu meydana gelebilecek ısıнын değerlendirilmesi önem taşır. Dentinin ısı geçirgenliğinin ölçüldüğü çalışmalarda test edilen dentin tabakaları, dişin birçok yüzeyinden elde edilebilmektedir. Bunlar; dişin orta üçlüsünden dişin uzun aksına dik (Aguar ve ark., 2005; da Silva ve ark., 2010), dişin uzun aksına paralel (Tosun ve ark., 2008) veya dişin okluzal mine tabakası kaldırıldıktan sonra dişin uzun aksına dik (Öztürk ve ark., 2004b; Hubbezoğlu ve ark., 2008) gibi teknikler ile elde edilebilmektedir. Ne yazık ki bazı çalışmalarda (Schneider ve ark., 2005; Taher ve ark., 2008; de Souza ve ark., 2009), dentin kesitlerinin dişin hangi bölgesinden alındığı hakkında tam bir bilgi elde edilememektedir. Çalışmamızda elde edilen dentin tabakaları, pulpaya mümkün olabilecek en yakın yüzeyden elde edildi. Bu amaçla; dişler, akrilik rezine kökleri açıkta kalacak şekilde gömüldü ve kökler mine sement birleşiminden kesilerek pulpa tavanı belirlendi. Böylece pulpa tavanına zarar verilmeden dişin uzun aksına dik (pulpa odası tavanına paralel) 1 mm kalınlığında dentin kesitleri elde edildi.

Dentin örnekleri farklı ortamlardan geldiklerinden, her dentin örneğinin termal iletkenliği kendine özgü olsa da; dentinal tübüllerin doğrultusu, termal yayılımı etkilememektedir (Magalhães ve ark., 2008). Bu nedenle, dentin tabakaları hazırlanırken dişin uzun aksına dik olacak şekilde dentin örnekleri elde edildi.

Pulpa odasında oluşabilecek ısıнын değerlendirilmesi için yapılan birçok *in vitro* çalışma, sağlam veya çürüksüz dentin materyalleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Loney ve Price 2001; Öztürk ve ark., 2004b; Al-Qudah ve ark., 2005; Schneider ve ark., 2005). Bununla beraber; çürüksüz dentinin rezin materyaller ile restorasyonu,

klirik diş hekimliğinde sıklıkla karşılaşılan bir durum değildir (Pashley, 1991). Çürük dentinin karakteristik özelliği enfekte ve çürükten etkilenmiş tabakaları içermesidir. Genellikle ürükten etkilenmiş tabaka tedavi sırasında kaldırılmamaktadır (Nakajima ve ark., 1999; Yoshiyama ve ark., 2002). Bununla beraber; çürüğün temizlenmesi ve kavite hazırlığını takiben uygulanacak adeziv bir restorasyonun büyük bir kısmı çürükten etkilenmiş dentindedir (Nakajima ve ark., 2005). Ek olarak, dentinde bulunan tübüllerin yoğunluğu ve çapı; elde edilen diş vericilerinin yaşından, dişlerin anatomisinden ve çürük oluşumundan etkilenir (da Silva ve ark., 2010). Çürükten etkilenmiş dentinin fiziksel ve kimyasal yapısı normal dentinden farklıdır. Çürükten etkilenmiş dentinin intertübüler kristalleri normal dentinle karşılaştırıldığında gelişi güzel dağılmaktadır. Bu kristaller; daha büyük apatit kristallerinden oluşur ve daha geniş kristaller arası boşluklara sahiplerdir (Ogawa ve ark., 1983; Marshall ve ark., 2001) ve büyük bir bölümü sklerotik dentindir (Fanibunda ve De Sa, 1975). Bu nedenle; çürük dentin, normal dentine oranla daha yüksek ısı yayılıma sahiptir ve daha az termal yalıtkan özelliktedir (Fanibunda ve De Sa, 1975; Marshall ve ark., 1997).

Konservatif diş hekimliği prensibi, remineralize olabilecek çürükten etkilenmiş dentinin kavite hazırlığı sırasında bırakılıp; dentinin diş tabakalarındaki çürük dentinin temizlenmesi esasına dayanır (Tosun ve ark., 2008). Öztürk ve ark. (2004b); çeşitli ışık cihazlarının ısı artışına etkilerini inceledikleri çalışmalarında, herhangi bir restorasyona sahip olmayan 1 mm kalınlığındaki dentin örneklerinin histokimyasal ve yapısal farklılıklarının ısı değişimini etkileyip etkilemediğini belirlemek için; QTH ışık cihazı kullanarak 10 s boyunca tüm dentin örneklerinin altında oluşan ortalama ısı farkını incelemişlerdir. Tüm örnekler için ortalama ısı farkını $2.5 \pm 0.02^{\circ}\text{C}$ bulmuşlardır. Bu bulgularının ışığında; dentin örnekleri altında oluşan ısının, dentinin histokimyasal ve yapısal farklılıklarından etkilenmediği sonucuna varmışlardır (Öztürk ve ark., 2004b). Fakat; Tosun ve ark. (2008), rezin içeren dental materyaller ve adezivlerin polimerizasyonu boyunca sağlam ve çürükten etkilenmiş süt dişleri dentin örneklerinin altında oluşan ısı artışını inceledikleri *in vitro* alışmalarında, çürükten etkilenmiş dentin ile normal dentin arasında ısı geçirgenliği yönünden önemli istatistiksel farklar bulmuşlardır. Elde etikleri bulgular

incelendiğinde, en yüksek ısı artışının adeziv sistemlerin polimerizasyonu sırasında çürükten etkilenmiş dentinde oluştuğunu bildirmişlerdir (Tosun ve ark., 2008).

Farklı şekilde çürüğe maruz kalmış dişlerde etkilenmiş dentinin miktarını standardize etmek mümkün olmamaktadır. Ek olarak, çürük dişlerden istenilen miktarda dentin elde etmek oldukça zordur (Al-Qudah ve ark., 2005). Bu bilgiler ışığında hem elde ettiğimiz dentin tabakalarının standardizasyonunu sağlamak amacıyla hem de çevre oral şartlardan en az etkilenen diş grubu olduğu için çalışmamızda gömülü 3. molar dişler kullanıldı.

Termal iletim, kalan dentin dokusunun kalınlığından etkilenmektedir (Al-Qudah ve ark., 2005; Aguiar ve ark., 2005; Aguiar ve ark., 2006; Guiraldo ve ark., 2008; Seelbach ve ark., 2010). Takahashi ve ark. (1977); kalan dentin kalınlığının, ısının pulpaya iletiminde dişe yerleştirilen materyalin tipinden ve termal yayılımından daha önemli olabileceğini savunmuşlardır. Aguiar ve ark. (2005); yüksek çıkış gücüne sahip (1280 mW/cm^2) HQTH ışık cihazı ile dentin örneklerine kompozit rezin veya adeziv uygulamadan ışık uygulamışlardır. Yapılan bu çalışma göstermiştir ki; 1 mm dentin tabakası altında oluşan ısı artışı $5,6^\circ\text{C}$ iken, 2 mm dentin tabakası altında $5,2^\circ\text{C}$ 'ye ve 3 mm dentin tabakası altında ise $2,4^\circ\text{C}$ 'ye düşmüştür (Aguiar ve ark., 2005).

Birçok çalışmada; kompozit rezinlerin ve adezivlerin polimerizasyonları sırasında, farklı dentin kalınlıklarının altında oluşan ısı artışı incelenmiştir (Tjan ve Dunn 1988; Thompson ve ark., 1997; Loney ve Price, 2001; Weerakoon ve ark., 2002; Al-Qudah ve ark., 2005; Aguiar ve ark., 2005; Aguiar ve ark., 2006; Guiraldo ve ark., 2008; Hubbezoğlu ve ark., 2008; Tosun ve ark., 2008; Leprince ve ark., 2010; Seelbach ve ark., 2010). Bu çalışmaların bir kısmı dentin tabakaları elde ederek ısı artışını incelerken (Loney ve Price; 2001; Aguiar ve ark., 2006; Taher ve ark., 2008; Guiraldo ve ark., 2008; Hubbezoğlu ve ark., 2008; Tosun ve ark., 2008), diğer bir kısmı da çekilmiş dişlerde standart kavite açıldıktan sonra radyografik yöntemlerle kalan dentin kalınlığını ölçerek incelemelerde bulunmuşlardır (Weerakoon ve ark., 2002; Yazıcı ve ark., 2006; Leprince ve ark., 2010). Loureiro ve ark. (2011); iki

farklı teknik kullanarak kompozitin ısı artışını inceledikleri çalışmalarında, sıgır dişlerine 2 mm'lik standart kavite açtıkları tekniğe göre 1 mm dentin tabakası kullandıkları teknikte, dentin tabakasının altında oluşan ısı artışının daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Bu durum kalan diş dokularının oluşan ısının bir kısmını absorbe etmesinden kaynaklanmaktadır. Fakat elde edilen dentin tabakalarının tüm yüzeyinin kalınlıklarının dijital kumpas ile ölçülerek belirlenmesinin, dişlerde standart kaviteler hazırlandıktan sonra kalan dentin kalınlığının radyografik yöntemler ile ölçümünden daha net bir şekilde yapılacaktır. Bundan dolayı; dentin tabakası elde edilerek yapılan ısı geçirgenliği ölçümünün daha etkili sonuçlar elde etmemizi sağlayacağını düşünmekteyiz.

Akrilik rezin, dentine benzer ısı yayılımına sahip olduğundan (Brown ve ark., 1970; Messersmith ve ark., 1998); bu çalışmada dentin tabakaları elde edilirken dişler, mikrocüt cihazına akrilik rezine gömülü bir şekilde yerleştirildi. Ölçüm sırasında da dentin tabakaları, çalışma için tasarladığımız teflon kalıba çevresindeki akrilik tabaka çıkarılmadan yerleştirildi.

Yüksek derecede mineralize olan dentin, pulpa odasında daha yüksek ısı artışı ile karakterizedir (da Silva ve ark., 2010). Organik yapısı azalan dentinin, inorganik yapısının ısı iletimi daha fazladır. İnsan dentininin pöröz açıklığı ile termal iletkenliği arasında da güçlü bir korelasyon bulunmaktadır. Dentinde açık kanalların sayısı azaldıkça (örneğin sklerotik dentinde olduğu gibi), termal iletkenliği de artmaktadır (Magalhães ve ark., 2008). Sklerotik dentin, yaşlanmaya veya hafif iritasyona (yavaş ilerleyen çürük gibi) karşı oluşan ve primer dentinin yapısının değişimi ile meydana gelen bir yapıdır. Bu oluşumda peritübüler dentin, dentin mine bileşimine doğru daha genişler ve yavaş yavaş tübüller kalsifiye materyal ile dolar (Sturdevant, 2011). Sklerotik dentinin açık kanal sayısı azdır veya büyük yoğunlukla çapları azalmış kıvrımlı dentin tübülleri oluşmuştur. Bu nedenle; dentinde oluşan bu yüksek mineralizasyon, pulpa odasına yüksek termal iletkenliğe sebep olmaktadır (da Silva ve ark., 2010). Da Silva ve ark. (2010); dentindeki mineralizasyonun pulpa odası ısı artışına etkisini inceledikleri çalışmalarında, çürük lezyonu altındaki dentinin çoğunlukla demineralize olduğu, aktif çürüklü dişleri tedavi ederken

pulpanın termal bariyerler ile korunmasının klinisyenler için daha az kritik olduğunu belirtmişlerdir. Fakat yavaş ilerleyen çürük lezyonuna bağlı oluşan sklerotik dentinli dişlerde, pulpal hasarı önlemek için kompozit rezinin ve ışık cihazlarının oluşturduğu ısıya karşı daha koruyucu önlemler gerekmektedir (da Silva ve ark., 2010).

Birçok çalışma kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında oluşan ısının ve ışık cihazlarının oluşturduğu ısının etkisini araştırmıştır. Ancak bu çalışmaların sonuçları araştırılan materyallere, kullanılan ışık cihazlarının özelliklerine ve deneysel düzeneklerine bağlı olarak oldukça çeşitli olmaktadır (Danesh ve ark., 2004; Öztürk ve ark., 2004b; Knezevic ve ark., 2005). Ayrıca bu sonuçlar; materyallerin formülasyonlarına, örneklerin hacmine ve ısının kaydedildiği tekniğe bağlı olarak da değişebilmektedir (Al-Qudah ve ark., 2005). *In vitro* çalışmalarda; ışık cihazlarının ve kompozit rezinlerin polimerizasyon boyunca oluşturdukları ısının çevre dokulara etkisini incelemek amacıyla termistör (Stewardson ve ark., 2004), termoçiftler (Kleverlaan ve Gee, 2004; Asmussen ve Peutzfeldt, 2005; Yazıcı ve ark., 2006; Bağış ve ark., 2008; Da Silva ve ark., 2010), diferansiyel termal analiz (Lloyd, 1984; McCabe, 1985; Vaidyanathan ve ark., 1992), diferansiyel taramalı kalorimetre (Vaidyanathan ve Vaidyanathan, 1991) ve infrared termografik görüntüleme sistemi (Hussey ve ark., 1995) gibi birçok yöntem kullanılmıştır. Çalışmamızda; dentinin ısı geçirgenliğinin ölçülmesinde düşük maliyeti, etkili, dayanıklı, kompakt, hızlı tepki veren, geniş ısı ölçüm aralığı ve kabul edilebilir doğruluk payı bulunan, standart bağlantılar içeren cihazlar (Jafarzadeh ve ark., 2008) olan termoçiftlerden yaralandık. Termoçiftler, birçok ısı geçirgenliği çalışmasında kullanılmıştır (Öztürk ve ark., 2004b; Martins ve ark., 2006; Millen ve ark., 2007; Santini ve ark., 2008; Tosun ve ark., 2008; Hubbezoğlu ve ark., 2008) ve bu çalışmaların sonuçları ile elde ettiğimiz sonuçları karşılaştırmak amacıyla çalışmamızda bu cihazdan yararlanıldı.

Ağız boşluğunun ısısı rubberdam yerleştirildiğinde 25,1°C, yerleştirilmediğinde ise 27,7°C olarak bulunmuştur (Plasmans ve ark., 1994). Referans sıcaklığı olarak alınan 37°C sıcaklık, bu nedenle klinik şartlara uymayabilmektedir (Hofmann ve ark., 2002b). Yap ve Soh (2003); kapalı bir düzenekte ısı artışı değerlerini (ΔT) iki farklı ortam ısında (25°C ve 37°C) incelemişler ve oluşan ΔT değerlerinin istatistiksel

olarak farklı olmadığını bulmuşlardır. Porko ve Hietala (2001) ise çevreden izole edilerek 37°C'lik su banyosunun kullanımının, dişin normal çevre sıcaklığında tutularak ısı artışının ölçülmesine göre, ölçülen ΔT değerlerini ikiye katladığını belirtmişlerdir. Bu çalışmada ΔT değerleri 21°C'lik ortam ısısında elde edildi.

Işık cihazlarının gelişimi ile diş pulpasının ısını etkileyen birçok faktör ortaya çıkmıştır. Bazı araştırmacılar daha dar ışık spektrumu olan cihazların daha az ısı artışına neden olacağını belirtmişlerdir (Millen ve ark., 2007). Diğerleri ışık yoğunluğunun pulpa ısısı üzerinde önemli bir etkisi olduğunu bildirmişlerdir (Hannig ve Bott, 1999). Yazıcı ve ark. (2006) yaptıkları çalışmalarında; PAC ışık cihazlarının, QTH ve LED'e göre iki kat daha fazla ışık yoğunluğuna sahip olmasına rağmen ürettikleri ısıнын bu cihazlarla karşılaştırılabilir düzeyde olduğunu belirtmişlerdir. Burada zaman çok önemli bir faktör olarak karşımıza çıkmaktadır. PAC ışık cihazları 3 s'den 12 s'ye kadar uygulanabilmektedir. Yazıcı ve ark. (2006) çalışmalarında PAC ışık cihazını 3 s süreyle uygulayarak bu sonuca varmışlardır fakat daha uzun polimerizasyon zamanı özellikle PAC ışık cihazları için daha yüksek ısı artışı ile karakterize olmaktadır (Hannig ve Bott, 1999).

Rezin bazlı kompozitlerin ve adeziv rezinlerin ışıkla polimerizasyonu için en sık kullanılan ışık kaynağı QTH ışık cihazlarıdır (Hofmann ve ark., 2002b). QTH ampuller parlayana kadar ısınan (2000 den 3000°C'ye kadar) çevresinde halojen gazının bulunduğu tungsten filament içerirler ve mavi ışığın elde edilmesi için filtreler ihtiyacı duyarlar (Jiménez-Planas ve ark., 2008). Bu cihazlardan elde edilen ışığın ana kaynağı infrared enerjidir ve beraberinde ısı açığa çıkar. Bu enerji, kompozit rezinler tarafından absorbe edildiğinde moleküler vibrasyon artar ve ışık cihazının oluşturduğu ısıya ek olarak ekzotermik ısı meydana gelir. Bu nedenle konvansiyonel ışık cihazları, dişe iletilen infrared enerjinin önlenmesi için ısı absorbe eden filtreler ihtiyacı duyarlar (Schneider ve ark., 2005; Jiménez-Planas ve ark., 2008). QTH ışık cihazlarının güçleri ile beraber filtreleri de düzenli olarak kontrol edilmelidir (Knezevic ve ark., 2005). QTH ışık cihazının yetersiz filtreleri; 18,5°C'den 21,2°C'ye kadar değişen sıcaklıklara neden olurken, uygun filtreye sahip cihazların oluşturduğu sıcaklık 12,1°C'den 13,2°C'ye kadar değişmektedir (Hussey

ve ark., 1995). Meydana getirdikleri ısı ve foto başlatıcıları aktive etmek için bu akkor lambalardan elde edilen spektral aralığın sadece küçük bir kısmı kullanılması nedeniyle, QTH ışık cihazlarının etkinliği düşüktür (Hofmann ve ark., 2002b). Ek olarak; soğutucu fan gereksinimleri, bu cihazların dezavantajıdır (Jiménez-Planas ve ark., 2008).

QTH lambaları; filtrelenmelerine rağmen, LED ışık cihazlarından daha geniş emisyon spektrumuna ve yüksek ısı üretebilecek dalga boylarına sahiptir (Vandewalle ve ark., 2005). LED'ler ise ışığı, güçlendirilmiş yarı iletken bağlantıları kullanarak üretirler ve üretilen ışık 470 nm dalga boyunda mavi ışıktır (Campregher ve ark., 2007). Bu nedenle farklı dalga boylarının oluşturduğu ısı bu cihazlarda oluşmamaktadır (Asmussen ve Peutzfeldt, 2005). Geçmiş yıllarda yapılan bir çalışmada; ilk 10 s'lik periyotta QTH ışık cihazı (500 mW/cm^2) $6,8^\circ\text{C}$ ısı üretirken LED ışık cihazı (600 mW/cm^2) $11,8^\circ\text{C}$ ısı üretmektedir. Işık uygulama süresi artırıldığında ise QTH ışık cihazı LED ışık cihazına göre daha fazla ısı üretmeye başlamıştır (Bağış ve ark., 2008). Bunun nedeni; halojen lambaların zaman artıkça daha fazla ısınması ile açıklanabilir. Fakat; LED ışık cihazlarının gücü artırıldığında, oluşan ısı da artmaktadır (Asmussen ve Peutzfeldt, 2005).

LED ışık cihazlarının ürettikleri mavi ışığın spektrumu oldukça dardır ve bu nedenle oldukça etkin ışık cihazlarıdır. LED ışık cihazları; bu etkinliklerinin yüksek olması sayesinde, pille çalışan kablosuz tasarımların gelişimine ve soğutucu fanların elemine edilmesine olanak sağlamışlardır (Hofmann ve ark., 2002b). Birinci jenerasyon LED ışık kaynakları düşük ışık gücüne sahiplerdir (Leonard ve ark., 2002) ve bu nedenle QTH ışık cihazlarına göre daha az ısı meydana getirdiği savunulmaktadır (Yap ve Soh, 2003; Yazıcı ve ark., 2006). Düşük güçteki enerji yoğunluğuna sahip ışık cihazları, diğer ışık cihazlarıyla eşit güçteki enerji yoğunluğu ve polimerizasyon derinliği elde edebilmek için daha fazla uygulama zamanına ihtiyaç duyar. Bu da daha yüksek ısı oluşumuna neden olabilir (Vandewalle ve ark., 2005). Price ve ark.'na (2003) göre ikinci nesil LED ışık cihazları genellikle daha yüksek güç yoğunluğuna ve bunun bir sonucu olarak daha yüksek termal yayılıma ve daha fazla polimerizasyon derinliğine sahiplerdir.

Işık cihazlarının farklı tip ışık ileticileri, oluşan ışığın odaklama etkisi üzerinde etkilidir (Price ve ark., 2000). Turbo tip ışık ileticilerinin yüksek odaklama etkisi, ışık ileticinin ucunda oluşan ışık yoğunluğunun gücünü artırır fakat ışık ileticisinden uzaklaştıkça oluşan ışığın dağılımı daha yüksek oranda olmaktadır (Vandewalle ve ark., 2005). Price ve ark. (2000), ışık ileticisi ile aradaki mesafe arttıkça ışığın yoğunluk gücünün azaldığının fakat standart ışık ileticilerine göre turbo tip ileticilerde bu azalmanın oranının daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Vandewalle ve ark. (2005) da, yaptıkları bir çalışmada kullandıkları turbo tip ışık ileticisine sahip yüksek güç çıkışlı (1404 mW/cm^2) LED ışık cihazının ışık ileticisinin ucunda oluşan ısının, kullandıkları diğer standart ışık ileticisine sahip LED ışık cihazlarına göre daha yüksek olduğunu fakat mesafe arttıkça oluşan ısının diğer cihazların oluşturduğu ısıya benzer olduğunu bulmuşlardır. Araştırmacılar, bunun nedenini turbo tip ışık ileticisinin oluşan ışığı göreceli olarak daha zayıf yönlendirmesi ve bu nedenle mesafenin artmasına bağlı olarak ısının azaldığı yönünde açıklamışlardır (Vandewalle ve ark., 2005).

PAC ışık cihazları, direk restorasyonlarda kullanılan kompozit rezin dolguların hızlı bir şekilde polimerizasyonu için dizayn edilmiştir. Bir elektrik devresinde bulunan yüksek basınçlı iyonize gazın oluşturduğu yüksek enerji, kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesini yükseltmek için yeterli güce sahip yüksek ısılı ışığın meydana getirilmesi için kullanılır (Öztürk ve ark., 2004b). PAC ışık cihazları diş hekimleri için zaman tasarrufu sağlayan cihazlardır. Üreticiler bu cihazların yüksek çıkış gücüne sahip olmalarına bağlı olarak kompozit rezinlerin polimerizasyonu için 3-5 saniye gibi daha düşük zamanlarda uygulanmaları gerektiğini bildirmişlerdir. Fakat geleneksel QTH ve LED ışık cihazları kullanıldığında polimerizasyon için gerekli olan süre 20-40 saniye arasında değişmektedir. Resin içerikli materyallerin hızlı polimerizasyonu; klinik zamanı kısaltmasının yanında bu cihazlarla polimerize edilen dental materyallerin de yüksek fiziksel özellikler gösterebilmesi diş hekimleri için önemli bir faktördür (Feng ve ark., 2009). Klinik uygulama zamanını azaltmasına rağmen PAC ışık cihazları ile polimerizasyon sonucu monomerlerin dönüşümünde düşüş (Peutzfeldt ve ark., 2000; Fano ve ark., 2002; Bang ve ark., 2004), monomerlerin yüksek kaybı (Munksgaard ve ark., 2000), polimerizasyon

derinliğinde azalma (Peutzfeldt ve ark., 2000; Munksgaard ve ark., 2000; Nemoto ve ark., 2004), düşük yüzey sertliği (Hofmann ve ark., 2000; Park ve ark., 2002; Deb ve Sehmi, 2003), bağ dayanımında azalma (Klocke ve ark., 2002; Okamoto ve ark., 2003) ve renk stabilizasyonunda zayıflama olduğu bildirilmiştir (Janda ve ark., 2005; Üşümez ve ark., 2005). PAC ışık cihazı ile monometakrilat içeren dental adezivler ve kompozit rezinler polimerize edildiğinde, bu materyallerde daha az serbest radikal ve daha fazla macroradikal oluşmaktadır (Feng ve Suh, 2007). Bu nedenle; PAC ışık cihazı ile kısa polimerizasyon zamanı (3 s), bu materyallerin olması gerekenden daha az polimerize olmasına neden olmaktadır (Feng ve ark., 2009). Fakat adeziv materyallerin PAC ışık cihazları ile daha uzun sürelerde kullanımı pulpa içi ısını daha fazla artırabilir (Hannig ve Bott, 1999). Masutani ve ark. (1988) ve Goodis ve ark. (1990); meydana gelebilecek termal travmanın önlenmesi için, kompozit rezinin inkremental polimerizasyonunda yüksek çıkış gücüne sahip cihazlar yerine düşük güç çıkışına sahip cihazların kullanımını tavsiye etmişlerdir.

Işık cihazlarının oluşturduğu ısı artışı; restoratif rezinin renginden, materyal içindeki porözitenin derecesinden, rezinin iç ısısından, materyalin kalınlığından (McCabe, 1985) ve uygulanan ışığın süresinden etkilenmektedir (Goodis ve ark., 1989). Resin materyallerin ışık penetrasyonu farklıdır ve resin doldurucular tarafından absorbe edilen ve yansıtılan ışığa bağlıdır (Ruyter ve Oysaed, 1982). Bu nedenle; kompozit rezinlerin renkleri, ısı değişimini etkileyen bir faktördür. Konvansiyonel halojen ışık cihazları ile polimerizasyonu yapılan daha koyu renkler daha yüksek ısı oluşturmaktayken, LED ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen daha açık renkler daha yüksek ısı oluşturma eğilimindedirler (Weerakoon ve ark., 2002; Uhl ve ark., 2003). Bu durum LED ışık cihazlarının, kamferakinonun maksimum absorpsiyon değeri olan 470 nm dalga boyundaki ışığı açık renkli kompozit rezinlerde daha fazla alt tabakalara iletilebilmesi ile açıklanabilir (Uhl ve ark., 2003). Al-Qudah ve ark. (2007), açık renklerin polimerizasyon sırasında ısı artışları 5 saniye sonra başlarken, koyu renklerin 10 saniye sonra başladığını belirtmişlerdir. Araştırmacılar; bunun nedeninin daha açık renklere ışığın penetrasyonu daha derinlere ulaşırken, daha koyu renklere bu penetrasyonun daha zor olduğu şeklinde açıklamışlardır (Al-Qudah ve ark., 2007).

Farklı rezin materyaller arasındaki ekzotermik farklılıklar, materyallerin içerisinde bulunan monomerlerin tipi ve miktarı ile polimerizasyon reaksiyonu boyunca oluşan dönüşümün derecesinden kaynaklanabilir (Al-Qudah ve ark., 2005). Yüksek dönüşüm derecesi, yüksek ısı oluşumu ile karakterizedir (Knezevic ve ark., 2001). Kompozit rezinlerin polimerizasyon reaksiyonu; polimerik matrikste bulunan dimetakrilat monomerlerin karbon çift bağlarının ($C=C$) kırılması ve Van der Waals çekim kuvvetleri tarafından polimer zincirlerin arasındaki intermoleküler uzaklıkların dönüşümü ile karbon tek bağlarının ($C-C$) oluşumu ile karakterizedir (Peutzfeldt, 1997). Karbon çift bağlarının ($C=C$) kırılmasının ardından 146 kcal/mol absorbe edilmekte ve $C-C$ bağlarının oluşumu için 88 kcal/mol salınmakta olduğundan (Van Vlak, 1984), meydana gelen polimer ağındaki total ısı monomerlerin ısısından daha düşüktür, yani bu reaksiyon ekzotermik yapıdadır (da Silva ve ark., 2010). Polimerizasyon için uygun olan rezinin miktarı ve karbon-karbon çift bağlarının dönüşüm derecesi oluşan ekzotermik reaksiyon ile orantılı olduğundan, bu rezin materyallerin aynı ışık cihazı ile polimerize edilseler bile oluşan ısı artışı her polimerizasyonda farklı olabilir. Gözlenen sonuçlar kompozit rezinin ışık ile polimerizasyonu sonucu oluşan ısıнын 40°C'ye kadar ulaştığını göstermektedir (Al-Qudah ve ark., 2005).

Foto başlatıcılar, serbest radikal oluşturabilecek moleküllerdir (Oadian, 2004). Belirli dalga boyundaki (400-500 nm) ışığın, yüzey alanına düşen belirli güçteki ışımanın (mW/cm^2), belirli sürede (s) uygulanması ile elde edilen toplam enerjini; oluşan foton sayısı açısından önemlidir (Watts, 2005). Yüksek ışık yoğunluğuna sahip bir ışık cihazı; daha fazla foto başlatıcıyı etkileyen daha yüksek oranda foton oluşturur ve bu da daha fazla serbest radikal oluşumu demektir. Toplam enerjinin ($mW/cm^2 \times saniye=Joule$) bir sonucu olarak; daha düşük ışık yoğunluğundaki cihazlar daha uzun ışık uygulama zamanı ile, daha yüksek ışık yoğunluğuna sahip cihazlar ise daha az ışık uygulama zamanı ile kombine olarak kullanılarak belirli miktarda serbest radikal oluşacak ve bunların her biri belirli sayıda çift bağı dönüştürecektir (Feng ve ark., 2009). Bu tez çalışmasında adeziv sistemlere üretici tavsiyesine göre 10 s boyunca ışık uygulandı. Üreticiler her ne kadar adeziv sistemlerin polimerizasyonu için yeterli olduğunu savunsa da; Feng ve ark. (2009); yüksek güçteki ışık cihazları kısa

sürelerde uygulandığında, düşük güçteki ışık cihazlarının daha uzun sürelerde uygulanmasına oranla kompozit rezinlerin ve adezivlerin dönüşüm derecesinin daha düşük veya eşit olduğunu ve bu nedenle yetersiz polimerizasyona neden olduğunu bildirmişlerdir. Yetersiz polimerizasyonun diğer bir nedeni de; yüksek ışık yoğunluğunun kısa süre uygulanması düşük ışık yoğunluğunun uzun süre uygulanmasına oranla, oluşan serbest radikallerde daha fazla yıkıma neden olmasındandır. Araştırmacılar çift bağların daha fazla dönüşümünü elde etmek için üreticinin tavsiye ettiği süreden iki kat daha fazla süre ışık uygulanması gerektiğini savunmuşlardır (Feng ve ark., 2009). Fakat iki kat daha uzun ışık uygulama süresi, pulpanın yüksek ısıya iki kat daha fazla maruz kalması demektir.

Pulpa odasına iletilen ısının derecesine; ışık cihazlarının ürettiği ışık yoğunluğu ile beraber, bu ışık yoğunluğunun ne kadar süreyle uygulandığı da etkilidir (da Silva ve ark., 2010). Farklı ışık cihazlarının ürettikleri toplam enerji ışık cihazının ürettiği ışığın yoğunluğuna bağlı olduğu kadar polimerizasyon süresine de bağlıdır (Aguiar ve ark., 2005). Loney ve Price'a (2001) göre; farklı polimerizasyon modları kullanılsa bile ışık cihazlarının ürettiği toplam enerjideki değişimler, ısı artışındaki farklı sonuçların elde edilmesinde önemli bir faktördür. Bağış ve ark. (2008); farklı ışık cihazlarının ışık ileticisinin 1 mm uzaklığında oluşan ısı değerlerini ölçtükleri çalışmalarında, ışık uygulama süresinin artırılmasının, ışık cihazının meydana getirdiği ısıyı orantısız bir şekilde artırdığını bulmuşlardır.

Total-etch (TE) adezivler ile bağlanma; diş yüzeyine güçlü bir asit uygulanması ile kalsiyum fosfatın eliminasyonu sonucu dentin ve mine yüzeyinde mikro porözitelerin oluşumu ve bu porlara rezinin penetrasyonu ve sonrasında polimerizasyonu ile elde edilir (Buonocore ve ark., 1968). TE adezivlerde mine ve dentin yüzeyine uygulamak için %30-40'lık fosforik aside ihtiyaç duyulmaktadır. Fosforik asit smear tabakasının uzaklaştırılmasında etkili bir ajandır ve yüzeyde minerallerin çözünmesi ile mikroporöziteler meydana getirir (Van Meerbeek ve ark., 2001b). Diş dokularını asitleme ve priming işlemini kendiliğinden gerçekleştiren, yıkama gerektirmeyen, asidik monomerlerin kullanımıyla geliştirilen self-etch (SE) yaklaşımı etch & rinse olarak da adlandırılan TE sistemlere bir alternatiftir (Silva e

Souza ve ark., 2010). Bu yaklaşım yıkama aşamasını elemine ettiğinden, klinik uygulama zamanını azaltmakla kalmayıp aynı zamanda teknik hassasiyeti azaltarak uygulama sırasındaki hataları da engelleyeceği için klinik açıdan en gelecek vaat eden yöntem olarak görülmektedir (Van Meerbeek ve ark., 2003; Breschi ve ark., 2008; Chaves ve ark., 2009). SE yaklaşımın önemli bir diğer karakteristiği ise monomerlerin infiltrasyonu kendiliğinden oluştuğu için SE prosesince oluşabilecek uyumsuzluklar ve dolayısıyla korunmamış kollajen fibril ağının varlığı engellenebilmektedir (Van Meerbeek ve ark., 2003; De Munck ve ark., 2005; Breschi ve ark., 2008). SE ve TE dental adezivleri dentin altında oluşabilecek ısı artışı yönünden karşılaştıran bir çalışma bulunmamaktadır. Işık cihazlarından kaynaklanan ısının 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasını geçtikten sonra oluşan ısı farkının incelendiği bu çalışmada; farklı adeziv sistemler farklı sonuçlar sergiledi. TE ve SE adeziv sistemler incelendiğinde QTH, HQTH ve LED ışık cihazlarının kullanıldığı gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmadı. Her ne kadar dentinin mineral içeriği, pulpa odasında oluşan ısı artışını etkilese de (da Silva ve ark., 2010); iki sistem arasında fark oluşmamasının nedeni, TE ve SE adezivlerin dentinde oluşturduğu demineralizasyon derinliğinin fazla olmamasından kaynaklanıyor olabilir. SEM ve Micro-Raman spektrometresi kullanılarak yapılan çalışmalar; TE sistemlerin dentinde oluşturduğu demineralizasyon derinliğinin, SE sistemlerin oluşturduğundan daha derin olduğunu göstermiştir (Abu-Hanna ve ark., 2004; Carvalho ve ark., 2005; Wang ve ark., 2007; Santini ve Miletic, 2008). Fosforik asit için 20 s’de dentinde oluşan demineralizasyon derinliği 13 μm ’ye kadar ulaşabilmektedir. SE adeziv sistemlerde ise demineralizasyon derinliği adezivin asiditesine göre değişebilir. SE adeziv sistemler için 1 μm ’dan 6 μm ’a kadar değişen demineralizasyon derinlikleri bildirilmiştir (Oliveira ve ark., 2002; Santini ve Miletic, 2008). Adper Prompt-L-Pop SE adeziv sistem; fosforik aside en yakın düzeyde asitleme derinliğine sahip bir SE adeziv sistemdir ve pH’sı $0,8(\pm 0,1)$ ’dir (Grégoire ve Ahmed, 2007). Adper Easy Bond SE adeziv sistemin ise pH’sı 2,5’dir (Zhang ve Wang, 2012).

Güçlü SE adezivler, orta ve hafif SE adezivlere göre daha fazla asidiktir ve etki ettikleri mine ve dentin yüzeyinde TE sistemlerde olduğu gibi asitle pürüzlendirilmiş

bir etki gözlenmektedir (Pashley ve Tay, 2001). Fakat sonuçlar incelendiğinde güçlü bir SE adeziv olan Prompt-L-Pop ile diğer TE sistemler arasında Grup 1, Grup 2 ve Grup 3 için anlamlı istatistiksel bir fark gözlenmedi. Aynı şekilde orta SE adeziv olan Easy Bond ile de diğer TE sistemler arasında Grup 1, Grup 2 ve Grup 3 için anlamlı istatistiksel bir fark gözlenmedi. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar; dental adeziv sistemlerin farklı uygulama yöntemlerinin, 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasını geçtikten sonra oluşan ısı farkına istatistiksel olarak etki etmediğini göstermektedir.

Grup 4 için ise bu durum farklıdır. Bu grupta One Step Plus TE (7,08°C) ile Easy Bond SE (5,66°C) arasında istatistiksel fark vardır. Fakat bunun nedeni PAC ışık cihazının karasız yapısından veya farklı ışık cihazlarının farklı rezin içerikli materyallerin polimerizasyonuna etkisinin farklı olmasından dolayı kaynaklanabilir. Yine de elde edilen her iki değer de 5,5°C'nin üstünde değerlerdir. PAC ışık cihazı; nispeten daha kısa ışık uygulama süresi (3 s) sayesinde; One step TE adeziv sistemin uygulandığı örnekler karşılaştırıldığında QTH ışık cihazının gösterdiği değerlere yakın değerler gösterdi. LED ışık cihazı kullanılan gruplarda ise Kontrol grubu, One Step TE adeziv sistem ve Easy bond Adeziv sistemlerin uygulandığı gruplarda PAC ışık cihazı ile LED ışık cihazı arasında istatistiksel bir fark bulunmadı. Fakat eğer PAC ışık cihazı kullanılarak adeziv sistemler polimerize edilecek ise adezivin yeterli derecede polimerize olamayabileceği göz önünde bulundurulmalıdır (Feng ve ark., 2009).

Adeziv sistemlere doldurucular; adeziv tabakasının güçlendirilmesi (Kim ve ark., 2005), adezivin viskozitesinde değişikliklerin yapılabilmesi (Van Landuyt ve ark., 2007) ve daha kalın adeziv tabakalarının oluşturulabilmesi (Perdigão ve ark., 1996; Frankenberger ve ark., 2002) amacıyla eklenmektedir. Adeziv sistemlere kompozit rezinlerden farklı olarak belirli bir orana kadar doldurucu eklenebilmektedir. One-step Plus TE adeziv sistem, Bisco firması tarafından One-step TE adeziv sisteme alternatif olarak üretilen ve ağırlığının %8.5'u oranında floroalüminosilikat cam doldurucular içermesi nedeniyle bu çalışmada kullanıldı. Adper Prompt-L-Pop SE adeziv sistem doldurucu içermemesi nedeniyle bu çalışmaya dahil edildi. Doldurucu

içeren bir SE adeziv sistem olan Adper Easy Bond aynı firmanın bağlayıcı ajanı olması nedeniyle tercih edildi. Bu sistem 7 nm partikül boyutuna sahip silika doldurucular içermektedir. TE ve SE adeziv sistemlerin doldurucu içeriklerinin ısı oluşumuna etkisi yönünden karşılaştıran bir çalışma bulunmamaktadır. QTH ışık cihazı uygulanan grupta elde ettiğimiz veriler; adeziv sistemlerin uygulandığı alt gruplar ile kontrol grubu arasında herhangi bir fark bulunmamıştır. Bu 5 alt grupta elde edilen ısı farklılıkları oldukça düşüktür. Bu nedenle adezivlerin doldurucu içeriklerinin 1 mm dentin tabakası altında oluşan ısıyı engellemede QTH ışık cihazı için herhangi bir etkisi görülmedi. HQTH ışık cihazının kullandığı grup için ise Adper Prompt-L-Pop (Grup 2d) istatistiksel olarak diğer gruplara ve kontrol grubuna göre daha az ısı artışına neden olsa da; 1 mm dentin tabakası altında elde ettiğimiz değerler 10,79 ($\pm 1,28$) °C'ye kadar ulaşmaktadır. Adper prompt-L-Pop doldurucu içermeyen SE bir adeziv sistemdir. HQTH ışık cihazının kullandığı grupta (Grup 2d) doldurucu içeren diğer alt gruplara göre daha düşük ΔT değerleri elde edilmesi oldukça ilginçtir. Çalışmamızda kullanılan LED ışık cihazı için ise adeziv uygulanan 4 alt grup arasında doldurucu içeren gruplar ile (Grup 3c, 3e) doldurucu içermeyen gruplar arasında istatistiksel açıdan herhangi bir fark bulunmamaktadır. PAC ışık cihazı kullanılan gruplarda da doldurucu içeren adeziv sistemlerin uygulandığı gruplar ile doldurucu içermeyen adeziv sistemlerin uygulandığı gruplar arasında herhangi bir fark bulunmamıştır. 4 ışık cihazı kullanarak elde ettiğimiz bu sonuçlar göstermektedir ki, adeziv sistemlere eklenen doldurucular her ne kadar adeziv sistemlerin fiziksel özelliklerinin artırılmasında yarar sağlasa da; ışık cihazlarının meydana getirebileceği ısı artışını önlemede etkili olamamaktadır.

Stewardson ve ark. (2004); rezin kompozitlerde termal değişimleri ve polimerizasyon derinliğini inceledikleri çalışmalarında, en yüksek polimerizasyon derinliğini ve en düşük ısı artışını, kullandıkları ışık cihazının adhesive modunu ($650 \text{ mW/cm}^2 \times 20 \text{ s}$) art arda 2 kere uygulanması ile elde etmişlerdir. Ek olarak; boş kaviteye 1200 mW/cm^2 ışık gücüne sahip QTH ışık cihazını 10 s süreyle uyguladıklarında 9°C'lik bir ısı artışı gözlemlemişlerdir. Kompozitin yerleştirildikten sonra ise bu ısı artışının çok az bir yükselme göstererek 11.2°C'ye ulaşmasını, restorasyon materyalinin hacminin yalıtkan özellik göstermesi ile açıklanabileceğini

savunmuşlardır (Stewardson ve ark., 2004). Çalışmamızda bulduğumuz sonuçlar gösterdi ki; adeziv sistemlerin uygulandığı alt grupların tümünde istatistiksel açıdan bir fark bulunmayan gruplar da dahil olmak üzere, 4 ışık cihazı için adeziv sistemlerin uygulandığı gruplarda elde edilen ΔT değerleri kontrol grubunda direktine ışık uygulandığında elde edilen ΔT değerlerinden düşüktür. Bu bulguların ışığında; her ne kadar bir kompozit kadar hacme sahip olamasa da, adeziv sistemlerin az da olsa yalıtkan bir tabaka oluşturabileceğini düşünmekteyiz.

Baldissara ve ark. (1997); termal yaralanma için insan dişlerinde eşik değerini histolojik ve klinik olarak incelendikleri *in vivo* çalışmalarında, 9-15°C'lik pulpa içi ısı artışının, ortodontik nedenlerle çekilen genç sağlam dişlerde pulpanın tepkisini değerlendirmişlerdir. İşlem sonrası 11.2°C'lik pulpa içi ısı artışının 68-91 gün sonra bile hasar oluştuğuna dair herhangi bir histolojik kanıt bulamamışlardır. Bu süre zarfında hastalar ağrı şikayeti bildirmeyip, sadece uygulama anında ısı artırıldıkça dişlerinde oluşan ağrının arttığını bildirmişlerdir. Histolojik incelemelerinde hücrel nekroz veya tamir prosesinin kanıtlarına rastlanmadığı bildirilmiştir. Bununla beraber uyguladıkları yöntem tartışmalıdır. Dişe hiçbir kavite açılmadan direkt ısı uygulamışlar ve *in vitro* olarak çekilmiş karşıt arktaki dişte pulpa odasında oluşan ısı artışını ölçmüşlerdir (Baldissara ve ark., 1997). Birbirinin aynısı bile olsa her dişin ısı karşısındaki tepkisi farklı olabilir. Ek olarak; normal geç dişlerin pulpası, hasara uğramadan böyle bir ısı artışına dayanabilirken, çok çürüklü ve büyük restorasyonlu yetişkin dişlerin pulpalarına bu yüksek ısı artışının etkisi bilinmemektedir (Stewardson ve ark., 2004).

Diş pulpası derinin aksine, kan dolaşımını artıramamaktadır. Bu nedenle termal uyarının etkisinin azaltılabilmesi için inaktif kapiller devreye girmektedir (Pohto ve Scheinin, 1958; Raab ve Müller, 1989). Raab ve Müller (1989); 49°C'yi geçen intrapulpal ısının, pulpanın mikrosirkülasyonunda hasara neden olduğunu belirtmişlerdir. Pohto ve Scheinin (1958) ise canlı fare pulpalarının 30 saniye boyunca 46-50°C sıcaklıkta tutulmasının kan sirkülasyonunun durmasına bağlı olarak pulpa dokularında stazlar ve trombozlar meydana geldiğini bildirmişlerdir.

Kavite örtücü materyaller, dentin tübüllerini etkili bir şekilde örten ve düşük termal geçirgenliğe sahip materyallerdir. Piyasada çeşitli olarak bulunan bu örtücüler; sealerlar, linerlar ve kaidelerdir. Günümüzde kullanılan kavite örtücüleri, hem diş hem de restoratif materyallere bağlanabilen özelliklere sahiptir. Bunların arasında cam iyonomerler ve bağlayıcı ajanlar yer almaktadır. Dentin bağlayıcı ajanlar, hibrit tabaka oluşumu ile dentin yüzeyinin örtülmesinin sağlarlar ve bu şekilde dentinin geçirgenliğini önleyebilirler (Prabhakar ve ark., 2008). Cam iyonomer simanlar (CİS), kimyasal bağlanma oluşturmalarının yanı sıra flor salabilmeleri nedeniyle kavite linerı olarak kullanılmaktadır (Hilton, 1996). Prabhakar ve ark. (2008), kavite örtücü materyallerin örtücülük kabiliyeti ve ısı difüzyonunu inceledikleri bir çalışmada; rezin modifiye cam iyonomer simanın (Vitrebond, 3M ESPE, USA), dentin tübüllerini etkili bir şekilde kapattığını ve önemli ölçüde termal koruma sağladığını bulmuşlardır. Çalışmalarında inceledikleri Clearfill SE Bond'un (Kuraray, Japonya) da karşılaştırdıkları kavite verniği ve Amorf kalsiyum fosfat'a (ACP) göre etkili bir termal koruma sağladığını bulmuşlardır (Prabhakar ve ark., 2008). ACP, dentin tübüllerinin örtücülüğünü çökeltmek sağlar ve bu şekilde dentin hassasiyetini önler (Tung ve ark., 1993). Konvansiyonel CİS termal yalıtkanlığı yüksek bir simandır ve toz/likit oranı artırıldığında termal yalıtkanlığı da artmaktadır (Tay ve Braden, 1987). CİS her ne kadar iyi bir termal yalıtkan olsa da (Tay ve Braden, 1987; Hansen ve Asmussen, 1993), total adeziv bağlanma konsepti koruyucu siman tabakasının veya kavite örtücü materyallerin kullanımını engellemektedir (Danesh ve ark., 2004).

Klinik olarak bakıldığında kompozit rezinlerin polimerizasyonları sırasında daha düşük intrapulpal ısı artışı beklenmektedir (Al-Qudah ve ark., 2007). Klinik şartlar göz önünde bulundurulduğunda; *in vitro* deneylerde kullanılan çekilmiş dişlerden farklı olarak, pulpada meydana gelebilecek ısı artışı; pulpa odasındaki kan dolaşımı ve dentinal tübüllerde bulunan sıvının hareketi ile azalabilir (Meredith ve ark., 1984). Aynı zamanda Odontoblast oluşumları ve kollajen fibriller ısının daha fazla dağılımını engeller (Al-Qudah ve ark., 2005). Ek olarak; termal uyarılar sinir reflekslerini tetiklerler ve arteriollerin dilatasyonunu sağlayan vazodilatör mediatörlerin salınımına neden olurlar. Bu da pulpadaki kan dolaşımını artırır (Olgart

ve ark., 1989). Çevre periodontal dokular da ısı yayılımını sağlayarak intrapulpal ısının daha fazla artmasını önleyebilir (Hanning ve Bott, 1999; Al-Qudah ve ark., 2005).

Posterior dişlerde açılan derin kavitelerde, kavite tabanı ile ışık ucu arasındaki mesafe çeşitli olmaktadır (Hansen ve Asmussen, 1993; Shortall ve Harrington, 1998). Takılan matris bantları ve kavitenin aproksimal yüzde artan derinliği ile beraber bu mesafe 10 mm'ye kadar çıkabilmektedir. Örneğin Adapt SuperCap Matrix (Kerr-Hawe, Bioggio, İsviçre) sisteminin yüksekliği 6.3 mm'dir. Shortall ve Harrington, farklı mesafelerde (0, 2, 4, 6 mm) iki farklı güce sahip (350 ve 710 mW/cm²) ışık cihazının oluşturduğu ısıyı incelemişlerdir. Bizim kullandığımız metodolojiden farklı olarak, ışık ucu ile ölçüm cihazı arasındaki mesafeyi çevreleyen 37°C'lik su banyosu kullanmışlardır. 350 mW/cm² güce sahip ışık cihazı 0 mm'de 4.87°C'lik ısı artışı meydana getirirken; 6 mm'de oluşan ısı artışı 2°C'dir. 710 mW/cm² güce sahip ışık cihazında ise gözlenen sonuçlar 0 mm için 11.2°C ve 6 mm için 3.73°C'dir. Elde ettikleri bu sonuçların, mesafeden çok ışık cihazının gücü ile alakalı olduğunu savunmuşlardır (Shortall ve Harrington, 1998). Bizim çalışmamızda ise bu mesafeler; 2, 4, 6, 8 ve 10 mm olarak tasarlanmıştır. Ek olarak bizlerin ortam ısını kullanmamızdaki amaç; ağız boşluğunun ısısının önceki bir çalışmada (Plasmans ve ark., 1994) 27,7°C olarak bulunması ve diğer bir çalışmada (Yap ve Soh, 2003) ise farklı ortam sıcaklığının test sonuçlarını etkilemediği belirtilmesidir. Çalışmamızın sonuçları göstermektedir ki; ışık cihazı ile dentin tabakası arasındaki mesafe arttıkça, ΔT değerleri düşmektedir. Işık enerjisi hava içerisinden geçerken hava tarafından absorbe edilir (Rueggeberg ve Jordan, 1993; Meyer ve ark., 2002). Yapılan çalışmalar; ışık ucu ile hedef yüzey arasındaki mesafe arttıkça, QTH ve LED ışık cihazlarının güçlerinin azaldığını göstermiştir (Harrington ve Wilson, 1993; Meyer ve ark., 2002). QTH, HQTH ve LED ışık cihazlarının meydana getirdiği ΔT değerleri, mesafe arttıkça daha fazla azalma göstermekteyken; PAC ışık cihazının meydana getirdiği ΔT değeri ise diğer ışık cihazlarına oranla bakıldığında daha az bir azalma göstermektedir (Grafik 3.2). Bu durum PAC ışık cihazının gücünün, uzaklığa bağlı olarak, diğer üç ışık cihazına göre daha az azalması ile açıklanabilir. LED ışık cihazı için; 4 mm ve üzerindeki mesafelerde kaydedilen ΔT değerleri, pulpa için

kritik olarak kabul edilen $5,5^{\circ}\text{C}$ 'nin altındadır. Fakat PAC ve HQTH ışık cihazları için 6 mm ve altındaki mesafelerde elde edilen ΔT değerleri bu değerin üstündedir. Restoratif rezin ile ışık cihazının ucu arasında mesafe olması durumunda termal iletim azalabilir. Sınıf 2 bir kavitede ışık cihazının ucu tüberkül tepesine yerleştirilerek ışık uygulanacağından oluşan mesafe nedeniyle meydana gelecek ısı artışı daha az olacaktır (Loney ve Price, 2001). Loney ve Price (2001); yüksek ısı artışı değerlerinin nedeninin, termoçiftin ısınmasını kompanze edecek oral bir dokunun olmamasından kaynaklanabileceğini savunmuşlardır.

Tez çalışmamızda, dikkat edilmez ise pulpa sağlığını tehdit edebileceği düşünülen 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasını geçebilecek yüksek güç çıkışına sahip 3 farklı ışık cihazının ısı farklılıkları değerlendirildi. Oluşan ısı artışlarının karşılaştırılabilmesi amacıyla konvansiyonel QTH ışık cihazı da çalışmaya dahil edildi. Adeziv sistemlerin polimerize olurken kompozit rezinler gibi ekzotermik bir ısı artışına neden olup olmadığının değerlendirilmesi amacıyla kontrol grubu olarak adeziv uygulanmayan 1 mm kalınlığında dentin tabakalarının alt yüzünden de ölçümler alındı. QTH ışık cihazı için kontrol grubu ile adeziv rezin uygulanan gruplar arasında bir fark bulunmazken; HQTH için sadece Prompt-L-Pop bonding sistemin uygulandığı grup istatistiksel açıdan anlamlı bir fark oluşturmaktadır. Fakat grupların ortalama ΔT değerleri ve standart sapmaları beraber incelendiğinde, Prompt-L-Pop uygulanan örneklerin ΔT değerlerinin kontrol grubunda alınan değerlere yakın değerler olduğu görülmektedir. Bu gruptan farklı sonuçlar elde edilmesinin nedeni elde ettiğimiz dişlerin fizyolojik yapı farklılıklarından veya HQTH cihazının kullanım sıklığına bağlı olarak yüksek ısı çıkışına sahip olması olabilir. Her ne kadar her ölçüm öncesi en az 2 dakika beklense ve ışık cihazının gücü her ölçüm öncesi kontrol edilse de, ısı filtresinin etkinliği gibi diğer faktörler kontrol edilememektedir. Bu nedenle farklı sonuçlar elde edilmesinin mümkün olabileceğini düşünmekteyiz.

LED ışık cihazı kullanılan gruplarda ise bu durum farklıdır. Deneyde elde ettiğimiz sonuçlar incelendiğinde adeziv sistemlerin uygulandığı tüm grupların kontrol grubundan istatistiksel açıdan anlamlı ölçüde düşük olduğu gözlenmektedir.

Kompozitlerde olduğu gibi adeziv sistemler de fotoaktivasyon için kamferokinon ihtiva ederler. Kamferokinonun ışık absorpsiyon spektrumu 470 nm’de pik yapar (Council on Dental Materials, Instruments and Equipment, 1985; Peutzfeldt ve ark., 2000). LED ışık cihazlarının, ürettikleri mavi ışığın spektrumu dar olduğu için oldukça etkin ışık cihazları olduğu düşünülmektedir (Hoffman ve ark., 2002b). Bu nedenle LED ışık cihazının kullanıldığı gruplarda elde edilen daha düşük değerlerin nedeni, LED ışık cihazlarının gücü yüksek olsa bile, adeziv sistemlerin daha iyi polimerizasyonunu sağlayarak ısının dentin tabakası altına geçişini engellemesi olabilir.

Çalışmamızda kullanılan HQTH cihazı ile LED cihazının çıkış güçleri aynıdır (800 mW/cm²). Fakat ortalama ΔT değerleri incelendiğinde LED ışık cihazının istatistiksel olarak daha düşük ısı artışına neden olduğu gözlemlendi. Bunun nedeni LED ışık cihazlarının soğuk ışık teknolojisine sahip olması ve meydana gelen ışığın dalga boyunun kamferokinonun ışık absorpsiyon değerine yakın olması ile açıklanabilir. Her ne kadar LED ışık cihazları HQTH kadar yüksek ısı artışına sebep olmasa da elde edilen ortalama ΔT değerleri özellikle grup 3a, 3b ve 3c’de pulpa için zararlı kabul edilen 5,5°C’nin üzerinde olduğundan (Çizelge 3.1), oluşan ısıyı absorbe edebilecek çevre diş dokularının yokluğu ve kalan dentin kalınlığının 1 mm ve daha az olduğu vakalarda kullanımına dikkat edilmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda QTH, HQTH ve LED ışık cihazları ile hem kontrol grubuna hem de adeziv sistemlerin uygulandığı gruplara 10 s boyunca ışık uygulandı. PAC ışık cihazı ile ise 3 s ışık uygulandı. Işık cihazı kapatıldıktan sonra da ısının devam eden etkisinin belirlenebilmesi için ölçüme 60 s boyunca devam edildi. Grafik 3.1’de görüldüğü gibi 4 ışık cihazı da kapatıldıktan hemen sonra ısı değerleri hızlı bir şekilde düşmekte ve 60 s sonunda hemen hemen başlangıç ısısına ulaşmaktadır. PAC ışık cihazı kullanılan gruplarda pulpa, ortalama 7-8 s boyunca 5,5°C’nin üzerindeki değişken ısıya maruz kalmakta iken; LED ışık cihazında bu süre ortalama 8 saniyedir. Her iki ışık cihazında da 5,5°C’nin üzerinde ısıya maruz kalınan süre yakın olsa da PAC ışık cihazının meydana getirdiği maksimum ısı daha fazladır. HQTH ışık cihazının ise hem oluşturduğu maksimum ısı daha yüksektir hem de

5,5°C'nin üzerinde pulpanın ısıya maruz kaldığı süre (ortalama 18 s) daha uzundur (Grafik 3.1). Hussey ve ark. (1995); kompozit rezinin polimerizasyonu sırasında ısı artışının 12°C'ye kadar ulaştığını fakat bu artışın sadece küçük bir zaman aralığında (<15 s) gerçekleştiğini belirtmişlerdir. HQTH ışık cihazı meydana getirdiği, ısının 5,5°C'nin üzerinde olduğu süre boyunca en yüksek 13°C olan, artan ve azalan ısı değerleri çok kısa sürelerde pulpaya etki etse de, bu kadar kısa sürelerde pulpanın değişen ısılara cevabı bilinmemektedir ve diş hekimleri tarafından göz ardı edilmemelidir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Dört farklı ışık cihazından açığa çıkan ısıнын 1 mm kalınlığındaki dentin dokusunu geçerek oluşturduğu ısı değışkenliklerini dentine uzaklık ve adeziv uygulama ile *in vitro* olarak incelemeyi planladığımız çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1) Işık cihazı - dentin mesafesinin en yakın 2 mm olarak sabitlendiğı kontrol grubu ve adeziv uygulanan grupların tümünde test edilen 4 farklı ışık cihazı da, pulpal yüzeyde ısı artışına sebep olmaktadır.

2) Test edilen dört farklı ışık cihazı arasında, ışık cihazı - dentin mesafesinin 2 mm olduğu örnekler için en yüksek ısı artışı HQTH ışık cihazı ile ölçülmüştür. HQTH ışık cihazı ile elde edilen ısı farkı QTH, LED ve PAC ışık cihazları ile elde edilen ısı farklarından yüksektir ve istatistiksel olarak da anlamlıdır ($p<0.05$).

3) Işık cihazı - dentin mesafesinin 2 mm olduğu örnekler için HQTH ve PAC ışık cihazlarından açığa çıkan ısıнын, 1 mm kalınlığındaki dentini geçtikten sonra bile önemli derecede yüksek olduğu ve bu ısıнын pulpa için tehlike sınırı olan 5,5°C'den fazla olduğu gözlemlendi.

4) İlk defa bu araştırmada kullanılan ve adeziv sistemlerin ışık cihazlarından kaynaklanan ısıнын 1 mm kalınlığındaki dentin tabakası ısı geçirgenliğine etkilerini test ettiğimiz çalışmamızda adezivlerin meydana gelen ısıyı çok fazla olmasa da bir miktar engellediğı bulunmuştur.

5) QTH ışık cihazı; adeziv uygulanan tüm alt gruplarda 5,5°C'nin altında kalan değerler (4,41°C-3,96 arasında değişen) gösterdi ve kontrol grubu ile adeziv uygulanan gruplar arasında istatistiksel bir fark bulunamadı ($p<0.05$).

6) LED ışık cihazı için adeziv uygulanan gruplar kontrol grubuna göre istatistiksel olarak daha düşük değerler gösterirken; HQTH için Prompt-L-Pop uygulanan grup kontrol grubuna göre istatistiksel olarak daha düşük değerler gösterdi. PAC ışık cihazı için ise One Step ve Easy Bond adeziv sistemlerin uygulandığı gruplarda kontrol grubuna göre istatistiksel olarak daha düşük değerler elde edildi ($p<0.05$).

7) PAC ışık cihazı kullanılan adeziv gruplarda yapılan ölçümlerde, Easy Bond uygulanan grup, One Step Plus uygulanan sistem göre de istatistiksel olarak daha düşük değerler gösterdi ($p<0.05$).

8) Adezivlerin doldurucu içeriklerinin ısı geçirgenliğine etkisine baktığımız gruplar arasında; doldurucu içeren adeziv sistemler ile içermeyen sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi.

9) Dört farklı ışık cihazından açığa çıkan ısının 1 mm kalınlığındaki dentin tabakasına etkisini 2, 4, 6, 8 ve 10 mm mesafede test ettiğimiz çalışmamızda tüm cihazlar için mesafe artışı, pulpal yüzeyde oluşan ısının azalmasına istatistiksel olarak da önemli kabul edilen düzeyde etkili olmuştur ($p<0.05$).

10) QTH ışık cihazı tüm mesafeler (2, 4, 6, 8 ve 10 mm) için elde edilen değerler incelendiğinde en düşük ısı farklılıklarını göstermiştir. Elde edilen tüm değerler 5,5°C'nin altındadır.

11) HQTH ışık cihazı için yapılan ölçümlerde sadece 2 ve 4 mm mesafelerde elde edilen ısı farklılıkları 5,5°C'nin üzerinde (sırasıyla 12,67°C; 8,13°C) değerler gösterdi. Diğer mesafeler (6, 8, 10 mm) için elde edilen değerlerin 5,5°C'nin altında olduğu saptandı.

12) LED ve PAC ışık cihazlarından kaynaklanan ısının 1 mm dentini geçtikten sonra oluşan ısı farkları (sırasıyla 7,12°C; 7,89°C) arasında 2 mm mesafe için istatistiksel bir fark bulunmazken; diğer mesafeler için istatistiksel fark vardır ($p<0.05$).

Yüksek güce sahip ışık cihazları yüksek ısı açığa çıkarmaktadırlar. Çalışmamızda test edilen ışık cihazlarından açığa çıkan ısı, kontrollü uygulanmalarına rağmen 1 mm dentin tabakasını kolaylıkla aşip; pulpada geri dönüşümü olmayan zararlara neden olabilecek düzeyde olduğu gözlenmiştir. Bu nedenle, ışık cihazlarının hatalı uygulamalarının çeşitli sorunların kaynağı olabileceği unutulmamalıdır.

Dentin yüzeyine en yakın 2 mm mesafeden yaptığımız testler, pulpal yüzeyde oldukça yüksek ısı farklılıklarına sebep olduğundan diş yüzeyine daha yakın mesafeden yapılacak uygulamalarda (Klas V kaviteler, aşınmış veya kesilmiş dişler, kök çürükleri) ve kalan dentin kalınlığının 1 mm den daha az olduğu durumlarda, ışık cihazlarının meydana getireceği ısı çok daha büyük sorun olacaktır. Bunun yanı sıra dentin ile ışık cihazı arasındaki mesafe arttıkça pulpal yüzeyde oluşan ısı oldukça düşmektedir. Bu düşüşün bir avantaj olduğu düşünülse de mesafe arttıkça ışık cihazının gücünün de düşeceği unutulmamalıdır.

ÖZET

Farklı Işık Cihazlarının Dentinden Isı İletiminin *İn Vitro* Olarak Değerlendirilmesi

Bu tez çalışmasının amacı; 1 mm dentin tabakası kalınlığının ısı geçirgenliğine, adezivlerin doldurucu içeriklerinin ve farklı sistemlere sahip (total etch (TE) ve self etch (SE)) adezivlerin, farklı ışık cihazları ile polimerizasyonunun etkisidir. Ayrıca; bu ışık cihazlarının farklı mesafelerde kullanımının, 1 mm dentin tabakası altında meydana getirebileceği ısıya etkisinin değerlendirilmesidir.

Çalışmamızda 240 adet sağlam ve gömülü insan 3. molar dişler kullanıldı. Pulpa odasına en yakın kısımdaki derin dentinden 1 mm kalınlığında dentin tabakaları elde edildi. 200 dentin tabakası, adeziv sistemlerin polimerizasyonları sırasında oluşan ısı artışının değerlendirilmesi için 4 ana (ışık cihazları) ve 5 alt gruba (kontrol grubu ve adeziv uygulanan gruplar) ayrıldı. İki TE adeziv sistem (Bisco One Step ve Bisco One Step Plus) ve iki SE adeziv sistem (Adper Prompt-L-Pop ve Adper Easy Bond); QTH (Hilux Expert), HQTH (Hilux Ultraplus), LED (Hilux), ve PAC (Remecure Plasma Arc Curing and Whitening Device CL15E) ışık cihazları kullanılarak, özel olarak tasarlanan teflon deney düzeneğinde polimerize edildi.

40 adet dentin tabakası farklı mesafelerde (2, 4, 6, 8, 10 mm) ışık cihazlarının meydana getirdiği ısının değerlendirilmesi amacıyla kullanıldı. 4 adet ışık cihazının her biri için 10 adet dentin örneği; tasarlanan teflon deney düzeneği kullanılarak ışık cihazı ile dentin tabakası arasındaki farklı mesafelerde, dentin tabakası altında meydana gelen ısının değerlendirilmesi amacıyla kullanıldı.

K tipi bir termocift ve data toplayıcısı, ısı değişimlerini değerlendirmek amacıyla kullanıldı. Çalışmadan elde edilen veriler iki yönlü ANOVA ve post hoc Tukey çoklu karşılaştırma testleri ile değerlendirildi ($p<0,05$).

QTH ışık cihazı; kontrol grubu ve adeziv sistemlerin uygulandığı tüm alt gruplar için en düşük ısı artışı değerlerini (5,01 ile 3,96 °C arasında) gösterirken, HQTH ışık cihazı; kontrol grubu ve adeziv sistemlerin uygulandığı gruplarda en yüksek ısı artışı değerlerini (12,44 ile 10,79 °C arasında) gösterdi. LED ışık cihazının kullanıldığı gruplarda ise; kontrol grubu en yüksek ısı artışını (7,51°C) gösterirken, adeziv sistemlerin uygulandığı gruplar ise daha düşük değerler (6,02 ile 4,73 °C arasında)

göstererek, kontrol grubu ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulundu. PAC ışık cihazının; One step TE adeziv sistemin uygulanan grupta QTH ışık cihazı ile arasında istatistiksel bir fark bulunmazken; kontrol grubu, One Step TE adeziv sistem ve Easy bond adeziv sistemlerin uygulandığı gruplarda LED ışık cihazı ile arasında istatistiksel bir fark bulunmamaktadır. TE adeziv sistemler ile SE adeziv sistemler arasında QTH, HQTH ve LED ışık cihazları için istatistiksel bir fark bulunmadı. PAC ışık cihazı için ise One Step Plus TE adeziv sistem ve Easy Bond SE adeziv sistem arasında istatistiksel fark bulundu. Tüm ışık cihazları için doldurucu içeren adeziv sistemler ile doldurucu içermeyen adeziv sistemler arasında istatistiksel açıdan fark bulunmadı.

Işık cihazı ile dentin tabakası arasındaki mesafe 2 mm' den 4 mm' ye artırıldığında ΔT değerlerinde; tüm cihazlar için istatistiksel olarak anlamlı düşüşler gözlemlendi. QTH ışık cihazı tüm mesafelerde 5,5°C'nin altında ısı değerleri gösterdi. HQTH ve PAC ışık cihazı 6 mm ve üzerindeki mesafelerde 5,5°C'nin altında değerler gösterirken; LED ışık cihazı 4 mm ve üzerindeki mesafelerde 5,5°C'nin altında değerler gösterdi.

Anahtar Kelimeler: Adeziv sistemler, Dentin, Isı iletimi, Işık cihazları, Termoçift.

SUMMARY

***In Vitro* Evaluation of Temperature Transmission of Different Light Curing Units Through Dentin**

The aim of this study was to evaluate the temperature that could occur underneath 1 mm thick dentin disc while curing different type (total etch (TE) and self etch (SE)) adhesives with different light sources and the effect of the nanoparticles that adhesive systems include. Furthermore; the effect of increasing distance between light sources and dentin disc to temperature.

In our study 240 extracted sound, impacted human third molar teeth were used. Then 1 mm thick dentin discs were obtained from deep dentin surface that is closely to the pulp chamber. 200 dentin discs were divided into 4 groups (light sources) and 5 subgroups (control group and adhesive groups) to evaluate temperature rise caused by adhesive polymerization. Two TE adhesive systems (Bisco One Step and Bisco One Step Plus) and two self etch adhesive systems (Adper Prompt-L-Pop and Adper Easy Bond) were polymerized with QTH (Hilux Expert), HQTH (Hilux Ultraplus), LED (Hilux) and PAC (Remecure Plasma Arc Curing and Whitening Device CL15E) curing devices on the specially designed Teflon experimental setup.

40 dentin discs were used for evaluation of temperature caused by light sources at different distances (2, 4, 6, 8 and 10 mm). For each of light source 10 dentin discs were used to evaluate temperature underneath the dentin discs on the Teflon experimental setup.

A K type termocouple and a data logger was used to evaluate temperature changes. The data obtained from the study was evaluated by using two-way ANOVA and post hoc Tukey mutiple comparison tests ($p < 0,05$).

While QTH curing device showed the lowest temperature values (range between 5,01-3,96°C) for control and adhesive groups, HQTH curing device showed the highest temperature values (range between 12,44-10,79°C) for control group and adhesive groups. For the groups LED curing device used; control group showed statistically higher temperature value (7,51°C) than adhesive groups (range between 6,02-4,73°C). For the One step TE adhesive groups; PAC curing device showed close values to the QTH curing device. For the control, One Step TE adhesive and the Easy Bond adhesive groups, PAC and LED showed no statistically differences. We could not find any statistical differences between TE and SE adhesive systems by curing with QTH, HQTH ve LED; but for PAC curing device, One Step Plus TE adhesive system and Easy Bond SE adhesive system showed statistically different temperature values. For the four curing devices; no statistically differences could found between groups that contain nanofillers and the other groups.

For the all curing devices; when the distance between light source and dentin disc was increased from 2 mm to 4 mm, ΔT values showed statistically significant decrease. QTH curing device showed lower temperature values than 5,5°C for all distace. While HQTH and PAC curing devices showed lower temperature values than 5,5°C for 6 mm and above, LED curing device showed lower temperature values than 5,5°C for 4 mm and above.

Keywords: Adhesive systems, Dentin, Light curing units, Temperature transmission, Termocouple.

KAYNAKLAR

- ABATE P.F., RODRIGUEZ V.I., MACCHI R.L. (2000). Evaporation of solvent in one-bottle adhesives. *J. Dent.*, **28**: 437-440.
- ABATE P.F., ZAHRA V.N., MACCHI R.L. (2001). Effect of photopolymerization variables on composite hardness. *J. Prosthet. Dent.*, **86**: 632-635.
- ABU-HANNA A., GORDAN V.V., MJOR I. (2004). The effect of variation in etching times on dentin bonding. *Gen. Dent.*, **52**: 28-33.
- AGUIAR F.H., BARROS G.K., LIMA D.A., AMBROSANO G.M., LOVADINO J.R. (2006). Effect of composite resin polymerization modes on temperature rise in human dentin of different thicknesses: an in vitro study. *Biomed. Mater.*, **1**: 140-143.
- AGUIAR F.H., BARROS G.K., SANTOS A.J., AMBROSANO G.M., 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. *Oper. Dent.*, **30**: 602-607.
- ALAÇAM T. (2000). Endodonti. 2. Baskı. Ankara: Barış Yayınları, s.: 17-44.
- AL-QUDAH A.A., MITCHELL C.A., BIAGIONI P.A., HUSSEY D.L. (2005). Thermographic investigation of contemporary resin-containing dental materials. *J. Dent.*, **33**: 593-602.
- AL-QUDAH A.A., MITCHELL C.A., BIAGIONI P.A., HUSSEY D.L. (2007). Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring. *J. Dent.*, **35**: 238-245.
- ANUSAVICE K.J., BRANTLEY W.A. (2003). Physical properties of dental materials. In ANUSAVICE K.J. Phillips' Science of Dental Materials. 11th ed. St Louis, MO: Saunders, s.: 52-54.
- ASMUSSEN E., PEUTZFELDT A. (2001). Influence of selected components on crosslink density in polymer structures. *Eur. J. Oral Sci.*, **109**: 282-285.
- ASMUSSEN E., PEUTZFELDT A. (2005). Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *Eur. J. Oral Sci.*, **113**: 417-421.
- ATAI M., NEKOOMANESH M., HASHEMI S.A., AMANI S. (2004). Physical and mechanical properties of an experimental dental composite based on a new monomer. *Dent. Mater.*, **20**: 663-668.
- ATTRILL D.C., DAVIES R.M., KING T.A., DICKINSON M.R., BLINKHORN A.S. (2004). Thermal effects of the Er:YAG laser on a simulated dental pulp: a quantitative evaluation of the effects of a water spray. *J. Dent.*, **32**: 35-40.
- AVERY, J.K. (1992) Dentin. In: Essentials of Oral Histology and Embryology. St. Louis: Mosby Inc., s.:93-104.
- BAE J.H., CHO B.H., KIM J.S., KIM B.S., LEE I.B., SON H.H., UM C.M., KIM C.K., KIM O.Y.. (2005). Adhesive layer properties as a determinant of dentin bond strength. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.*, **74**: 822-828.

- BAĞIŞ B., BAĞIŞ Y.H., ERTAŞ E., USTAÖMER S. (2008). Comparison of the heat generation of light curing units. *J. Contemp. Dent. Prac.*, **9**: 65-72.
- BALDISSARA P., CATAPANO S., SCOTTI R. (1997). Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. *J. Oral Rehab.*, **24**: 791-801.
- BALKENHOL M., FERGER P., MAUTNER M.C., WÖSTMANN B. (2007). Provisional crown and fixed partial denture materials: mechanical properties and degree of conversion. *Dent. Mater.*, **23**: 1574-1583.
- BALKENHOL M., KNAPP M., FERGER P., HEUN U., WÖSTMANN B. (2008). Correlation between polymerization shrinkage and marginal fit of temporary crowns. *Dent. Mater.*, **24**: 1575-1584.
- BANG H.C., LIM B.S., YOON T.H., LEE Y.K., KIM C.W. (2004). Effect of plasma arc curing on polymerization shrinkage of orthodontic adhesive resins. *J. Oral Rehabil.*, **31**: 803-810.
- BARGHI N., BERRY T., HATTON C. (1994). Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. *J. Am. Dent. Assoc.*, **125**: 992-996.
- BOUILLAGUET S., CAILLOT G., FORCHELET J., CATTANI-LORENTE M., WATAHA J.C., KREJCI I. (2005). Thermal risks from LED and high-intensity QHT curing units during polymerization of dental resins. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.*, **72**: 260-267.
- BOWEN, R.L. (1964). Effects of particle shape and size distribution in a reinforced polymer. *J. Am. Dent. Assoc.*, **69**: 481-495
- BRANNSTROM M. (1982). Dentin and pulp in restorative dentistry. Castelnovo (AT), Italy: Wolfe Medical Publication; p. 9-14.
- BRESCHI L., MAZZONI A., RUGGERI A., CADENARO M., DI LENARDA R., DORIGO E.S. (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent. Mater.*, **24**: 90-101.
- BROWN W.S., DEVEY W.A., JACOBS M.R. (1970). Thermal properties of teeth. *J. Dent. Res.*, **49**: 752-755.
- BROWN W.S., JACOBS H.R., THOMPSON R.E. (1972). Thermal fatigue in teeth. *J. Dent. Res.*, **51**: 461-467.
- BUONOCORE M.G., GWINNETT A.J., MATSUI A. (1968). Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch. Oral Biol.*, **13**: 61-70.
- BUONOCORE, M.G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling material to enamel surface. *J. Dent. Res.*, **34**: 849-853.
- BURKE F.J., MURRAY M.C., SHORTALL A.C. (2005). Trends in indirect dentistry: 6. Provisional restorations, more than just a temporary. *Dent. Update.*, **32**: 443-444, 7-8, 50-52. In: SEELBACH P., FINGER W.J., FERGER P., BALKENHOL M. (2010).

Temperature rise on dentin caused by temporary crown and fixed partial denture materials: influencing factors. *J. Dent.*, **38**: 964-973.

CADENARO M., ANTONIOLLI F., SAURO S., TAY F.R., DI LENARDA R., PRATI C. (2005). Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *Eur. J. Oral Sci.*, **113**: 525-530.

CAMPREGHER U.B., SAMUEL S.M., FORTES C.B., MEDINA A.D., COLLARES F.M., OGLIARI F.A. (2007). Effectiveness of second-generation light-emitting diode (LED) light curing units. *J. Contemp. Dent. Pract.*, **8**: 35-42.

CAMPS J., DEJOU J., REMUSAT M., ABOUT I. (2000). Factors influencing pulpal response to cavity restorations. *Dent. Mater.*, **16**: 432-440.

CARDOSO P.C., LOGUERCIO A.D., VIEIRA L.C., BARATIERI L.N., REIS A. (2005). Effect of prolonged application times on resin-dentin bond strengths. *J. Adhes. Dent.*, **7**: 143-149.

CARVALHO R.M., CHERSONI S., FRANKENBERGER R., PASHLEY D.H., PRATI C., TAY F.R. (2005). A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomaterials*, **26**: 1035-1042.

CARVALHO R.M., MENDONCA J.S., SANTIAGO S.L., SILVEIRA R.R., GARCIA F.C., TAY F.R. (2003). Effects of HEMA solvent combinations on bond strength to dentin. *J. Dent. Res.*, **82**: 597-601.

CARVALHO R.M., YOSHIYAMA M., BREWER P.D., PASHLEY D.H. (1996). Dimensional changes of demineralized human dentine during preparation for scanning electron microscopy. *Arch. Oral Biol.*, **41**: 379-386.

CAUGHMAN W.F., RUEGGEGER F.A., CURTIS J.W. (1995). Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *JADA.*, **126**: 1280-1286.

CAVALCANTI B.N., OTANI C., RODE S.M. (2002). High-speed cavity preparation techniques with different water flows. *J. Prosthet. Dent.*, **87**: 158-161.

CHAVES C.A.L., MELO R.M., PASSOS S.P., CAMARGO F.P., BOTTINO M.A., BALDUCCI I. (2009). Bond strength durability of self-etching adhesives and resin cements to dentin. *J. Appl. Oral Sci.*, **17**: 155-160.

CHERSONI, S., SUPPA, P., BRESCHI, L., FERRARI, M., TAY, F.R., PASHLEY, D.H., PRATI, C. (2004). Water movement in the hybrid layer after different dental treatments. *Dent. Mater.*, **20**: 796-803.

CHRISTENSEN, G.J. (2001). Self-etching primers are here. *JADA.*, **132**: 1041-1043.

CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES. (2002). Resin curing lights. Newsletter., **24**:1-4. In: OYAMA N., KOMORI A., NAKAHARA R. (2004). Evaluation of light curing units used for polymerization of orthodontic bonding agents. *Angle. Orthod.*, **74**: 810-815.

- COESSENS V., PINTAUER T., MATYJASZEWSKI K. (2001). Functional polymers by atom transfer radical polymerization. *Prog. Polym. Sci.*, **26**: 337-377.
- COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPMENT. (1986). The effects of blue light on the retina and the use of protective filtering glasses. *JADA.*, **112**: 533-535.
- CRAIG, R.G., POWERS, J.M. (2002). Restorative Dental Materials. 11th Ed. St. Louis: Mosby; s.:260-285.
- CUICCHI B. (1995). Dentinal fluid dynamics in human teeth, in vivo. *J. Endod.*, **21**: 191-194.
- DA SILVA E.M., PENELAS A.G., SIMÃO M.S., FILHO J.D., POSKUS L.T., GUIMARÃES J.G. (2010). Influence of the degree of dentine mineralization on pulp chamber temperature increase during resin-based composite (RBC) light-activation. *J. Dent.*, **38**: 336-342.
- DANESH G., DAVIDS H., DUDA S., KAUP M., OTT K., SCHAFER E. (2004). Temperature rise in the pulp chamber induced by a conventional halogen light-curing source and a plasma arc lamp. *Am. J. Dent.*, **17**: 203-208.
- DARONCH M., RUEGGERBERG F.A., HALL G., DE GOES M.F. (2007). Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. *Dent. Mater.*, **23**:1283-1288.
- DAVID J.R., GOMES O.M., GOMES J.C., LOGUERCIO A.D., REIS A. (2007). Effect of exposure time on curing efficiency of polymerizing units equipped with light-emitting diodes. *J. Oral. Sci.*, **49**: 19-24.
- DAVIDSON-KABAN S.S., DAVIDSON C.L., FEILZER A.J., ERDİLEK N. (1997). The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. *Dent. Mater.*, **13**: 344-352.
- DAYANGAÇ, B. (2000). Adeziv Sistemler. In: DAYANGAÇ, B. Kompozit Rezin Restorasyonlar. 1. Baskı. Ankara: Güneş Kitapevi Ltd. Şti., s.: 25-53.
- DE CAMARGO E.J., MORESCHI E., BASSEGIO W., CURY J.A., PASCOTTO R.C. (2009). Composite depth of cure using four polymerization techniques. *J. Appl. Oral Sci.*, **17**:446-450.
- DE MUNCK, J., VAN LANDUYT. K., PEUMANS, M., POITEVIN, A., LAMBRECHTS, P., BRAEM, M., VAN MEERBEEK B.A. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J. Dent. Res.*, **84**: 118-132.
- DE SOUZA P.P., HEBLING J., SCALON M.G., ARANHA A.M., COSTA C.A. (2009). Effects of intrapulpal temperature change induced by visible light units on the metabolism of odontoblast-like cells. *Am. J. Dent.*, **22**: 151-156.
- DEB S., SEHMI H. (2003). A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. *Dent. Mater.*, **19**: 517-522.

- DUKE E.S. (2001). Light-emitting diodes in composite resin photopolymerization. *Compendium.*, **22**: 722-725.
- EBERHARD J., ZAHL A., DOMMISCH H., WINTER J., ACIL Y., JEPSEN S. (2005). Heat shock induces the synthesis of the inflammatory mediator leukotriene B4 in human pulp cells. *Int. Endod. J.*, **38**: 882-888.
- ELDENİZ A.U., ÜŞÜMEZ A., ÜŞÜMEZ S., ÖZTÜRK N. (2005). Pulpal temperature rise during light-activated bleaching. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.*, **72B**: 254-259.
- ERGÜCÜ Z., HILLER K.A., SCHMALZ G. (2005). Influence of dentin on the effectiveness of antibacterial agents. *J. Endod.*, **31**: 124-129.
- FAN P.L., WOZNIAK W.T., REYES W.D., STANFORD J.W. (1987). Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects. *JADA.*, **115**: 442-445.
- FANIBUNDA K.B., DE SA A. (1975). Thermal conductivity of normal and abnormal human dentine. *Arch. Oral Biol.*, **20**: 457-459.
- FANO L., MA W.Y., MARCOLI P.A., PIZZI S., FANO V. (2002). Polymerization of dental composite resins using plasma light. *Biomater.*, **23**: 1011-1015.
- FENG L., CARVALHO R., SUH B.I. (2009). Insufficient cure under the condition of high irradiance and short irradiation time. *Dent. Mater.*, **25**: 283-289.
- FENG L., SUH B.I. (2007). Exposure reciprocity law in photopolymerization of multi-functional methacrylates. *Macromol. Chem. Phys.*, **208**: 295-306.
- FERRACANE J.L., BERGE H.X. (1995). Fracture toughness of experimental dental composites aged in ethanol. *J Dent Res.*, **74**: 1418-1423.
- FERRACANE J.L., MITCHEM J.C., ADEY J.D. (1998). Fluoride penetration into the hybrid layer from a dentin adhesive. *Am. J. Dent.*, **11**: 23-28.
- FOUAD A.F. (2002). Molecular mediators of pulpal inflammation. In: HARGREAVES K.M., GOODIS H.E. Seltzer and Bender's Dental Pulp. Illinois: Quintessence Publishing Co., Inc., s.: 247-279.
- FRANKENBERGER R., KRAMER N., PETSCHLT A. (2000). Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper. Dent.*, **25**: 324-330.
- FRANKENBERGER R., LOPES M., PERDIGAO J., AMBROSE W.W., ROSA B.T. (2002). The use of flowable composites as filled adhesives. *Dent. Mater.*, **18**: 227-238.
- FRANKENBERGER, R., PERDIGAO, J., ROSA, B.T., LOPES, M. (2001). "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives- a microtensile bond strength and morphological study. *Dent. Mater.*, **17**: 373-380.

- FRIEDMAN J. (2003). Thermally assisted polymerization of composite resins. *Contemp. Esthetics Rest. Practice.*, **7**: 46.
- FRÓES-SALGADO N.R., SILVA L.M., KAWANO Y., REIS F.A., LOGUERCIO A.D. (2010). Composite pre-heating: Effects on marginal adaptation, degree of conversion and mechanical properties. *Dent. Mater.*, **26**:908-914.
- GARBEROGLIO R., BRÄNNSTRÖM M. (1976). Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch. Oral. Biol.*, **21**:355-362.
- GAUTHIER M.A., STANGEL I., ELLIS T.H., ZHU X.X. (2005). Oxygen inhibition in dental resins. *J. Dent. Res.*, **84**: 725-729.
- GERALDO-MARTINS V.R., TANJI E.Y., WETTER N.U., NOGUEIRA R.D., EDUARDO C.P. (2005). Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser: an *in vitro* study. *Photomed. Laser Surg.*, **23**: 182-186.
- GOLDSTEIN R.E., GARBER D.A. (1995). Complete dental bleaching. Chicago: Quintessence Publishing Co. In: JOINER A. (2006). The bleaching of teeth: A review of the literature. *J. Dent.*, **34**: 412-419.
- GOODIS H.E., WHITE J.M., ANDREWS J., WATNABE L.G. (1989). Measurement of temperature generated by visible-light-cure lamps in an *in vitro* model. *Dent. Mater.*, **5**: 230-234.
- GOODIS H.E., WHITE J.M., GAMM B., WATNABE L.G. (1990). Pulp chamber temperature changes with visible-light-cured composites *in vitro*. *Dent. Mater.*, **6**: 99-102.
- GOODIS H.E., MARSHALL G.W. JR., WHITE J.M., GEE L., HORNBERGER B., MARSHALL S.J. (1993). Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent. Mater.*, **9**: 79-84.
- GÖKAY O., YOLDAŞ Ç. (2000). Işık ile polimerize olan restoratif materyallerin polimerizasyonları esnasında pulpa odasında oluşturdıkları ısı değişimlerinin *in vitro* olarak değerlendirilmesi. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **27**: 37-43.
- GREENWALL L. (2001). Bleaching techniques in restorative dentistry-an illustrated guide. London: Martin Dunitz Ltd. In: JOINER A. (2006). The bleaching of teeth: A review of the literature. *J. Dent.*, **34**: 412-419.
- GRÉGOIRE G., AHMED, Y. (2007). Evaluation of the enamel etching capacity of six contemporary self-etching adhesives. *J. Dent.*, **35**: 388-397.
- GUIRALDO R.D., CONSANI S., LYMPIUS T., SCHNEIDER L.F., SINHORETI M.A., CORRER-SOBRINHO L. (2008). Influence of the light curing unit and thickness of residual dentin on generation of heat during composite photoactivation. *J. Oral Sci.*, **50**: 137-142.
- HABELITZ, S., BALOOCH, M., MARSHALL, S.J., MARSHALL, G.W. JR. (2002). In situ atomic force microscopy of partially demineralized human dentin collagen fibrils. *J. Struct. Biol.*, **3**: 227-236.

- HANNIG M., BOTT B. (1999). *In-vitro* pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent. Mater.*, **15**: 275-281.
- HANSEN E.K., ASMUSSEN E. (1993). Corelation between depth of cure and temperature rise of a light-activated resin. *Scand. J. Dent. Res.*, **101**: 176-179.
- HARRINGTON E., WILSON H.J. (1993). Depth of cure of radiation- activated materials- effect of mould material and cavity size. *J. Dent.*, **21**: 305-311.
- HAZLEWOOD C., DAVIES M.J. (1996). Benzoyl peroxide-induced damage to DNA and its components: direct evidence for the generation of base adducts, sugar radicals, strand breaks. *Arch. Biochem. Biophys.*, **332**: 79-91.
- HILTON T.J. (1996) Cavity sealers, liners, and bases: Current philosophies and indications for use. *Oper. Dent.*, **21**: 134-146.
- HIRAISHI N., NISHIYAMA N., IKEMURA K., YAU J.Y., KING N.M., TAGAMI J. (2005). Water concentration in self-etching primers affects their aggressiveness and bonding efficacy to dentin. *J. Dent. Res.*, **84**: 653-658.
- 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. *Clin. Oral. Investig.*, **4**: 140-147.
- HOFMANN N., HILT L O., HUGO B., KLAIBER B. (2002a). Guidance of shrinkage vectors vs irradiation at reduced intensity for improving marginal seal of class V resin-based composite restorations in vitro. *Oper. Dent.*, **27**: 510–515.
- HOFMANN N., HUGO B., KLAIBER B. (2002b). Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur. J. Oral Sci.*, **110**: 471-479.
- HOFMANN N., MARKERT T., HUGO B., 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. *Am. J. Dent.*, **16**: 421-430.
- HU J., HOU Y., PARK H., CHOI B., HOU S., CHUNG A., LEE M. (2012). Visible light crosslinkable chitosan hydrogels for tissue engineering. *Acta. Biomaterialia*, **8**: 1730-1738.
- HUBBEZOGLU I., DOGAN A., DOGAN O.M., BOLAYIR G., BEK B. (2008). Effects of light curing modes and resin composites on temperature rise under human dentin: an in vitro study. *Dent. Mater. J.*, **27**: 581-589.
- HUSSEY D.L., BIAGIONI P.A., LAMEY P.J. (1995). Thermographic measurement of temperature change during composite polimerization *In Vivo*. *J. Dent.*, **23**: 267-271.
- IKEDA T., DE MUNCK J., SHIRAI K., HIKITA K., INOUE S., SANO H. (2005). Effect of evaporation of primer components on ultimate tensile strengths of primer-adhesive mixture. *Dent. Mater.*, **21**: 1051-1058.

- IKEMURA, K., KADOMA. Y., ENDO, T. (2011). A review of the developments of self-etching primers and adhesives - Effects of acidic adhesive monomers and polymerization initiators on bonding to ground, smear layer-covered teeth. *Dent. Mater. J.*, **30**: 769-789.
- ILIE N. FELTEN K., TRIKNER K., HICKEL R., KUNZELMANN K.H. (2005). Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units. *Dent. Mater.*, **21**: 483-489.
- INOUE S., VAN MEERBEEK B., ABE Y., YOSHIDA Y., LAMBRECHTS P., VANHERLE G., SANO H. (2001). Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent. Mater.*, **17**: 445-455.
- JACOBS H.R., THOMPSON R.E., BROWN W.S. (1973). Heat transfer in teeth. *J. Dent. Res.*, **52**: 248-252.
- JACOBSEN T., SODERHOLM K.J. (1995). Some effects of water on dentin bonding. *Dent. Mater.*, **11**: 132-136.
- JAFARZADEH H., UDOYE C.I., KINOSHITA J. (2008). The application of tooth temperature measurement in endodontic diagnosis: a review. *J. Endod.*, **34**: 1435-1440.
- JANDA R., ROULET J.F., LATTA M., STEFFIN G., RUTTERMANN S. (2005). Color stability of resin-based filling materials after aging when cured with plasma or halogen light. *Eur. J. Oral Sci.*, **113**: 251-257.
- JANSEN VAN RENSBURG, B.G. (1995) Oral Biology. Illinois:Quintessence Publishing Co., Inc., s.:271-280.
- JEFFREW I.W.M., LAWRENSEN B., LONGBOTTOM C., SAUNDERS E.M. (1990a). CO₂ laser application to the mineralized dental tissues—the possibility of iatrogenic sequelae. *J. Dent.*, **8**: 24-36.
- JEFFREW I.W.M., LAWRENSEN B., SAUNDERS E.M., LONGBOTTOM C. (1990b). Dentinal temperature transients caused by exposure to CO₂ laser irradiation and possible pulpal damage. *J. Dent.*, **18**: 31-36.
- JIMÉNEZ-PLANAS A., MARTÍN J., ABALOS C., LLAMAS R. (2008). Developments in polymerization lamps. *Quintessence Int.*, **39**: 74-84.
- KANDASWAMY D., RAJAN K.J., VENKATESHBABU N., PORKODI I. (2012) Shear bond strength evaluation of resin composite bonded to glass-ionomer cement using self-etching bonding agents with different pH: *In vitro* study. *J Conserv Dent.*, **15**: 27-31.
- KATONA T.R., WINKLER M.M., HUANG J. (1996). Stress analysis of a bulk-filled Class-V chemical-cured dental composite restoration. *J. Biomed. Mater. Res.*, **31**: 445-449.
- KELLS B.E., KENNEDY J.G., BIAGONI P.A., LAMEY P.J. (2000). Computerized infrared thermographic imaging and pulpal blood flow: part 1. a protocol for thermal imaging of human teeth. *Int. Endod. J.*, **33**: 442-447.

- KEMP-SCHOLTE C.M., DAVIDSON C.L. (1990). Complete marginal seal of class v resin composite restorations effected by increased flexibility. *J. Dent. Res.*, **69**: 1240-1243.
- KIM J.S., CHO B.H., LEE I.B., UM C.M., LIM B.S., OH M.H., CHANG C.G., SON H.H. (2005). Effect of the hydrophilic nanofiller loading on the mechanical properties and the microtensile bond strength of an ethanol- based one-bottle dentin adhesive. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.*, **72B**: 284–291.
- KIRK, R.E., OTHMER, D.F., KROSCSWITZ, J., HOWE-GRANT, M. (1991). *Encyclopedia of Chemical Technology*. 4th Ed. New York: Wiley; s.: 397.
- KLEVERLAAN C.J., DE GEE A.J. (2004). Curing efficiency and heat generation of various resin composites cured with high-intensity halogen lights. *Eur. J. Oral Sci.*, **112**: 84-88.
- KLOCKE A., KORBMACHER H.M., HUCH L.G., KAHL-NIEKE B. (2002). Plasma arc curing lights for orthodontic bonding. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, **122**: 643-648.
- KNEZEVIC A., TARLE Z., MENIGA A., SUTALO J., PICHLER G. (2005). Influence of light intensity from different curing units upon composite temperature rise. *J. Oral Rehabil.*, **32**: 362-367.
- KNEZEVIC A., TARLE Z., MENIGA A., SUTALO J., PICHLER G., RISTIC M. (2001). Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J. Oral Rehabil.*, **28**: 586-591.
- KUGEL, G., FERRARI, M. (2000). The science of bonding: from first to sixth generation. *J. Am. Dent. Assoc.*, **131**: 20-25.
- LED CURING LIGHTS (2006). ADA Professional Product Review. LED curing lights: Practitioner Input Product Evaluation Forum. Volume 1: Issue 2.
- LEE T.Y., GUYMON C.A., JONSSON E.S., HOYLE C.E. (2004). The effect of monomer structure on oxygen inhibition of (meth)acrylates photo-polymerization. *Polymer.*, **45**: 6155-6162.
- LIENFELDER K.F. (1999). Ask the expert. What intensity is best in light curing? *JADA.*, **130**: 534.
- LEINFELDER K.F. (2001). Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dent. Clin. North. Am.*, **45**: 1-6.
- LEONARD D.L., CHARLTON D.G., ROBERTS H.W., COHEN M.E. (2002). Polymerization efficiency of LED curing lights. *J. Esthet. Restor. Dent.*, **14**: 286-295.
- LEPRINCE J., DEVAUX J., MULLIER T., VREVEN J., LELOUP G. (2010). Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. *Oper. Dent.*, **35**: 220-230.

- LIEU C., NGUYEN T.M., PAYANT L. (2001). In vitro comparison of peak polymerization temperatures of 5 provisional restoration resins. *J. Can. Dent. Assoc.*, **67**: 36-39.
- LIN M., XUB F., LUA T.J., BAI B.F. (2010). A review of heat transfer in human tooth- Experimental characterization and mathematical modeling. *Dent. Mater.*, **26**: 501-513.
- LINDLE A., GOLDBERG M. (1993). Dentinogenesis. *Crit. Rev. Oral. Bio. Med.*, **4**: 679-728.
- LINSUWANONT P., PALAMARA J.E.A., MESSER H.H. (2007). An investigation of thermal stimulation in intact teeth. *Arch. Oral Biol.*, **52**: 218-227.
- LINSUWANONT P., VERSLUIS A., PALAMARA J.E., MESSER H.H. (2008). Thermal stimulation causes tooth deformation: a possible alternative to the hydrodynamic theory? *Arch. Oral Biol.*, **53**: 261-272.
- LIU H., SUN W., XU S. (2012) An extremely simple thermocouple made of a single layer of metal. *Adv. Mater.*, **24**: 3275-3279.
- LLOYD C.H. (1984). A differential thermal analysis (DTA) fort he heats of reaction and temperature rises produced during the setting of tooth coloured restorative materials. *J. Oral Rehabil.*, **11**: 111-121. In: HUSSEY DL, BIAGIONI PA, LAMEY PJ. (1995). Thermographic measurement of temperature change during composite polimerization *In Vivo*. *J. Dent.*, **23**: 267-271.
- LLOYD C.H., JOSHI A., MCGLYNN E. (1986). Temperature rises produced by light sources and composites during curing. *Dent. Mater.*, **2**: 170-174.
- LONEY R.W., PRICE R.B. (2001). Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin. *Oper. Dent.*, **26**: 516-520.
- LOPES, G.C., CARDOSO, P.C., VIEIRA, L.C., BARATIERI, L.N., RAMPINELLI, K., COSTA, G. (2006). Shear bond strength of acetone-based one-bottle adhesive systems. *Braz. Dent. J.*, **17**: 39-43.
- LOSCHÉ G.M. (1999). Marginal adaptation of Class II composite fillings: Guided polymerization vs reduced light intensity. *J. Adhes. Dent.*, **1**: 31-39.
- LOUREIRO F.H., CONSANI S., GUIRALDO R.D., CONSANI R.L., BERGER S.B., CARVALHO R.V., CORRER-SOBRINHO L., SINHORETI M.A. (2011). Comparison between two methods to evaluate temperature changes produced by composite light curing units and polymerization techniques. *Minerva Stomatol.*, **60**: 501-508.
- LUK K., TAM L., HUBERT M. (2004). Effect of light energy on peroxide tooth bleaching. *JADA.*, **135**: 194-201.
- MABILLEAU G., MOREAU M.F., FILMON R., BASLE M.F., CHAPPARD D. (2004). Biodegradability of poly(2-hydroxyethyl methacrylate) in the presence of the J774.2 macrophage cell line. *Biomaterials*, **25**: 5155-5162.

- MACIEL K.T., CARVALHO R.M., RINGLE R.D., PRESTON C.D., RUSSEL C.M., PASHLEY D.H. (1996). The effects of acetone, ethanol, HEMA, and air on the stiffness of human decalcified dentin matrix. *J. Dent. Res.*, **11**: 1851-1858.
- MAGALHÃES M.F., FERREIRA R.A.N., GROSSI P.A., ANDRADE R.M. (2008). Measurement of thermophysical properties of human dentin: effect of open porosity. *J. Dent.*, **36**: 588-594.
- MANHART J., GARCÍA-GODOY F., HICKEL R. (2002) Direct posterior restorations: Clinical result and new developments. *Dent. Clin. North A.*, **46**: 303-39.
- MARSHALL G.W., HABELITZ S., GALLAGHER R., BALOOCH M., BALOOCH G., MARSHALL S.J. (2001). Nanomechanical properties of hydrated carious human dentin. *J. Dent. Res.*, **80**: 1768-1771.
- MARSHALL JR. G.W., MARSHALL S.J., KINNEY J.H., BALOOCH M. (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J. Dent.*, **25**: 441-458.
- MARTINS G.R., CAVALCANTI B.N., RODE S.M. (2006). Increases in intrapulpal temperature during polymerization of composite resin. *J. Prosthet. Dent.*, **96**: 328-331.
- MASUTANI S., SETCOS J.C., SCHNELL R.J., PHILLIPS R.W. (1988). Temperature rise during polymerization of visible light-activated composite resins. *Dent. Mater.*, **4**: 174-178.
- MATYJASZEWSKI K., DAVIS T.P. (2002). Handbook of radical polymerization. Wiley Interscience, New York. In: VAN LANDUYT K.L., SNAUWAERT J., DE MUNCK J., PEUMANS M., YOSHIDA Y., POITEVIN A., COUTINHO E., SUZUKI K., LAMBRECHTS P., VAN MEERBEEK B. (2007). Systematic review of the chemicals composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.*, **28**: 3757-3785.
- MC CABE J.F. (1985). Cure performance of light-activated composites by differential thermal analysis (DTA). *Dent. Mater.*, **1**: 231-234.
- MC CABE J.F., CARRICK T.E. (1989). Output from visible light activation units and depth of cure of light activated composites. *J. Dent. Res.*, **68**: 1534-1539.
- MC CABE J.F., WALLS A.W.G. (2000). Applied dental materials. 8th Ed. Oxford, England: Blackwell Scientific Pub., s.: 87-178.
- MC CULLAGH J.J., SETCHELL D.J., GULABIVALA K., HUSSEY D.L., BIAGIONI P., LAMEY P.J., 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. *Int. Endod. J.*, **33**: 326-332.
- MC LEAN, J.W. (1996). Dentinal bonding agents versus glass-ionomer cements. *Quintessence Int.*, **27**: 659-667.
- MEREDITH N., WATTS A., PATTERSON R.C., STRANG R. (1984). Investigation of the temperature rise produced in the pulp chamber by operative procedures. *J. Dent. Res.*, **63**: 511, Abst. 193.

- MESSERSMITH P.B., OBREZ A., LINDBERG S. (1998). New acrylic resin composite with improved thermal diffusivity. *J. Prosthet. Dent.*, **79**: 278-284.
- MEYER G.R., ERNST C-P., WILLERSHAUSEN B. (2002). Decrease in power output of new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. *J. Adhes. Dent.*, **4**: 197-204.
- MIDDA M., HARPER P.R. (1991). Lasers in dentistry. *Br. Dent. J.*, **11**: 343-346.
- MILLEN C., ORMOND M., RICHARDSON G., SANTINI A., MILETIC V., KEW P. (2007). A study of temperature rise in the pulp chamber during composite polymerization with different light-curing units. *J. Contemp. Dent. Pract.*, **8**: 29-37.
- MILLS R.W. (1995). Blue light emitting diodes—another method of light curing? *Br Dent J.*, **178**: 169.
- MILLS R.W., JANDT K.D., ASHWORTH S.H. (1999). Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br. Dent. J.*, **186**: 388-391.
- MILLS R.W., UHL A., JANDT K.D. (2002). Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br. Dent. J.*, **193**: 459-463.
- MJÖR I.A. (2002). Pulp-Dentin Biology in Restorative Dentistry. Illinois: Quintessence Publishing Co., Inc., s.: 1-22.
- MORITZ A., SCHOOP U., STRASSL M., WINTNER E. (2006). Cavity Preparation. In: Oral Laser Application. Berlin: QuintessenzVerlags-GMBH, s.: 75-136.
- MORRISON R.T., BOYD R.N. (1973). Organic Chemistry. Allyn and Bacon,. Boston In: VAN LANDUYT K.L., SNAUWAERT J., DE MUNCK J., PEUMANS M., YOSHIDA Y., POITEVIN A., COUTINHO E., SUZUKI K., LAMBRECHTS P., VAN MEERBEEK B. (2007). Systematic review of the chemicals composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.*, **28**: 3757-3785.
- MOSS L., RUEGGERBERG F.A., STANSBURY J.W. (2002). Effect of solvent type on absorption profile of camphoroquinone. *J. Dent. Res.*, (special issue, no: 1969), **81-A**: 255.
- MOSZNER N., SALZ U., ZIMMERMANN J. (2005). Chemical aspects of self-etching enamel–dentin adhesives: A systematic review. *Dent. Mater.*, **21**: 895–910.
- MUNKSGAARD E.C., PEUTZFELDT A., ASMUSSEN E. (2000). Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur. J. Oral Sci.*, **108**: 341-345.
- MUNMAYA K.M., YAGCI Y. (1998). Handbook of radical vinyl polymerization. Dekker, New York. In: VAN LANDUYT K.L., SNAUWAERT J., DE MUNCK J., PEUMANS M., YOSHIDA Y., POITEVIN A., COUTINHO E., SUZUKI K., LAMBRECHTS P., VAN MEERBEEK B. (2007). Systematic review of the chemicals composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.*, **28**: 3757-3785.

- MÜJDECİ A., YEŞİLYURT A, GÖKAY O. (2005). Kompozit rezinlerin polimerizasyonları esnasında pulpa odasındaki ısı değişimlerinin in vitro değerlendirilmesi. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **32**:163-169.
- MYERS M.L. (1991). The effect of laser irradiation on oral tissues. *J. Prosthet. Dent.*, **66**: 395-397.
- NAGER M. (2010). Designing with thermocouples: Get the most from your measurements. *White Paper, Phoenix Contact Corp.*, Harrisburg, PA. <http://phoenixcontact.custhelp.com/ci/fattach/get/20942/>.
- NAHSAN F.P., OLIVEIRA G.U., MEDINA-VALDIVIA J.R., FRANCO E.B., MONDELLI R.F., WANG L. (2011). Conservative approaches for the management of failed resin-based posterior restorations: a case report. *Quintessence Int.*, **42**: 823-827.
- NAKABAYASHI, N. (1982). Resin reinforced dentine due to infiltration of monomers into dentine at the adhesive interface. *Dent. Mater.*, **1**: 78-81.
- NAKABAYASHI, N., TAKARADA, K. (1992). Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent. Mater.*, **8**: 125-130.
- NAKAJIMA M., KITASAKO Y., OKUDA M., FOXTON R.M., TAGAMI J. (2005). Elemental distributions and microtensile bond strength of the adhesive interface to normal and caries-affected dentin. *Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.*, **72**: 268-275.
- NAKAJIMA M., OGATA M., OKUDA M., TAGAMI J., SANO H., PASHLEY D.H. (1999). Bonding to caries-affected dentin using self-etching primers. *Am. J. Dent.*, **12**: 309-314.
- NAKAJIMA M., OKUDA M., PEREIRA P.N., TAGAMI J., PASHLEY D.H. (2002). Dimensional changes and ultimate tensile strengths of wet decalcified dentin applied with one-bottle adhesives. *Dent. Mater.*, **18**: 603-608.
- NAKAOKI Y., NIKAIDO T., PEREIRA P.N., INOKOSHI S., TAGAMI J. (2000). Dimensional changes of demineralized dentin treated with HEMA primers. *Dent. Mater.*, **16**: 441-446.
- NEMOTO R., MCCABE J.F., HIRANO S. (2004). Comparison of halogen, plasma and LED curing units. *Oper. Dent.*, **29**: 287-294.
- NEUMANN M., MIRANDA W. JR., SCHMITT C., RUEGGEBERG F., CORREA I. (2005). Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J. Dent.*, **33**: 525-532.
- NEWMAN, S.M., MURRAY, G.A., YATES, J.L. (1983). Visible lights and visible light activated composite resins. *J. Prosthet. Dent.*, **50**: 31-35.
- NICHOLSON, J.W. (1996). Biologic considerations. SCHWARTZ, R.S., SUMMITT, J.B., ROBBINS, J.W. Fundamentals of Operative Dentistry a Contemporary Approach. Illinois: Quintessence Publishing Co., Inc., s.:1-26.

- NISHIYAMA N., SUZUKI K., TAKAHASHI K., NEMOTO K. (2004a). The pK_a effects of the carboxylic acid in *N*-methacryloyl- ω -amino acid on the demineralization and bond strengths to the teeth. *Biomaterials*, **25**: 5441–5447.
- NISHIYAMA N., SUZUKI K., YOSHIDA H., TESHIMA H., NEMOTO K. (2004b). Hydrolytic stability of methacrylamide in acidic aqueous solution. *Biomaterials*, **25**: 965-969.
- NOMOTO R., MCCABE J.F., HIRANO S. (2004). Comparison of halogen, plasma and LED curing units. *Oper. Dent.*, **29**: 287-294.
- NUNES T.G., GARCIA F.C., OSORIO R., CARVALHO R., TOLEDANO M. (2006). Polymerization efficacy of simplified adhesive systems studied by NMR and MRI techniques. *Dent. Mater.*, **22**: 963-972.
- ODIAN G. (2004). Principles of polymerization. Wiley Interscience, New York In: VAN LANDUYT K.L., SNAUWAERT J., DE MUNCK J., PEUMANS M., YOSHIDA Y., POITEVIN A., COUTINHO E., SUZUKI K., LAMBRECHTS P., VAN MEERBEEK B. (2007). Systematic review of the chemicals composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, **28**: 3757-3785.
- O.D.T.Ü. Merkez Laboratuvarı. <http://merlab.metu.edu.tr/diferansiyel-taramali-kalorimetre-dsc>
- OESTERLE L.J., NEWMAN S.M., SHELLHART W.C. (2001). Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, **119**:610-616.
- OGAWA K., YAMASHITA Y., ICHIJO T., FUSAYAMA T. (1983). The ultrastructure and hardness of the transparent layer of human carious dentin. *J. Dent. Res.*, **62**: 7-10.
- OGUNYINKA A., PALIN W.M., SHORTALL A.C., MARQUIS P.M. (2007). Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites. *Dent. Mater.*, **23**: 807-813.
- OKAMOTO M., MINE A., WATANABE K., KAWAHARA D., YATANI H. (2003). Porcelain veneer bonding to dentin and the curing performance of plasma-arc light with respect to porcelain thickness. *Dent. Mater. J.*, **22**: 313-320.
- OKIJI T. (2002). Pulp as a connective tissue. In: HARGREAVES K.M., GOODIS H.E. Seltzer and Bender's Dental Pulp. Illinois: Quintessence Publishing Co., Inc., s.: 95-122.
- OKIJI T., MORITA I., SUNADA I., MUROTA S. (1991). The role of leukotriene B4 in neutrophil infiltration in experimentally-induced inflammation of rat tooth pulp. *J. Dent. Res.*, **70**: 34-37.
- OLGART L.M., EDWALL B., GAZELIUS B. (1989). Neurogenic mediators in control of pulpal blood flow. *J. Endod.*, **15**:409-412.
- OLIVEIRA S.S., MARSHALL S.J., HILTON J.F., MARSHALL G.W. (2002) Etching kinetics of a self-etching primer. *Biomaterials*, **23**: 4105-4112.

- OSORIO E., TOLEDANO M., YAMAUTI M., OSORIO R. (2012). Differential nanofiller cluster formations in dental adhesive systems. *Microsc. Res Tech.*, **75**: 749-757.
- OYAMA N., KOMORI A., NAKAHARA R. (2004). Evaluation of light curing units used for polymerization of orthodontic bonding agents. *Angle. Orthod.*, **74**: 810-815.
- ÖZTÜRK B., ÜŞÜMEZ A., ÖZTÜRK A.N., ÖZER F. (2004a). *In vitro* assessment of temperature change in the pulp chamber during cavity preparation. *J. Prosthet. Dent.*, **91**: 436-440.
- ÖZTÜRK B., ÖZTÜRK A.N., ÜŞÜMEZ A., ÜŞÜMEZ S., ÖZER F. (2004b). Temperature rise during adhesive and resin composite polymerization with various light curing sources. *Oper. Dent.*, **29**: 325-332.
- PAGHDIWALA A.F., VAIDYANATHAN T.K., PAGHDIWALA M.F. (1993). Evaluation of erbium: YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth cuts and structural effects. *Scanning Microscopy.*, **7**: 989-997.
- PALIN W.M., SENYILMAZ D.P., MARQUIS P.M., SHORTALL A.C. (2008) Cure width potential for MOD resin composite molar restorations. *Dent. Mater.*, **24**: 1083-1094.
- PARK S.H., KREJCI I., LUTZ F. (2002). Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper. Dent.*, **27**: 30-37.
- PARK Y.J., CHAE K.H., RAWLS H.R. (1999). Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent. Mater.*, **15**: 120-127.
- PASHLEY D. (2002). Pulpodentin Complex. In: HARGREAVES K.M., GOODIS H.E. Seltzer and Bender's Dental Pulp. Illinois: Quintessence Publishing Co., Inc., s.: 63-93.
- PASHLEY D.H. (1991). Clinical correlations of dentin structure and function. *J. Prosthet. Dent.*, **66**: 777-781.
- PASHLEY D.H., AGEE K.A., NAKAJIMA M., TAY F.R., CARVALHO R.M., TERADA R.S. (2001). Solvent-induced dimensional changes in EDTA-demineralized dentin matrix. *J. Biomed. Mater. Res.*, **56**: 273-281.
- PASHLEY D.H., CARVALHO R.M., TAY F.R., AGEE K.A., LEE K.W. (2002). Solvation of dried dentin matrix by water and other polar solvents. *Am. J. Dent.*, **15**: 97-102.
- PASHLEY D.H., LIVINGSTON M.J., REEDER O.W., HORNER J. (1978). Effects of the degree of tubule occlusion on the permeability of human dentine *in- vitro*. *Archs. Oral. Biol.*, **23**: 1127-1133.
- PASHLEY D.H., TAY F.R. (2001) Aggressiveness of contemporary self- etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent. Mater.*, **17**: 430-444.
- PASHLEY E.L., ZHANG Y., LOCKWOOD P.E., RUEGGEBERG F.A., PASHLEY D.H. (1998). Effects of HEMA on water evaporation from water-HEMA mixtures. *Dent. Mater.*, **14**: 6-10.

- PERDIGÃO J., LAMBRECHTS P., VAN MEERBEEK B., BRAEM M., YILDIZ E., YÜCEL T., VANHERLE G. (1996). The interaction of adhesive systems with human dentin. *Am. J. Dent.*, **9**: 167-173.
- PERRY R., KUGEL G., KUNZELMANN K.H., FLESSA H.P., ESTAFAN D. (2000). Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer. *J. Am. Dent. Assoc.*, **131**: 1472-1477.
- PEUTZFELDT A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur. J. Oral Sci.*, **105**:97-116.
- PEUTZFELDT A., SAHAFI A., ASMUSSEN E. (2000). Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent. Mater.*, **16**: 330-336.
- PIANELLI C., DEVAUX J., BEBELMAN S., LELOUP G. (1999). The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins. *J. Biomed. Mater. Res.*, **48**: 675-681.
- PLASMANS P.J., CREUGERS N.H., HERMSEN R.J., VRIJHOEF M.M. (1994). Intraoral humidity during operative procedures. *J. Dent.*, **22**: 89-91.
- PORKO C., HIETALA E-L. (2001). Pulpal temperature change with visible light curing. *Oper. Dent.*, **26**: 181-185.
- POTHO M., SCHEININ A. (1958). Microscopic observations on living dental pulp. 2. The effect of thermal irritants on the circulation of the pulp in the lower rat incisor. *Acta Odontol. Scand.*, **16**: 315-327.
- PRABHAKAR A.R. (2008). Sealing ability and thermal diffusivity of cavity lining materials: an in vitro study. *J. Indian Soc. Pedod. Prev. Dent.*, **26**: 62-67.
- PRICE R.B., DÉRAND T., SEDAROUS M., ANDREOU P., LONEY R.W. (2000). Effect of distance on the power density from two light guides. *J. Esthet. Dent.*, **12**: 320-327.
- PRICE R.B., FELIX C.A., ANDREOU P. (2003). Evaluation of a second-generation LED curing light. *J. Can. Dent. Assoc.*, **69**: 666-666i.
- PRICE R.B.T., FAHEY J., FELIX C.M. (2010). Knoop microhardness mapping used to compare the efficacy of led, qth and pac curing lights. *Oper. Dent.*, **35**: 58-68.
- RAAB W.H., MULLER H. (1989). Temperature dependent changes in the microcirculation of the dental pulp. *Dtsch. Zahnarztl. Z.*, **44**: 496-497.
- RAHIOTIS C., KAKABOURA A., LOUKIDIS M., VOUGIOUKLAKIS G. (2004). Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur. J. Oral. Sci.*, **112**: 89-94.
- RAWLS, K.J., ESQUIVEL-UPSHAW, J. (2003). Restorative resins. in: Phillips' Science of Dental Materials 11th Ed. Ed: ANUSAVICE, KJ., St. Louis: W.B. Saunders, s.: 399-437.
- RITTER A.V., BERTOLI C., SWIFT JR. E.J. (2001). Dentin bond strengths as a function of solvent and glutaraldehyde content. *Am. J. Dent.*, **14**: 221-226.

- ROULET, J.F., WILSON, N.H.F., FUZZI, M. (2001). Advance in operative dentistry. Challenges of the future. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc., p.: 169-172.
- RUEGGEBERG F.A., MARGESON D.H. (1990). The effect of oxygen inhibition on an unfilled filled composite system. *J. Dent. Res.*, **69**: 1652-1658.
- RUEGGEBERG F.A., JORDAN D.M. (1993). Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. *Int. J. Prosthodont.*, **6**: 364-370.
- RUEGGEBERG F.A., ERGLE J.W., LOCKWOOD P.E. (1997). Effect of photoinitiator level on properties of a light-cured and post-cure heated model resin system. *Dent. Mater.*, **13**: 360-364.
- RUEGGEBERG F.A., ERGLE J.W., METTENBURG D.J. (2000) Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent.*, **12**: 340-349.
- RUYSER I.E., OYSAEDH. (1982). Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta. Odontol. Scan.*, **40**: 179-192.
- SAKAGUCHI R.L., FERRACANE J.L. (2001). Effect of light power density on development of elastic modulus of a model light-activated composite during polymerization. *J. Esthet. Restor. Dent.*, **13**: 121-130.
- SALZ U., ZIMMERMANN J., SALZER T. (2005a). Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *J. Adhes. Dent.*, **7**: 7-17.
- SALZ U., ZIMMERMANN J., ZEUNER F., MOSZNER N.(2005b). Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems. *J. Adhes. Dent.*, **7**: 107-116.
- SANTINI A., MILETIC V. (2008). Quantitative micro-Raman assessment of dentine demineralization, adhesive penetration, and degree of conversion of three dentine bonding systems. *Eur. J. Oral Sci.*, **116**: 177-183.
- SANTINI A., WATTERSON C., MILETIC V. (2008). Temperature rise within the pulp chamber during composite resin polymerisation using three different light sources. *Open Dent. J.*, **2**: 137-141.
- SCHNEIDER L.F.J., CONSANI S., SINHORETI M.A., SOBRINHO L.C., MILAN F.M. (2005). Temperature change and hardness with different resin composites and photo-activation methods. *Oper. Dent.*, **30**: 516-521.
- SCHNEIDER L.F.J., PFEIFER C.S., CONSANI S., PRAHL S.A., FERRACANE J.L. (2008). Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellow- ing of dental resin composites. *Dent. Mater.*, **24**: 1169- 1177.
- SEELBACH P., FINGER W.J., FERGER P., BALKENHOL M. (2010). Temperature rise on dentin caused by temporary crown and fixed partial denture materials: influencing factors. *J. Dent.*, **38**: 964-973.

- SILVA E SOUZA M.N.JR., CARNEIRO K.G., LOBATO M.F., SILVA E SOUZA A., DE GOES M.F. (2010). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J. Appl. Oral Sci.*, **18**: 207-214.
- SHORTALL A.C., HARRINGTON E. (1998). Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. *J. Oral Rehabil.*, **25**: 908-913.
- SMITH A.J. (2002). Dentin formation and repair. In: HARGREAVES K.M., GOODIS H.E. Seltzer and Bender's Dental Pulp. Illinois: Quintessence Publishing Co., Inc., s.: 41-62.
- SOH M.S., YAP A.U, YU T., SHEN Z.X. (2004a). Analysis of the degree of conversion of LED and halogen lights using micro-Raman spectroscopy. *Oper. Dent.*, **29**: 571-577.
- SOH M.S., YAP A.U., SIOW K.S. (2004b). Post-gel shrinkage with different modes of LED and halogen light curing units. *Oper. Dent.*, **29**: 317-324.
- SOH M.S., YAP A.U.J. (2004). Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J. Dent.*, **32**: 321-326.
- SPECTRAL COLOR RESARCH. (2010). <http://ifc.joensuu.fi/index.php?page=cr>.
- SPENCER P., WANG Y., WALKER M.P., WIELICZKA D.M., SWAFFORD J.R. (2000). Interfacial chemistry of the dentin adhesive bond. *J. Dent. Res.*, **79**: 1458-1463.
- STEWARTSON D.A., SHORTALL A.C., HARRINGTON E., LUMLEY P.J. (2004). Thermal changes and cure depths associated with a high intensity light activation unit. *J. Dent.*, **32**: 643-651.
- 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. *J. Clin. Pediatr. Dent.*, **24**: 221-227.
- STRYDOM C. (2005) Polymerization and polymerization shrinkage stress: fast cure versus conventional cure. *SADJ.*, **60**: 252-253.
- STURDEVANT JR. (2011). Dişle ilgili anatomi, histoloji, fizyoloji ve oklüzyonun klinik önemi. ROBERSON, T.M., HEYMANN, H.O., SWIFT, E.J. JR. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 5. Baskı. Ankara: Güneş Kitapevi Ltd. Şti., s.:24-26.
- SULIEMAN M. (2005). An overview of bleaching techniques. 3. Insurgery or power bleaching. *Dent. Update.*, **32**: 101-108.
- SULIEMAN M., ADDY M., REES J.S. (2005). Surface and intra-pulpal temperature rises during tooth bleaching: an in vitro study. *Br. Dent. J.*, **199**: 37-40.
- SULIEMAN M., REES J.S., ADDY M. (2006). Surface and pulp chamber temperature rises during tooth bleaching using a diode laser: a study in vitro. *Br. Dent. J.*, **200**: 631-634.
- SWIFT, E.J., PERDIGAO, J., HEYMANN, H.O. (1995). Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. *Quintessence Int.*, **26**: 95-110.

- TAHER N.M., AL-KHAIRALLAH Y., AL-AUJAN S.H., AD'DAHASH M. (2008). The effect of different light-curing methods on temperature changes of dual polymerizing agents cemented to human dentin. *J. Contemp. Dent. Pract.*, **9**: 57-64.
- TAIRA M., URABE H., HIROSE T., WAKASA K., YAMAKI M. (1988). Analysis of photo-initiators in visible-light-cured dental composite resins. *J. Dent. Res.*, **67**: 24-28.
- TAKAHASHI N., KITAGAMI T., KOMORI T. (1977). Evaluation of thermal change in pulp chamber. *J. Dent. Res.*, **56**: 1480.
- TARLE Z., MENIGA A., RISTIC M., SUTALO J., PICHLER G. (1995). Polymerization of composites using pulsed laser. *Eur. J. Oral. Sci.*, **103**: 394-398.
- TARLE Z., KNEZEVIC A., DEMOLI N., MENIGA A., SUTALOA J., UNTERBRINK G., RISTIC M., PICHLER G. (2006). Comparison of composite curing parameters: effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. *Oper. Dent.*, **31**: 219-226.
- TAY W.M., BRADEN M. (1987). Thermal diffusivity of glass-ionomer cements. *J. Dent. Res.*, **66**: 1040-1043.
- TAY F.R., GWINNETT J.A., WEI S.H. (1998). Relation between water content in acetone/alcohol-based primer and interfacial ultrastructure. *J. Dent.*, **26**: 147-156.
- TAY F.R., MOULDING K.M., PASHLEY D.H. (1999). Distribution of nanofillers from a simplified-step adhesive in acidconditioned dentin. *J. Adhes. Dent.*, **1**: 103-117.
- TAY F.R., SANO H., TAGAMI J., HASHIMOTO M., MOULDING K.M., YIU C., PASHLEY D.H. (2001). Ultrastructural study of a glass ionomerbased, all-in-one adhesive. *J. Dent.*, **29**: 489-498.
- TAY F.R., KING N.M., CHAN K.M., PASHLEY D.H. (2002). How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously. *J. Adhes. Dent.*, **4**: 255-269.
- TAY F.R., PASHLEY D.H., YIU C., CHEONG C., HASHIMOTO M., ITOU K. (2004). Nanoleakage types and potential implications: evidence from unfilled and filled adhesives with the same resin composition. *Am. J. Dent.*, **17**: 182-190.
- THIND B.S., STIRRUPS D.R., LLOYD C.H. (2006). A comparison of tungstenquartz-halogen, plasma arc and lighth-emitting diode light sources for the polymerization of an orthodontic adhesive. *Eur. J. Orthod.*, **28**: 78-82.
- THOMPSON M.N., GOMEZ H.F., PUCKETT A.D. (1997) pulpal temperature changes after exposure to a light curing source. *J. Dent. Res.*, **76**: 79. Abstract 524.
- TJAN A.H.L., DUNN J.R. (1988). Temperature rise produced by various visible light generators through dentinal barriers. *J. Prosthet. Dent.*, **59**: 433-438.
- TOSUN G., ÜŞÜMEZ A., YÖNDEM İ., ŞENER Y. (2008). Temperature rise under normal and caries-affected primary tooth dentin disks during polymerization of adhesives and resin-containing dental materials. *Dent. Mater. J.*, **27**: 466-470.

- TUNG M.S., BOWEN H.J., DERKSON G.D., PASHLEY D.H. (1993). Effects of calcium phosphate solutions on dentin permeability. *J. Endod.*, **19**: 383-387.
- TYAS M.J., BURROW M.F. (2004). Adhesive restorative materials: A review. *Aust. Dent. J.*, **49**: 112-121.
- UHL A., MILLS R.W., JANDT K.D. (2003). Polymerization and light induced heat of dental composite cured with LED and halogen technology. *Biomater.*, **24**:1809-1820.
- UHL A., VÖLPEL A., SIGUSCH B.W. (2006). Influence of heat from light curing units and dental composite polymerization on cells in vitro. *J. Dent.*, **34**: 298-306.
- UNTERBRINK G.L., MUESSNER R. (1995). Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent.*, **23**: 183-189.
- ÜÇTAŞLI S., SHORTALL A.C., BURKE F.T.J. (2002). Effect of accelerated restorative techniques on the microleakage of class II composites. *Am. J. Dent.*, **15**: 153-158.
- ÜŞÜMEZ A., ÖZTÜRK N., ÖZTÜRK B. (2005). Two-year color changes of light-cured composites: influence of different light-curing units. *Oper. Dent.*, **30**: 655-660.
- VAIDYANATHAN J., VAIDYANATHAN T.K. (1991). Computer controlled differential calorimetry of dental composites. *IEEE. Trans. Biomed. Eng.*, **131**:319-325. In: HUSSEY D.L., BIAGIONI P.A., LAMEY P.J. (1995). Thermographic measurement of temperature change during composite polimerization *In Vivo. J. Dent.*, **23**: 267-271.
- VAIDYANATHAN J., VAIDYANATHAN T.K., WANG Y., VISWANADHAN T. (1992). Thermoanalytical characterization of visible light cured composites. *J. Oral Rehabil.*, **19**: 49-64. In: HUSSEY D.L., BIAGIONI P.A., LAMEY P.J. (1995). Thermographic measurement of temperature change during composite polimerization *In Vivo. J. Dent.*, **23**: 267-271.
- VAN LANDUYT K.L., SNAUWAERT J., DE MUNCK J., PEUMANS M., YOSHIDA Y., POITEVIN A., COUTINHO E., SUZUKI K., LAMBRECHTS P., VAN MEERBEEK B. (2007). Systematic review of the chemicals composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.*, **28**: 3757-3785.
- VAN MEERBEEK B., CONN JR, L.J., DUKE E.S., EICK J.D., ROBINSON S.J., GUERRERO D. (1996). Correlative transmission electron microscopy examination of nondemineralized and demineralized resin-dentin interfaces formed by two dentin adhesive systems. *J. Dent. Res.*, **75**: 879-888.
- VAN MEERBEEK B., WILLIEMS G., CELIS J.P., ROOS J.R., BRAEM M., LAMBRECHTS P., VANHERLE G. (1993). Assesment by nano identation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J. Dent. Res.*, **72**: 1434-1442.
- VAN MEERBEEK B., PERDIGAO J., LAMBRECHTS P., VANHERLE G. (1998a). The clinical performance of adhesives. *J. Dent.*, **26**: 1-20.
- VAN MEERBEEK B., YOSHIDA Y., LAMBRECHTS P., VANHERLE G., DUKE E.S., EICK J.D. (1998b). A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *J. Dent. Res.*, **77**: 50-59.

- VAN MEERBEEK, B., INOUE, S., PERDIGAO, J., LAMBRECHTS, P.C., VANHERLE, G. (2001a). Enamel and dental adhesion. In SCHWARTZ, R.S., SUMMITT, J.B., ROBBINS, J.W., DOS SANTOS, J.J. *Fundamentals of Operative Dentistry. A Contemporary Approach*. 2001 Quintessence Publishing Co, Ltd. Illinois. s.: 178-235.
- VAN MEERBEEK B., VARGAS M., INOUE S., YOSHIDA Y., PEUMANS M., LAMBRECHTS P., VANHERLE G. (2001b). Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper. Dent.*, **6**:119-44.
- VAN MEERBEEK, B., DE MUNCK, J., YOSHIDA, Y., INOUE, S., VARGAS, M., VIJAY, P., VAN LANDUYT, K., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper. Dent.*, **28**: 215-235.
- VAN VLAK L. Principios de ciencia e tecnologia dos materiais. 11 ed. Rio de Janeiro: Editora Campus, cap 2; 1984 . pp. 51-88. In DA SILVA E.M., PENELAS A.G., SIMÃO M.S., FILHO J.D., POSKUS L.T., GUIMARÃES J.G. (2010) Influence of the degree of dentine mineralization on pulp chamber temperature increase during resin-based composite (RBC) light-activation. *J. Dent.*, **38**: 336-342.
- VANDEWALLE K.S., ROBERTS H.W., TIBA A., CHARLTON D.G. (2005). Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. *Oper. Dent.*, **30**: 257-264.
- VARGAS M.A., COBB D.S., SCHMIT J.L. (1998). Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Oper Dent.*, **23**: 87-93.
- VENZ S., DICKENS B. (1993). Modified surface-active monomers for adhesive bonding to dentin. *J. Dent. Res.*, **72**: 582-586.
- WANG Y., SPENCER P., WALKER M.P. (2007). Chemical profile of adhesive/caries-affected dentin interfaces using Raman microspectroscopy. *J. Biomed. Mater. Res. A.*, **81**: 279-286.
- WATANABE I., NAKABAYASHI N., PASHLEY D.H. (1994). Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J. Dent. Res.*, **73**: 1212-1220.
- WATTS D.C. (2005). Reaction kinetics and mechanics in photo-polymerised networks. *Dent. Mater.*, **21**: 27-35.
- WEERAKOON A.T., MEYERS I.A., SYMONS A.L., WALSH L.J. (2002). Pulpal heat changes with newly developed resin photopolymerisation systems. *Aust. Endod. J.*, **28**: 108-111.
- WENIGERA K., HELFMANNA J., MULLERB G. (2005). Penetration depth of light for argon laser curing of dental composites. *Med. Las. Appl.*, **20**: 71-76.
- WETTER N.U., BARROSO M.C., PELINO J.E.P. (2004). Dental bleaching efficacy with diode laser and LED irradiation: an in vitro study. *Lasers Surg. Med.*, **35**: 254-258.
- WHITE J.M, GOODIS H.E., ROSE C.M., DANIELS T.E. (1990). Effects of Nd:YAG laser on pulps of extracted human teeth. *J. Dent. Res.*, **69**: 300.

- WHITESIDES, G.M., CHRISTOPHER LOVE, J. (2001). The art of building small. *Sci. Am.*, **285**: 38-47.
- YAP A.U., SENEVIRATNE C. (2001). Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Oper. Dent.*, **26**: 460-466.
- YAP A.U.J., SOH M.S. (2003) Thermal emission by different light-curing units. *Oper. Dent.*, **28**: 260-266.
- YAP A.U.J, SOH M.S. (2005). Curing efficacy of a new generation high-power LED lamp. *Oper. Dent.*, **30**: 758-763.
- YAYLACI E. (2010). DTA'nın toz analizinde kullanılması. <http://eyupyaylaci.com/dta%E2%80%99nin-toz-analizinde-kullanilmasi/>.
- 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. *Oper. Dent.*, **31**: 261-265.
- YE Q., WANG Y., WILLIAMS K., SPENCER P. (2007). Characterization of photopolymerization of dentin adhesives as a function of light source and irradiance. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.*, **80**: 440-446.
- YOSHIDA K., GREENER E.H. (1994). Effect of photoinitiator on degree of conversion of unfilled light-cured resin. *J. Dent.*, **22**: 296-299.
- YOSHIDA, Y., VAN MEERBEEK, B., NAKAYAMA, Y., SNAUWAERT, J., HELLEMANS, L., LAMBRECHTS P., VANHERLE, G., WAKASA, K. (2000). Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res.*, **79**: 709-714.
- YOSHIYAMA M., TAY F.R., DOI J., NISHITANI Y., YAMADA T., ITOU K., CARVALHO R.M., NAKAJIMA M., PASHLEY D.H. (2002). Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res.*, **81**: 556-560.
- ZACH L., COHEN G. (1965). Pulp response to externally applied heat. *Oral Sur. Oral Med. Oral Path.*, **19**: 515-530.
- ZEZELL D.M., DA ANA P.A., RIBEIRO A.C., BACHMANN L., FREITAS A.Z., VIEIRA N.D. (2007). Lasers in caries diagnosis and prevention. *Int. J. Appl. Electromagn. Mech.*, **25**: 627-633.
- ZHANG Y., WANG Y. (2012). Distinct photopolymerization efficacy on dentin of self-etch adhesives. *J. Dent.*, **91**: 795-799.
- ZORBA, Y.O., BAYINDIR, Y.Z., YILDIZ, M. (2004). Geçmişten günümüze dentin bonding ajanlar. *Atatürk Univ. Dis Hekim. Fak. Derg.*, **14**: 70-78.

ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı : Ayşen Hilal
Soyadı : KİNNA
Doğum yeri ve tarihi: Diyarbakır-09.04.1983
Uyruğu : T.C.
Medeni hali : Evli
Adres ve telefon : Akpınar Mah. 849. Cad. 8/10 Dikmen ANKARA
05056299113
E-mail : aysenhi@gmail.com

II. Eğitim Bilgileri

2006-2014 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi
Anabilim Dalı, Doktora Programı
2001-2006 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
1998-2001 Gaziantep Vehbi Dinçerler Fen Lisesi
1994-1998 Diyarbakır Anadolu Lisesi
1989-1994 Diyarbakır Mehmetçik İlkokulu

III. Ünvanlar

2006 Diş Hekimi
2007 Araştırma Görevlisi

IV. Mesleki Deneyimler

2007-2012 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi
Anabilim Dalı/ Araştırma Görevlisi

2012-2012 T.C. Sağlık Bakanlığı Kırıkkale Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi

2012-.... T.C. Sağlık Bakanlığı Balgat Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi Keklilkpınarı
Semt Polikliniği

V. Bilimsel İlgi Alanları

Yayınları

Ulusal Dergilerde Yayımlanan Makaleler:

Pirkoca G., **Kinna A.H.**, Ulusoy N., Bağış Y.H. (2010). Farklı sistemlerle bitirme ve cila uygulanan üç kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğü. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **32**: 37-44.

Ulusal ve Uluslar Arası Bilimsel Toplantılarda Takdim Edilen ve Bildiri Kitabında Basılan Poster Sunumlar:

Pirkoca G., **Kinna A.H.**, Ulusoy N., Bağış Y.H. Farklı sistemlerle bitirme ve cila uygulanan üç kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğü. 11. Ege Bölgesi Diş Hekimleri Odaları Bilimsel Kongre ve Sergisi. 24-26 Nisan 2009. Fethiye, Türkiye.

Kinna A.H., Pirkoca G., Bağış Y.H. Polishing systems on the final surface roughness of composites. 15th Congress of the BaSS. 22-25 April 2010. Thessaloniki, Greece.

Kinna A.H. Kompozit rezin restorasyonlar ile çoklu diastema kapatılması: iki olgu sunumu. 15. Ege Bölgesi Diş Hekimleri Odaları Bilimsel Kongre ve Sergisi. 29 Nisan-1 Mayıs 2011. Fethiye, Türkiye.

VI. Bilimsel Etkinlikler*Seminerler:*

Görünür Işık Cihazlarının Isı Etkilerinin Değerlendirilmesi (2007)

Restoratif Diş Hekimliğinde Dual-Cure (2008)

Katıldığı Ulusal ve Uluslar Arası Sempozyum ve Kongreler:

15th Congress of the BaSS. 22-25 April 2010. Thessaloniki, Greece.

15. Ege Bölgesi Diş Hekimleri Odaları Bilimsel Kongre ve Sergisi. 29 Nisan-1 Mayıs 2011. Fethiye, Türkiye.