



T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**SİVAS İL MERKEZİNDEKİ DİŞ HEKİMLERİNİN KOMPOZİT REZİN
POLİMERİZASYONU İLE DENTAL İŞİK CİHAZLARINA
YAKLAŞIMLARI VE KULLANILAN İŞİK CİHAZLARININ
GÜVENİLİRLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

Dt. Fatma (ÖKSÜZ) TUTKAN
UZMANLIK TEZİ

Olarak Hazırlanmıştır

SİVAS

2016



T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**SİVAS İL MERKEZİNDEKİ DİŞ HEKİMLERİNİN KOMPOZİT REZİN
POLİMERİZASYONU İLE DENTAL IŞIK CİHAZLARINA
YAKLAŞIMLARI VE KULLANILAN IŞIK CİHAZLARININ
GÜVENİLİRLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

Dt. Fatma (ÖKSÜZ) TUTKAN

UZMANLIK TEZİ

Olarak Hazırlanmıştır

Doç. Dr. Diğdem EREN

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

SİVAS

2016

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tezimin her aşamasında geniş bilgi ve deneyimleri ile bana yol gösteren ve destekleyen çok kıymetli hocam Sayın Doç. Dr. Diğdem EREN'e;

Eğitimim süresince desteklerini benden esirgemeyen değerli hocalarım Sayın Prof Dr. Feridun HÜRMÜZLÜ'ye, Prof Dr. İhsan HUBBEZOĞLU'na, Doç. Dr. Özden Özel BEKTAŞ'a, Yrd. Doç. Dr. Emine Gülşah GÖKTOLGA AKIN'a ve Yrd. Doç. Dr. Alper KAPDAN'a;

Tez çalışmam boyunca her zaman yanımda olan sevgili asistan arkadaşlarım Dt. Oğuzhan ALICI, Dt. Seher KAYA, Dt. Esra NEBİOĞLU, Dt. Eda Yıldız MOLLAOĞLU, Dt. Aynur YILDIZ, Dt. Vahti KILIÇ ve diğer tüm asistan arkadaşlarıma;

İstatistiksel çalışmalarında yardımlarını esirgemeyen Sayın Yrd. Doç. Dr. Ziyet ÇINAR'a;

Çalışmamı destekleyen Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Başkanlığı'na (CÜBAP);

Yüzey sertliği ölçümlerini hususunda yardımları için Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi çalışanlarına;

Beni büyütüp bu günlere getiren, hayatım boyunca her daim bana destek olan, haklarını ödeyemeyeceğim canım annem Zeliha ÖKSÜZ'e, babam Münzir ÖKSÜZ'e, ablalarım Hatice ERTÜRK ve Betül YILMAZ'a;

Hayatıma anlam katan, her anımda yanımda olan, her türlü zorluğa beraber göğüs gerdiğim sevgili eşim Uğur TUTKAN'a;

TEŞEKKÜR EDERİM...

ÖZET**SİVAS İL MERKEZİNDEKİ DİŞ HEKİMLERİNİN KOMPOZİT REZİN
POLİMERİZASYONU İLE DENTAL IŞIK CİHAZLARINA
YAKLAŞIMLARI VE KULLANILAN IŞIK CİHAZLARININ
GÜVENİLİRLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI****Fatma (Öksüz) TUTKAN****Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı****Sivas, 2016**

Bu araştırma, Sivas il merkezindeki diş hekimlerinin kompozit rezin polimerizasyonu ve ışık cihazlarına yaklaşımlarını incelemek, ayrıca kullanılan ışık cihazlarının ışık şiddetini ve bu cihazlar kullanılarak polimerize edilmiş kompozit örneklerinin yüzey sertlik derecelerini ölçerek ışık cihazlarını değerlendirmek amacıyla yapılmıştır. Çalışmada, Sivas il merkezindeki tüm özel klinikler, Sivas Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi ve Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde bulunan (sadece Restoratif Diş Tedavisi, Çocuk Diş Hekimliği, Endodonti, Protetik Diş Tedavisi ve Ortodonti Ana Bilim Dallarında çalışan) tüm diş hekimlerine bir anket uygulanmıştır. Ankette, diş hekimlerine sosyodemografik özellikleri, kompozit rezin polimerizasyonu ve ışık cihazları ile ilgili sorular sorulmuştur. Ardından, diş hekimlerinin kullanmakta olduğu ışık cihazlarının gücü bir radyometre ile ölçülmüştür. Son olarak, bu cihazlarla polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin Vickers yüzey sertliği ölçümleri yapılmıştır. Sonuçlar Varyans Analizi, Tukey Testi ve Man Whitney U testi kullanılarak değerlendirilmiştir. Çalışmaya toplam 128 diş hekimi katılmıştır. Katılanların 79'u erkek, 49'u kadındır. Yaş değerleri $32,86 \pm 9,38$ olarak bulunmuştur. Çalışmada 121 adet ışık cihazı değerlendirilmiştir. Cihazların %10,7'sinin ışık yoğunluğu kabul edilebilir değer olan 400 mW/cm^2 'nin altında bulunmuştur. Artan kullanım yılıyla beraber ışık cihazlarının ışık yoğunluklarının da azaldığı görülmüştür ($p < 0,05$). İncelenen tüm örneklerde alt yüzey sertliği üst yüzey sertliğinden düşük bulunmuştur. Kullanım yıllarına göre sertlik değerleri karşılaştırıldığında; 2-3 yıl ile 4-5 yıl ve 2-3 yıl ile 6 yıl ve daha fazla süre kullanılan cihazlar arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Işık

cihazlarının ışık şiddetleri arttıkça alt ve üst yüzey sertlik değerlerinin de anlamlı olarak arttığı görülmüştür ($p < 0,05$).

Anahtar Kelimer: Işık cihazı, anket, radyometre, yüzey sertliği ölçümü, polimerizasyon.



ABSTRACT**APPROACHES OF POLYMERIZATION OF THE COMPOSITE RESIN WITH DENTAL LIGHT CURING UNIT BY DENTISTS IN THE CITY CENTER AND INVESTIGATE THE RELIABILITY OF USING LIGHT CURING UNITS****Fatma (Öksüz) TUTKAN****Restorative Dentistry Department****Sivas, 2016**

This research, purpose is made by examine dentist in city center of Sivas approach to composite resin polymerization and light curing units, also the light intensity of the light curing units being used and the measuring by surface hardness of the composite sample was polymerized using these devices to evaluate the light curing units. In this study, a survey was implemented to all dentists that working in the city center of Sivas's private clinics, Sivas Oral and Dental Health Center and Cumhuriyet University Faculty of Dentistry (only workers in Restorative Dentistry, Pediatric Dentistry, Endodontic Dentistry, Prostodontic Dentistry and Orthodontics). In the survey, questions about socio-demographic characteristics of the dentists, polymerization of composite resins and light curing units have been asked to dentists. Then, the light intensity of the light curing units which using the dentists have been measured by a radiometer. Finally, Vickers surface hardness measurements of composite resin samples polymerized with these devices have been made. Results were evaluated using Analysis of Variance, Tukey test and Mann-Whitney U test. A total of 128 dentists participated in the study. Participants are 79 male and 49 female. Age values were found as $32,86 \pm 9,38$. 121 light curing units were evaluated in the study. 10.7% of the light intensity of the device acceptable value of 400 mW/cm^2 was found below. With the increasing use year it has seen decreases of light intensity of the light curing unit ($p < 0,05$). The lower surface hardness in all investigated samples was lower than the surface hardness. Hardness values compared to year depending on their use; differences between 2-3 years with 4-5 years with 6 years and more than devices used were statistically significant ($p < 0,05$). The power of light

curing units increases, the upper and lower surface hardness was also found to be significantly increased ($p < 0,05$).

Keywords: Light devices, survey, radiometer, surface hardness measurement, polymerization.



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	ii
ÖZET.....	iii
ABSTRACT.....	v
İÇİNDEKİLER	1
SİMGELER/KISALTMALAR.....	3
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	4
TABLolar DİZİNİ	5
1. GİRİŞ	7
1. 1. Kompozit Polimerizasyonu ve Işık Cihazlarının Önemi.....	7
1. 2. Araştırmanın Amacı	8
2. GENEL BİLGİLER	9
2. 1. Kompozit Resinler	9
2. 1. 1. Kompozit Resinlerin Tarihsel Gelişimi.....	9
2. 2. Kompozit Resin Materyallerinin Yapısı	9
2. 2. 1. Organik Polimer Matriks Fazı	10
2. 2. 2. İnorganik Faz	12
2. 2. 3. Ara Faz.....	12
2. 3. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	13
2. 3. 1. Kompozit Resinlerin Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması.....	14
2. 4. Polimer ve Polimerizasyon.....	17
2. 4. 1. Kondensasyon Polimerizasyon	18
2. 4. 2. İlave (katımlı) Polimerizasyon.....	18
2. 5. Polimerizasyon Derecesi	20
2. 6. Polimerizasyon Büzülmesi	20
2. 7. Polimerizasyonu Etkileyen Faktörler	21
2. 8. Işık Kaynakları	22
2. 9. Polimerizasyon Teknikleri	23
2. 9. 1. Standart Polimerizasyon.....	23
2. 9. 2. Düşük Işık Şiddetiyle Başlayan (Soft-Start) Polimerizasyon.....	23
2. 10. Işık Kaynaklarının Sınıflandırılması	24
2. 10. 1. Quartz Tungsten Halojen Işık Kaynakları (QTH)	24

2. 10. 2. LED (Light Emitting Diodes) Işık Kaynakları	26
2. 10. 3. Plazma Ark (PAC) Işık Kaynakları	27
2. 10. 4. Argon Lazer Işık Kaynakları	28
2. 11. Işık Cihazı Uçlarının Sterilizasyon ve Dezenfeksiyonu	28
Günümüzde, ışık cihazlarının uçlarının sterilizasyonu için kullanılan yöntemler; 28	
2. 11. 1. Uçların Otoklavda Steril Edilmesi	29
2. 11. 2. Uçların Dezenfektan ile Silinmesi	29
2. 11. 3. Şeffaf Tek Kullanımlık Işık Cihazı Başlıkların Kullanılması	29
2. 12. Yüzey Sertlik Değeri Ölçümleri	30
2. 12. 1. Brinell Sertlik Ölçüm Testi	31
2. 12. 2. Rockwell Sertlik Ölçüm Yöntemi	31
2. 12. 3. Knoop Sertlik Ölçüm Yöntemi	31
2. 13. 4. Vickers Sertlik Ölçüm Yöntemi	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM	32
3. 1. Anketin Hazırlanması ve Uygulanması	33
3. 2. Işık Kaynaklarının Deformasyon ve Atık Varlığı, Kullanım Yılı, Ucunun Çapı ve Işık Yoğunluğu Yönünden Değerlendirilmesi	34
3. 3. Test Örneklerin Hazırlanması	35
3. 4. Yüzey Sertliği Ölçümü	37
3. 5. İstatistiksel Analiz	38
4. SONUÇLAR	38
4. 1. Demografik Özellikler	38
4. 2. Diş Hekimlerinin Anket Sorularına Verdikleri Cevaplar	40
4. 3. Işık Cihazları İle İlgili Bulgular	49
4. 4. Vickers Mikrosertlik Testi Bulguları	53
5. TARTIŞMA	56
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	83
6. 1. Sonuçlar	83
6. 2. Öneriler	84
7. KAYNAKLAR	86
8. ÖZGEÇMİŞ	1067

SİMGELER/KISALTMALAR

%	Yüzde
<	Küçük
>	Büyük
°C	Santigrat Derece
ADSM	Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi
BIS-EMA	Bis-etilen glikol dimetakrilat
BIS-GMA	Bisfenol A glisidimetakrilat
C=C	Reaksiyona girmemiş monomer (Karbon çifte bağ karbon)
CQ	Kamferokinon
DHF	Diş Hekimliği Fakültesi
dk	Dakika
FTIR	Fourier transform infrared spectroscopy
HQTH	Highintensity Quartz Tungsten Halojen
kg	Kilogram
LED	Light Emitting Diode (Işık yayan diyot)
mm	Milimetre
mW	Miliwatt
mW/cm ²	Miliwatt/santimetrekare
µm	Mikrometre
N	Örnek sayısı
nm	Nanometre
PAC	Plazma Ark Curing
QTH	Kuartz Tungsten Halojen
SiO ₂	Silisyum dioksit
sn	Saniye
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UV	Ultraviyole
UDMA	Ürethandimetakrilat

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2. 1. Bis-GMA molekülünün yapısı.....	10
Şekil 2. 2. TEGDMA molekülünün yapısı.....	11
Şekil 2. 3. UDMA molekülünün yapısı.....	11
Şekil 2. 4. Polimerlerin fiziksel yapıları	18
Şekil 2. 5. Sertlik testlerinde yükleme ucunun şekilleri.....	30
Şekil 3. 1. LED Radyometre	35
Şekil 3. 2. Filtek Z550 Nanohibrit Kompozit	36
Şekil 3. 3. Teflon kalıpların çapı ve boyutu	36
Şekil 3. 4. Kompozit örneklerinin hazırlanması.....	37
Şekil 3. 5. a) Vickers sertlik ölçüm cihazı, b) İzin görüntüsü, c) İzin ölçümü.....	38
Şekil 4. 1. Alt ve üst yüzey sertliği ortalamaları	53

TABLolar DİZİNİ

Tablo 2. 1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması.....	13
Tablo 4. 1. Ankete katılanların cinsiyete göre dağılımları.....	38
Tablo 4. 2. Ankete katılanların çalışma süresine göre dağılımları.....	39
Tablo 4. 3. Ankete katılanların çalıştığı kuruma göre dağılımı	39
Tablo 4. 4. Uzmanlık alanlarına göre diş hekimlerinin dağılım	40
Tablo 4. 5. Diş hekimlerinin seminer vb faaliyetlere en son katılım yılları.....	41
Tablo 4. 6. Diş hekimlerinin bilgilerini güncelleme durumuna göre dağılımı.....	41
Tablo 4. 7. Diş hekimlerinin bilgilerini güncelleme yolları.....	42
Tablo 4. 8. Diş hekimlerinin ışık cihazlarından duydukları memnuniyet.....	42
Tablo 4. 9. Diş hekimlerini ışık cihazından neden memnun olduğunun dağılımı	43
Tablo 4. 10. Diş hekimlerinin ışık cihazlarından neden memnun olmadığının dağılımı	43
Tablo 4. 11. ADSM ve DHF’de görevli hekimlerinin hangi tür cihazı tercih ettikleri	44
Tablo 4. 12. Özel kliniği olan diş hekimlerinin hangi tür cihazı kullandığının dağılımı	44
Tablo 4. 13. Diş hekimlerinin ışık cihazlarını kullanım süresine göre dağılımı	45
Tablo 4. 14. Diş hekimlerinin ışık cihazını günlük ortalama kullanım sayısı.....	45
Tablo 4. 15. Diş hekimlerinin ışık cihazını kullandıkları modlar	46
Tablo 4. 16. Diş hekimlerinin cihazlarının ışık yoğunluğu hakkındaki görüşleri.....	46
Tablo 4. 17. Diş hekimlerinin kompozit rezini yerleştirme kalınlığı.....	46
Tablo 4. 18. Diş hekimlerinin kompozit rezine ışık uygulama süresi.....	47
Tablo 4. 19. Diş hekimlerinin kompozit rezini ışınlama yönü.....	47
Tablo 4. 20. Diş hekimlerinin üretici firma talimatlarına uyma oranı	48
Tablo 4. 21. Diş hekimlerinin ışık cihazının ışık yoğunluğunu radyometre ile kontrol etme sıklığı.....	48
Tablo 4. 22. Diş hekimlerinin ışık cihazını temizleme yöntemleri	49
Tablo 4. 23. Işık cihazlarının türlerine göre dağılımı	49
Tablo 4. 24. Işık cihazlarının kullanım yıllarına göre dağılımları	50
Tablo 4. 25. Işık cihazlarının ucunda artık-kırık bulunmasına göre dağılımları.....	50

Tablo 4. 26. Işık cihazlarının uçlarının çaplarına göre dağılımları	51
Tablo 4. 27. Işık cihazlarının ışık yoğunluklarına göre dağılımları	51
Tablo 4. 28. Yıllara göre ışık yoğunluğu değerlerinin karşılaştırılması	52
Tablo 4. 29. Yıllara göre artık-kırık olan ve olmayan cihazların ışık yoğunluğu değerlerinin karşılaştırılması.....	52
Tablo 4. 30. Cihazın ucunun çapına göre ışık yoğunluğu değerlerinin dağılımı	53
Tablo 4. 31. Yıllara göre üst yüzey sertliklerinin karşılaştırılması	54
Tablo 4. 32. Yıllara göre alt yüzey sertlik değerlerinin karşılaştırılması.....	54
Tablo 4. 33. Yıllara göre ucunda artık-kırık olan cihazların sertliklerinin karşılaştırılması	55
Tablo 4. 34. Cihazların ışık yoğunluğuna göre alt ve üst yüzey sertlik değerlerinin karşılaştırılması	56

1. GİRİŞ

1. 1. Kompozit Polimerizasyonu ve Işık Cihazlarının Önemi

Günümüzde sağlık ve estetiğe verilen önemin artmasıyla diş hekimliği alanında hem estetik hem de uzun ömürlü restorasyon ihtiyacı doğmuştur. Bu nedenle yeni ve üstün özelliklere sahip estetik materyallerin geliştirilmesi zorunluluk haline gelmiştir.

Rezin esaslı kompozitlerin dental restorasyonlarda kullanılmaya başlamasıyla beraber özellikle restoratif diş hekimliği alanında önemli gelişmeler meydana gelmiştir. Kompozit dolgu materyalleri diş renginde ve estetik olmaları, biyolojik olarak uyumlu olmaları, diş dokularına kimyasal olarak bağlanabilme özellikleri, amalgamların aksine civa içermemeleri, ısı iletkenliklerinin düşük olması, kavite preparasyonlarının konservatif olabilmesi, çürüğün temizlenmesinin ardından geriye kalan diş dokularını desteklemeleri ve tek seansta restorasyonun bitirilebilmesi gibi avantajları sebebiyle hekimler ve hastalar tarafından her geçen gün daha fazla tercih edilmektedir (1-3).

Işıkla polimerize olan rezin esaslı materyallerin geliştirilmesiyle birlikte, çalışma süresinin kontrol edilebilmesi, renk stabilitesinin daha iyi olması ve pörözitenin azalması sağlanmıştır. Kompozit rezinlerin ışık ile polimerizasyonu istenilen uygun morfolojiyi verebilmenin yanında değişik renk tonlarında kompozitlerin tabaka halinde uygulanmasını ve bu sayede daha estetik restorasyon elde edilmesini kolaylaştırmıştır (4). Polimerizasyonu sağlamak için ışık kaynağı olarak önceleri mor ötesi ışık kaynakları kullanılmış olsa da daha güvenilir olması nedeniyle 20 yıldan fazla zamandır görünür mavi ışık veren cihazlardan yararlanılmaktadır. Geleneksel quartz tungsten halojen (QTH) ışık kaynakları, highintensity quartz tungsten halojen ışık kaynakları (HQTH), light-emitting diode (LED), soft start halogen ve plazma ark ışık kaynakları (PAC) ile lazer üniteleri diş hekimlerinin kullanımına sunulan araçlardır (5).

Rezin esaslı kompozitlerin, klinik başarılarını etkileyen en önemli faktörlerden biri rezinin monomer değişim derecesidir. Düşük monomer değişim derecesi polimerizasyonun yetersiz olduğunu gösterir ve restorasyonun klinik başarısı, uygun fiziksel ve biyolojik özellikleri için rezinin yeterli polimerizasyonu

son derece önemlidir. Düşük monomer değişimi materyalin içerisinde, yüksek oranda reaksiyona girmemiş artık çift bağ kalmasına neden olur ve bu artık çift bağlar, kompozit rezinin fiziksel özelliklerinin azalmasına neden olmasının yanı sıra rezinin renklenmesine neden olan su emilimi ve suda çözünme özelliklerinin, sitotoksitesinin ve kenar sızıntısının artmasına neden olur (6). Ayrıca, yetersiz polimerizasyon sonucu dentin tübülleri aracılığıyla pulpaya geçen artık monomerler pulpada geri dönüşümsüz hasarlara sebep olabilir (7).

Yeterli bir polimerizasyon için, ışığın uygun dalga boyu aralığında, etkili bir şiddette ve yeterli bir süre boyunca uygulanması gerekir. Ayrıca ışık cihazının restorasyona mümkün olduğunca yakın ve doğru açıyla konumlandırılması, ışık cihazının tipi, ışık cihazı ucunun büyüklüğü gibi faktörler de polimerizasyon derecesini etkilemektedir. Yetersiz polimerizasyon rezin esaslı restoratif materyallerin biyouyumluluğunu, mekanik ve fiziksel özelliklerini, çözünürlüğünü, boyutsal ve renk stabilitesini önemli ölçüde etkilemektedir. Polimerizasyon reaksiyonuna katılmayan artık monomerler, pulpa üzerinde toksik etkilere neden olabilmekte, ayrıca restorasyonla diş arasında bağlanmadaki başarısızlık sonucunda kenar sızıntısı, postoperatif hassasiyet, renklenme, aşınma ve sekonder çürük meydana gelebilmektedir. Sonuçta restorasyonda başarısızlıklar ve hatta restorasyonun kaybı söz konusu olabilmektedir (8, 9).

Diş hekimlerinin rezin bazlı kompozit rezinleri ve dental adezivleri kullanırken, malzeme özellikleri ve ışık kaynakları hakkında ayrıntılı bilgiye sahip olmaları önemlidir. Diş hekimlerinin kompozit rezin polimerizasyonu ile dental ışık cihazlarına yaklaşımları ve kullanılan ışık cihazlarının güvenilirliğinin araştırılması konu alan az miktarda yurt dışı kaynaklı çalışma olmasına karşın, Sivas ilinde bu tarz bir çalışma mevcut değildir.

1. 2. Araştırmanın Amacı

Bu çalışmanın amacı; Sivas il merkezindeki diş hekimlerinin kompozit rezin polimerizasyonu ve ışık cihazlarına yaklaşımlarını incelemek, ayrıca kullanılan ışık cihazlarının ışık şiddetini ve bu cihazlar kullanılarak polimerize edilmiş kompozit örneklerinin yüzey sertlik derecelerini ölçerek ışık cihazlarının güvenilirliklerini belirlemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2. 1. Kompozit Rezinler

2. 1. 1. Kompozit Rezinlerin Tarihsel Gelişimi

Diş hekimliğinde 1800'lü yılların sonunda direkt estetik restorasyonlar için üretilen ilk materyal silikat simandır. Ağız sıvılarında yüksek oranda çözünmesi silikat simanların renklenmesine ve mekanik özelliklerini kaybetmesine neden olduğundan yeni materyaller geliştirme ihtiyacı doğmuştur (10).

1945 yılında akrilik rezinler piyasaya sürülmüştür. Silikat simanlara göre daha az çözünen ve daha az renklenen bu materyalin kullanım kolaylığı ve daha iyi parlatılabilme gibi avantajları vardır. Fakat bunların da polimerizasyon büzülmesi, termal boyutsal değişim ve fazla aşınma sorunları vardır (10).

1956 yılında Buonocore asitle pürüzlendirme tekniğini geliştirmiştir. 1962 yılında Dr. R.L. Bowen Bisfenol A ve glisidil metakrilat (Bis-GMA) monomerini elde etmiş ve bu monomeri içeren rezin kompozitleri tanıtmıştır (11). 1970'lerde ışıkla polimerize olan rezinlerin hayata geçirilmesiyle önemli gelişmeler olmuştur. 1980'lerde posterior bölgede kullanılmak üzere daha fazla sayıda fakat daha küçük boyutlu partikül içeren kompozitler üretilmiştir. 1980'li yılların ortalarında ise farklı partikül boyutlarında doldurucuların bir arada kullanılmasıyla üretilen hibrit kompozitler geliştirilmiştir (3). Günümüzde nanoteknolojideki gelişmelerle birlikte daha üstün özellikler taşıyan nanokompozitler üretilmiştir (12).

2. 2. Kompozit Rezin Materyallerinin Yapısı

Kompozit materyali, en az iki farklı materyalin 3 boyutlu karışımı olarak tanımlanabilir (13). Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler; sert, inorganik partiküllerin taşıyıcı bir rezin matriks içerisinde dağılması ile meydana gelir (14, 15). Günümüzde yaygın olarak kullanılan kompozit rezinler esas olarak 3 fazdan oluşmaktadır. Bunlar;

1. Organik polimer matriks fazı (taşıyıcı faz)
2. İnorganik faz (doldurucular, dağılan faz)
3. Ara fazdır (bağlayıcı faz) (14-16).

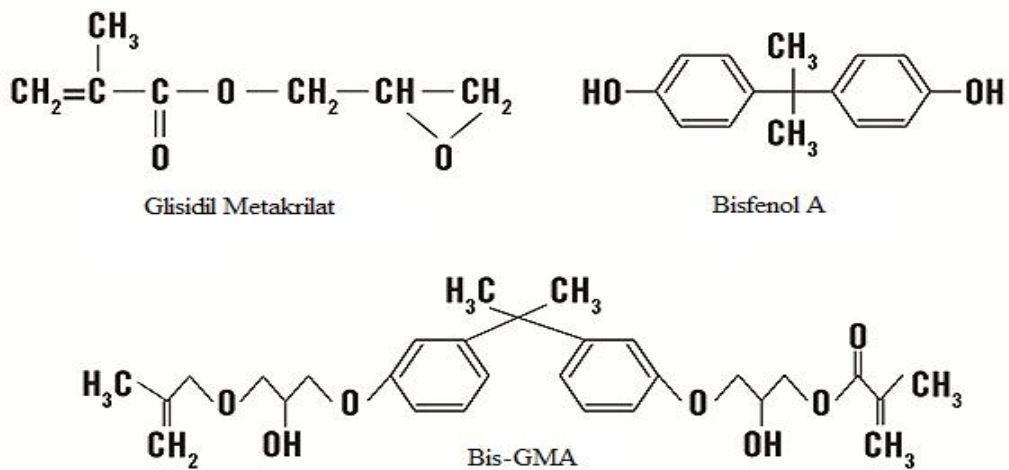
Bunun yanında içerdikleri diğer bileşenler; polimerizasyon sağlayan sistemler, renk stabilitesini sağlayan bileşenler ve renk seçeneklerini oluşturan pigmentasyon elemanlarıdır (17).

2. 2. 1. Organik Polimer Matriks Fazı

Taşıyıcı faz olarak da adlandırılan organik matriks fazı; kimyasal olarak kompozitin aktif bileşenidir. İçerisinde monomerler, polimerizasyonu başlatıcılar (initiatörler), aktivatörler ve polimerizasyon inhibitörleri bulunmaktadır (14,18).

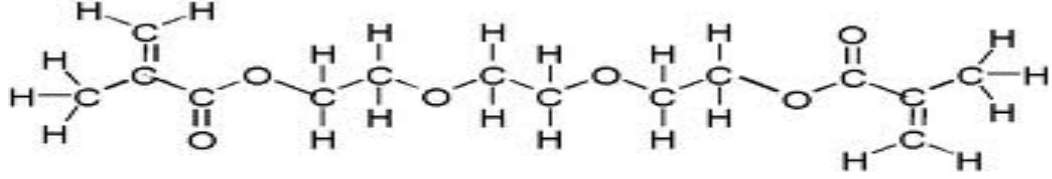
Kompozitin yapısında bulunan monomerler; polimerize olmamış restorasyon materyaline kolay işlenebilme özelliği kazandırır. Monomer karışımının viskozitesinin azalması eklenebilen doldurucu miktarının aynı oranda artmasını sağlamaktadır. Fazla doldurucu ise materyalin fiziksel özelliklerini artırmaktadır (10).

Kompozit resinin yaklaşık %20'sini oluşturan Bis-GMA günümüzde kullanılan kompozitlerde en çok bulunan monomerdir (Şekil 2. 1). Bis-GMA, bisfenol A ile glisidil metakrilatın birleşmesi sonucu oluşan bifonksiyonel aromatik bir biglisidil metakrilattır (19,20). Bis-GMA'nın viskozitesi fazladır ve renk stabilite problemleri gibi önemli dezavantajları vardır (20). Yüksek viskozitesi kompozit resinlerde istenilen miktarlarda doldurucu partikül kullanılmasını engellemektedir ve mekanik özelliklerinin istenilenden daha düşük olmasına neden olmaktadır (21).



Şekil 2. 1. Bis-GMA molekülünün yapısı.

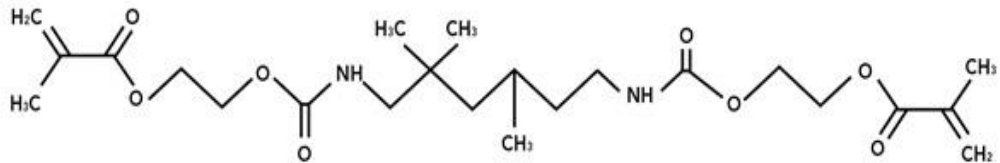
Viskoziteyi azaltmak için yapıya TEGDMA gibi seyreltici monomerler ilave edilmektedir (22, 23) (Şekil 2. 2). Yüksek doldurucu seviyesine ulaşmak ve klinik uygulamaya olanak sağlayacak kıvamda bir pat elde edebilmek açısından seyreltici monomerlerin kullanılması önemlidir (24). TEGDMA oranının artması monomer dönüşüm derecesini artırmaktadır. Fakat resinin yapısına TEGDMA'nın eklenmesi polimerizasyon büzülmesini ve su emilimini artırmaktadır (25).



Şekil 2. 2. TEGDMA molekülünün yapısı.

BisGMA'nın dışında resin matrisi olarak, iyi adezyon sağlama ve daha az renk değişimine uğrama özellikleri olan üretan dimetakrilat (UDMA) kullanılmaktadır (Şekil 2. 3). Bu monomer de BisGMA gibi fazla miktarda visközdür (16).

Bis-GMA monomeri hidrofilik özelliğe sahiptir ve su emilimine izin verdiği için doldurucuda ve bağlayıcı ara fazda erozyona ve polimer ağında yumuşamaya neden olmaktadır. Bis-GMA'nın bu hidrofilik özelliği yüzünden polimerizasyon sonrasında dayanıklılık ve aşınma direnci azalmaktadır (26). Bu olumsuz özellikleri azaltmak amacıyla hidrosil grubu içermemesi haricinde kimyasal yapı açısından Bis-GMA'ya benzeyen Bis-EMA (Bis-etilen glikol dimetakrilat) geliştirilmiştir. Hidrosil grubu içermemesi Bis-EMA'nın viskozitesinin daha düşük olmasını sağlamakta ayrıca bu monomere hidrofobik özellik de kazandırmaktadır (27).



Şekil 2. 3. UDMA molekülünün yapısı.

2. 2. 2. İnorganik Faz

Kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini arttırmak amacıyla yapılarına alüminyum oksit, baryum, baryum alüminyum silikat, borosilikat, cam, yitrium cam, lityum alüminyum silikat, silikon dioksit, stronsiyum, zirkonyum oksit gibi inorganik doldurucu partiküller eklenmektedir. İnorganik doldurucu partiküller kompozitin rezinin estetik özelliklerinin gelişmesini, translüens özelliklerinin ve radyoaktifite özelliklerinin oluşmasını sağlarlar (28, 29). Yüksek inorganik doldurucu partikül bulunan kompozitlerde polimerizasyon büzülmesi, ısıl genleşme katsayısı ve su emilimi azalır; bununla beraber kompozit rezinlerin aşınmaya dirençleri, kırılma dayanımları, elastisite modülleri ve çekme dayanımları artar (10, 30). Kompozit rezinlerin içeriğinde bulunan silika, karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar (16). Baryum, Stronsiyum, Çinko ve İttriyum radyoaktifite özelliği verir. Yttriyum florür ise çok az miktarda salınım yapmasına rağmen flor salan kompozitlerde kullanılmıştır (31).

İlk üretilen kompozitler ile günümüzdeki gelişmiş kompozitler arasında doldurucu partikül büyüklükleri, doldurucuların ağırlıktaki oranları, yüzey şekilleri ve içerikleri açısından önemli farklılıklar bulunmaktadır. Daha küçük partiküllerin daha yüksek oranda kullanılması aşınmaya karşı direnci artırmış, ısıl genleşmeyi ve su emilimini önemli ölçüde azaltmıştır. Kompozitlerin yapısına doldurucuların yüksek oranda ilave edilmesi rezinin birçok fiziksel özelliğini geliştirmesine rağmen kompozitin akışkanlığını azaltır. Daha geniş yüzeye sahip doldurucuların kullanılması kötü bitim yüzeyleri elde edilmesine neden olur (16, 32).

2. 2. 3. Ara Faz

Kompozit rezinlerin yapısında bulunan organik polimer matriks ile inorganik matriks arasındaki sıkı bağlantı ara faz ile sağlanmaktadır. Bu bağlantının çok iyi olması kompozit rezinin fiziksel, mekanik ve estetik özelliklerinin yüksek olması ve devamlılığı açısından önemlidir (10, 27). Ara faz inorganik doldurucu ile organik resin matriks ara yüzeyindeki resin kırılmalarını önleyerek, organik ve inorganik faz arasında stres transferine izin verir (33).

Bağlayıcı ajan olarak en sık “Silan” adı verilen organik silikon bileşikleri kullanılır (34). Bunlar hem organik matriksteki metakrilat grubuna hem de doldurucu

partiküllerin yüzeyindeki hidroksil gruplarına bağlanırlar. Bu sayede suyun doldurucu ile rezin arasına penetrasyonu engellenerek hidrolitik denge sağlanır (16, 35). Silanlar en çok silika partikülleri ile uyumlu olduğu için dental kompozitler silika içeren dolduruculardan yapılmaktadır (10).

2. 3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne, bu partiküllerin ağırlık ve hacim olarak yüzdelerine, matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine, ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler (Tablo 2. 1). Yerleşmiş tek bir sınıflandırmadan bahsetmek mümkün değildir (16).

Tablo 2. 1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması (16).

İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklük ve Yüzdelerine Göre		
Kompozit Rezinler	İnorganik Partikül Büyüklüğü (µm)	İnorganik Doldurucu Partikül Yüzdesi (%) (ağırlıkça)
Megafil	50-100 µm	
Makrofil	10-100 µm	%70-80
Midifil	1-10 µm	%70-80
Minifil	0,1-1 µm	%75-85
Mikrofil	0,01-0,1 µm	%35-60
Hibrit	0,04-1 µm	%75-80
Nanofil	0,005-0,01 µm	%72-87
Polimerizasyon Yöntemlerine Göre		
Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler		
Işık ile polimerize olan kompozit rezinler		
Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler		
Viskozitelerine Göre		
Kondanse olabilen kompozit rezinler		
Akışkan kompozit rezinler		

2. 3. 1. Kompozit Resinlerin Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması

Lutz ve Philips doldurucu partikülleri üretim tekniği, ortalama boyutu ve kimyasal yapısına bağlı olarak; geleneksel makrofiller, mikrofiller ve mikrofil esaslı kompleksler olmak üzere 3 sınıfa ayırmışlardır (36). Günümüzde daha geniş bir sınıflama olarak kompozit resinler inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne göre:

- Megafil kompozit
- Makrofil kompozit
- Midifil kompozit
- Minifil kompozit
- Mikrofil kompozit
- Nanofil kompozit
- Hibrit kompozit olarak sınıflandırılırlar (16).

Kompozit resinlerde doldurucu partiküller, silanizasyon dışında hiçbir işlem uygulanmadan monomer matrikse katılırsa bunlara homojen kompozit denir. Doldurucu partiküllerinde modifikasyon yapılan kompozitlere ise heterojen kompozit denilmektedir (10, 16).

Megafil Kompozitler

Partikül büyüklüğü 50-100 μm olan kompozitlerdir. İnsert olarak adlandırılan cam partiküller mega doldurucu olarak değerlendirilir. Daha çok okluzal değim yüzeylerine veya çok aşınan bölgelere yerleştirilmesi önerilir (16)

Makrofil, Midifil Kompozitler

Makrofil ve midifil kompozitler geleneksel kompozitler diye de adlandırılırlar (16). İlk üretilen kompozitler makrofil kompozitlerdir (15). Doldurucu partiküller 1-10 μm büyüklüğündeyse midifil, 10-100 μm büyüklüğündeyse makrofil adını alır. Makrofil kompozitlerde, inorganik doldurucular kuartz partikülleridir. Okluzal aşınmalara karşı dirençlerinin düşük olması sebebiyle posterior dişlerde kullanılması önerilmemektedir. Ancak bu kompozitler yüksek kırılma direnci sayesinde köşe kırığı gibi aşırı yük gelen bölgelerde uygulanabilmektedir (38).

Minifil Kompozitler

Doldurucu partikül büyüklüğü 0.1-1 µm arasındadır ve partikül yüzdesi ağırlıkça % 75-85 kadardır. Doldurucu partiküllerin küçük ve çok sayıda olması sebebiyle düzgün bir yüzey elde edilir (16). Bu kompozitlerde bulunan doldurucular baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren, kuartztan daha kırılğan ve cam ile yoğunlaştırılmış partiküllerdir. Böylece aşınmaya karşı direnç artırılır ve kompozite radyopasite kazandırılmış olur. Aşınmaya karşı daha dirençli olmaları bu kompozitlerin 2. ve 4. sınıf kaviteelerde de kullanılabilmesini sağlamıştır (38).

Mikrofil Kompozitler

Bu kompozitlerin partikül büyüklüğü 0.01-0.1 µm arasındadır (16). İçerisinde 0.02-0.04 µm büyüklüğünde silisyum dioksit (SiO₂) doldurucu partiküller bulunur (38). Yüksek oranda polisajlanabilirler ve iyi estetik sonuçlar elde edilir. Kırılma dayanımları düşüktür bu sebeple sınıf IV kaviteelerin restorasyonunda kullanılmamalıdır (39, 40).

Nanofil Kompozitler

Nanoteknoloji çeşitli kimyasal ve fiziksel metotlarla 0,1 ile 100 nanometre (nm) aralığında fonksiyonel materyallerin ve yapıların üretimini kapsamaktadır (1nm=1/1000 µm) (41). Yunanca kökenli bir kelime olan ‘nano’ metrenin milyarda biri (1 nanometre = 10⁻⁹ metre) anlamına gelen çok küçük bir ölçü birimidir (42). Nanoteknolojinin diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmasıyla nanodolduruculu kompozitler üretilmiştir. Bu kompozitlerin inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0,005-0,01 µm arasındadır. Partiküller görünür ışık dalga boyundan (0,02-2µm) daha küçük olduğu için görünür ışık ile absorpsiyon veya saçılım gibi etkileşimlere girmezler (16). Bu kompozitler mikrofil kompozitlerin estetik, hibrit kompozitlerin dayanıklılık özelliklerini bir arada bulundurlar (41, 43).

Geleneksel doldurucu partiküllerin üretimi büyük kütlelerin öğütülmesi şeklindedir. Ancak 100 nm’den daha küçük partiküller bu yöntemle üretilemez. Nanopartiküllerin üretimi ise atomun atoma, molekülün moleküle ilavesi ile olmaktadır (41). Sol-jel işlemiyle üretilen bu nanopartiküller geleneksel dolduruculara oranla daha fazla doldurucu yüklemesine imkan sağlar (44).

Nanopartiküllü kompozit materyallerin organik yapısı geleneksel kompozitlere benzer polimer yapılardan oluşmaktadır. İnorganik yapı ise nanomer ve nanomer grupları olmak üzere iki ayrı kısımdan meydana gelmektedir (45).

Nanomerler 5–75 nm boyutlarında kompozitin organik yapısı içerisinde tek tek bulunan silika partikülleridir. Nanodoldurucuların geleneksel dolduruculara göre daha küçük olmaları organik yapı ile temasta olan yüzey alanını artırır ve inorganik faz-organik faz bağlantısının daha kuvvetli olmasını sağlar (41, 46).

Nanomer grupları 50 nm den küçük nanomerlerin gevşek bağlar ile meydana getirdiği, silika ve zirkonyum partikülleri içeren yapılardır (41, 45, 47). Bu nanomer grupları restorasyona gelen kuvvetler karşısında tek bir büyük partikül gibi direnç gösterirler ve restorasyon yüzeyine etki eden aşındırıcı kuvvetler karşısında nanomerik düzeyde kopmalar meydana gelir (41). Bu özellik sayesinde nano kompozitlerin aşınma dirençleri ve mekanik özellikleri daha yüksek olmakta ve yüzey özellikleri uzun süre devam edebilmektedir (41, 45, 47).

Nanodoldurucuların çok küçük boyutlarda olmaları doldurucu miktarının artırılmasını sağlar. Bu sayede kompozit rezinin polimerizasyon bütülmesi azalırken fiziksel özellikleri artar (37, 41, 48). Ayrıca yüksek doldurucu oranı kırılma ve aşınma direncinin de artmasını sağlar (45).

Nanodolduruculu kompozitler üstün parlatılabilir ve bu parlaklığı uzun süre devam ettirebilme özelliğine sahiptir. Nanodoldurucu partikül boyutlarının görünür ışığın dalga boyundan çok daha küçük olması sebebiyle estetik ve optik özellikleri artmıştır ve anterior bölge restorasyonlarında rahatlıkla kullanılabilir. Aynı zamanda posterior bölge restorasyonları için gerekli olan stres kırıcı mekanik özellikleri de taşırlar (41, 45, 49).

Hibrit Kompozitler

Farklı büyüklükte doldurucu partiküller içeren iki farklı kompozit resin karışımına hibrit kompozit denir. Her iki kompozit resinin özelliklerini taşımalarına rağmen yüzdesi daha fazla olan partikül, hibritin adını belirler (16).

Hibrit kompozitlerde koloidal silika ve ağır metaller içeren cam partikülleri karıştırılmış ve inorganik doldurucu olarak organik matrikse eklenmiştir. Bunun bir

sonucu olarak doldurucu partikül yüzdesi ağırlıkça %75-80'e ulaşmıştır. Submikron büyüklüğündeki doldurucu partiküller büyük partiküller arasına gelişi güzel serpiştirildiği için yüzey düzgündür (10, 16).

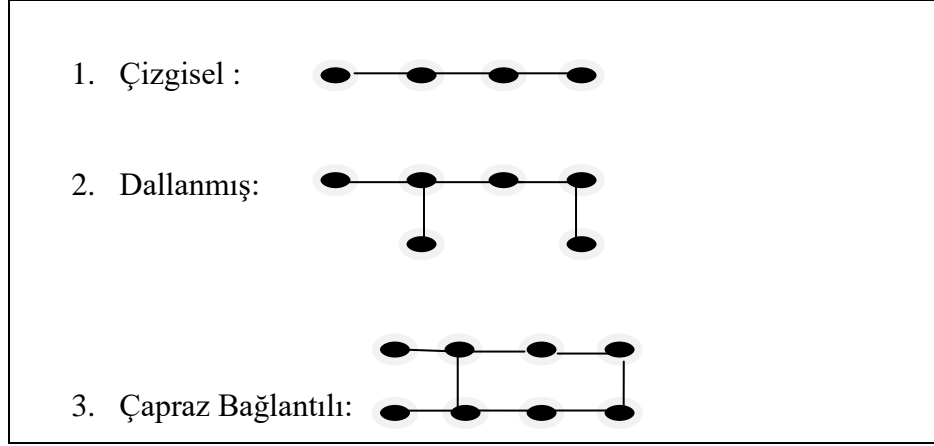
Son gelişmelere bağlı olarak nanodoldurucu teknoloji ile "Nanohibrit" kompozit rezinler geliştirilmiştir. Nanohibrit kompozitler, nanodoldurucu partiküller ile geleneksel doldurucu partiküllerin karışımını içerir. Nanohibritler mikروفil kompozitlerin kolay uygulama ve parlatılabilme özellikleri ile geleneksel hibrit kompozitlerin fiziksel güçleri ve aşınma direnci özelliklerini bir arada bulunduran üniversal kompozit rezinlerdir (50).

2. 4. Polimer ve Polimerizasyon

Polimer, çok anlamına gelen 'Poli' ile parça anlamına gelen 'Mer' kelimelerinin birleşmesiyle oluşmuştur (15, 51). Monomer olarak adlandırılan küçük moleküller, bir molekül ağı veya geniş bir zincir oluşturmak üzere kimyasal olarak bağlanarak polimerleri oluşturur (52). Polimer, birçok molekülün birleşmesi ile oluşmuş bir makromoleküldür ve belirli atom gruplarının arka arkaya sıralanmasından oluşan düzenli bir yapı sergiler (51). Monomerlerin polimerlere dönüşmesine polimerizasyon adı verilmektedir (15).

Polimerler uzaysal (fiziksel) olarak çizgisel, dallanmış ve çapraz bağlantılı olarak adlandırılan 3 farklı formda bulunurlar (Şekil 2. 4). Atomlar birbirine çizgisel ve dallanmış yapılarda zayıf fiziksel bağlarla, çapraz bağlantılı yapılarda ise bir ağ yapısı oluşturacak şekilde kovalent bağlarla bağlanırlar. Çapraz bağlantılı polimerler daha iyi mekanik özelliklere sahiptir ve adezivin dayanıklılığını arttırdığı için önemlidir (53). Monomer molekülünün hem kısa zincirli oluşu hem de uzun zincirli oluşu düşük dereceli polimerizasyona neden olur ve zayıflatıcı etki yapar (54).

Polimer molekülleri genel olarak aynı tip monomerlerden oluşurlar. Fiziksel özellikleri geliştirmek amacıyla iki veya daha fazla kimyasal yapısı farklı monomer de kullanılabilir. Aynı cins monomerler birleşmesiyle oluşan polimere "homopolimer", iki ayrı cins monomerin birleşmesiyle oluşana "kopolimer", üç farklı monomer ünitesinden oluşan polimerlere ise 'terpolimer' denir (55).



Şekil 2. 4. Polimerlerin fiziksel yapıları (56).

Polimerizasyon iki farklı tip reaksiyonla oluşur. Bunlar; kondansasyon polimerizasyonu ve ilave (katılmalı) polimerizasyondur (15, 55).

2. 4. 1. Kondansasyon Polimerizasyon

İki monomer molekülünün basit bir esterleşme reaksiyonu ile dimer formuna dönüşmesi olayıdır. Bu reaksiyon sırasında su ve amonyak gibi moleküller açığa çıkar. Kondansasyon polimerizasyonunda bileşenlerin hepsi kendiliğinden reaktif hale geçerler ve birleşme işlemi yüksek molekül ağırlıklı bir polimer formuna dönüşene dek bir seri reaksiyon şeklinde devam eder. Günümüzde kondansasyon polimerizasyonu sonucu oluşan rezinler, dental restorasyonlarda veya protetik uygulamalarda pek kullanılmaz (15).

2. 4. 2. İlave (katılmalı) Polimerizasyon

Benzer moleküllerin kimyasal bir değişikliğe uğramaksızın defalarca tekrarlanması sonucu aynı kimyasal yapıya sahip yüksek molekül ağırlıklı bir makromoleküle dönüşmesi işlemine ilave polimerizasyon denir. Bu reaksiyon daima çift bağlar içeren doymamış moleküller ile meydana gelir (57). Reaksiyon sırasında su ya da amonyak gibi bir yan ürün açığa çıkmaz. İlave polimerizasyon ile kondansasyon polimerizasyonun aksine çok büyük moleküller üretebilir. Dış hekimliğinde daha çok ilave polimerizasyon tipine rastlanmaktadır (15).

Polimerizasyon; aktivasyon, başlama, ilerleme (çoğalma) ve bitiş (sonlanma) olmak üzere 4 aşamadan oluşmaktadır (10).

Polimerizasyonu başlatmak için tek elektronlu, doymamış reaktif moleküller olan serbest radikallerin ortamda bulunması gerekir. Serbest radikallerin oluşturulmasına aktivasyon denir (58). Serbest radikaller oldukça zayıf bir bağ içeren başlatıcıların ısı, kimyasal bileşikler ve ışık gibi çeşitli aktivatörler aracılığıyla parçalanmasıyla oluşmaktadır (59).

Isı: Diş hekimliğinde en sık kullanılan başlatıcı benzoil peroksittir ve 50-100°C aktive olur. Benzoil peroksit uygun koşullar sağlandığında iki tane serbest radikal oluşturabilir (59). Serbest radikaller yüksek sıcaklıkta daha hızlı oluşur ve bu da daha kısa aktivasyon periyodu ile sonuçlanır. Protez kaidesi olarak kullanılan çoğu akrilikler ısı aktivasyonu ile polimerize edilirler (60).

Kimyasal Bileşikler: Bu yöntemde reaksiyona girecek en az iki maddenin karıştırılması ile kimyasal bir reaksiyon sonucu serbest radikaller oluşur (60). Soğuk akriliklerde ve kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde bu yöntem kullanılır. Çift pat sistemi olan bu kompozitlerde iki patın karıştırılması sonucu polimerizasyon başlar. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit bulunurken diğerinde polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin bulunur (16,58).

Işık: Bu yöntemde ışık kaynağından çıkan fotonlar başlatıcıyı aktive eder ve serbest radikalleri oluşturur. Dental materyallerde sıklıkla kullanılan ışığa duyarlı başlatıcı bileşik kamferokinon (CQ)'dur (10, 61, 62). Görünür ışıkla polimerizasyonda, mavi-mor aralığında ışık uygulandığı zaman kamferokinon ve organik amin (dimetil-aminoetilmetakrilat) serbest radikaller oluşturur. Bu reaksiyonun oluşumu için 470 nm civarında dalga boyu gerekir (60).

Aktivasyon safhasından sonra başlama safhası gelir. Aktivasyon sonucu oluşan serbest radikalın monomer ile reaksiyona girmesi polimerizasyonu başlatır. Serbest radikaller, çift bağ içeren monomerlerle etkileşime geçerek tekrar reaktif gruplar oluşmasına sebep olurlar (59). Bu şekilde bütün monomerler birbirine bağlanmaya başlar.

İlerleme safhasında oluşan reaktif gruplar, diğer çift bağ içeren monomerlere bağlanarak yeni bir reaktif grup oluştururlar ve böylece bütün moleküller birbirlerine bağlanarak monomer zincirlerinin oluşması sağlanır (59). Zincir büyümesinin

başlamasıyla işlem daha az bir enerji ile devam eder ve ısının da etkisiyle birkaç saniye içerisinde büyük polimer molekülleri oluşur (60).

Son aşama bitiş safhasıdır. Teorik olarak zincir reaksiyonları, tüm monomerler polimere dönüşene kadar devam eder (60). Ancak pratikte, zincirin bitimine neden olan diğer reaksiyonlar ilave reaksiyonu engelleyebilir (15, 59).

2. 5. Polimerizasyon Derecesi

Kompozit polimerizasyonu sırasında karbon-karbon çift bağlarının (C=C) tek bağlara (C-C) dönüşme oranına, yani monomerlerin polimerlere dönüşme miktarına polimerizasyon derecesi ya da konversiyon denilmektedir. Polimerizasyon derecesinin artması artık monomer miktarının azalmasını ve buna bağlı olarak fiziksel özelliklerin gelişmesini sağlar. İdeal olarak, kompozit rezinlerden yüksek polimerizasyon derecesi ve düşük polimerizasyon büzülmesi beklenir (63).

Bir polimerizasyon reaksiyonu sırasında, tüm monomerlerin polimerize olması istenir (64). Fakat polimerizasyon işlemi bütün çift bağların reaksiyona girmesi ile sonuçlanamaz. Reaksiyona girmiş çift bağların yüzdesi ışıkla aktive olan sistemlerde % 55- 80 arasında değişmektedir (23, 65).

Artık monomer miktarı, ışığın yoğunluğu ve süresi, rezinin kompozisyonu, ortamın ısısı, ortamdaki oksijenin varlığı ve başlatıcıların konsantrasyonu gibi değişkenlerden etkilenmektedir (66). Yetersiz polimerizasyon sonucu, kompozitte renklenme, mikrosızıntı, kırılma direncinin azalması, su emiliminin ve aşınmanın artması ve bağlantı direncinin azalması gibi olumsuzluklar görülebilmektedir (67, 68). Ayrıca artık monomerler, dentin kanallarından geçerek pulpada geri dönüşümsüz hasarlara neden olabilmektedir (67, 69).

2. 6. Polimerizasyon Büzülmesi

Polimerizasyon sırasında kovalent bağların oluşumu moleküllerin arasındaki serbest boşluğun azalmasına neden olur. Bu hacimde meydana gelen azalmaya polimerizasyon büzülmesi ya da sertleşme kontraksiyonu denilmektedir (70). Polimerizasyon büzülmesi, rezinde boyutsal değişikliğin yanı sıra restore edilen dişte, kompozit rezinin içerisinde ve bağlanma yüzeyinde polimerizasyon streslerinin de oluşumuna neden olurlar (71, 72).

Polimerizasyon büzülmesi ile oluşan stresler bağlanma kuvvetlerinden daha fazla olduğunda kompozit rezin ile dentin ara yüzeyinde bağlanmanın baŐarisız olmasına ve mikro boŐlukların oluşumuna neden olur. Bunun sonucunda mikrosızıntı, post-operatif hassasiyet, renklenme ve sekonder  r k gelişimi görülebilir (71, 73-75). Kompozit ve diş arasında polimerizasyon streslerine karşı koyabilecek yeterli bağlanma kuvveti mevcutsa, bu stresler rezin içerisinde birikerek  vre yapılar da deformasyona yol açabilir. Bu ise servikal minede, diŐı kırılmalara karşı dayanıksızlaŐtıran mikro çatlakların oluşumuna sebep olabilir (71, 73, 76, 77).

IŞıkla polimerize olan kompozitlerde polimerizasyon restorasyonun ışık kaynağına en yakın olan kısmında başlar ve aynı Şekilde büzülme rezinin ışık kaynağına yakın diş yüzeyine doğru oluşur. Kompozitin akma yeteneği bu durumda azalmaktadır. Bu nedenle bu olumsuzluğu önlemek için kompozitin tabakalı olarak yerleştirilmesi önerilir. Böylece kenar adaptasyonu daha iyi olur ve polimerizasyon büzülmesi azalır (78, 79). Kompozit dolgular sonrası oluşan postoperatif hassasiyet ile polimerizasyon stresleri arasında ilişki olduğu ve tabakalı yerleştirme ile bu durumun en aza indirildiği bildirilmiştir (79-81).

2. 7. Polimerizasyonu Etkileyen Faktörler

Polimerizasyonu etkileyen cihaza, kullanım Şekline ya da malzemeye bağlı birtakım faktörler vardır. IŞık cihazının ve halojen cihazlarda lambanın uzun süre kullanılması etkinliğinin giderek azalmasına neden olur. Buna bağlı olarak özellikle en derin tabakada yeterli polimerizasyon yapılamamasına neden olabilir. IŞık cihazının yansıtıcı yüzeyinin kullanım esnasında lekelenmesi de ışık yoğunluğunun azalmasına sonuç olarak polimerizasyon derecesinin azalmasına neden olan bir diğer faktördür. Halojen cihazlarda fiber optik kablonun fazla uzun olması da yoğunluğu azaltabilir. İdeal polimerizasyon için kompozite en az 30-40 sn ışık uygulanması gerekir (80, 81). Bununla beraber polimerizasyonun ışık kapatıldıktan sonra da bir süre devam ettiği bildirilmiştir (82).

Kompozite ulaŐan ışığın yoğunluğu, mesafenin karesiyle ters orantılı olacak Şekilde azalır. Bu nedenle ışık cihazının ucu kompozite mümkün olduğunca (1 mm) yakın tutulmalıdır. Cihazın ucu ve rezin arasındaki mesafenin artması polimerizasyon süresini de artırmaktadır (83).

Kompozitin rengi polimerizasyonu etkileyen bir diğer faktördür. Açık renkli bir kompozit ışığı koyu renklilere göre daha iyi geçirmektedir. Bu nedenle koyu renkli bir kompozit kullanıldığı zaman daha ince tabakalar şeklinde uygulanmalı ve polimerizasyon süresi artırılmalıdır. İdeal bir polimerizasyon için kaviteye yerleştirilen kompozit kalınlığının 2 mm'den fazla olmaması gerektiği bildirilmiştir (81, 83).

Mavi ışık diş dokularına penetre olabilme özelliğine sahiptir fakat bu penetrasyon sırasında yoğunluğu önemli ölçüde azalmaktadır. Direkt ışık verilemeyen bölgelerde polimerizasyon süresi 2 ya da 3 kat artırılmalıdır. Kompozit rezinlerin türü de polimerizasyonu etkilemektedir. Mikrofillerin hibritlerden ve makrofillerden daha az ışık geçirme özelliğinin olduğu ve daha düşük sertleşme derinliği gösterdiği tespit edilmiştir (84).

İdeal bir polimerizasyon; polimerize edici ışığın gücüne, dalga boyuna, şiddetine, uygulama süresine, ışık kaynağı ile kompozit rezin arasındaki mesafeye, kompozit rezinin kimyasal yapısına bağlıdır (85, 86).

2. 8. Işık Kaynakları

1970'lerin başlarında ilk olarak kullanıma giren cihazlar ultraviyole (UV) ışık cihazlarıdır. Bu cihazlar ile 1 mm kalınlığındaki rezini sertleştirmek için 1 dakika gereklidir. UV ışık cihazları, uzun sertleştirme süresi, uzun dönemdeki etkisinden duyulan endişeler ve sertleştirme derinliğinin az olması gibi nedenlerle yerini görünür ışık cihazlarına bırakmıştır (87, 88).

Günümüzde esas olarak kullanılan görünür ışık cihazları ilk olarak 1980'lerde tanıtılmıştır. Bu cihazlarla aktive olan rezin sistemlerde polimerizasyonu başlatabilmek için fotobaşlatıcılar kullanılırlar. Kompozitlerin çoğu fotobaşlatıcı olarak Kamforokinon (CQ) içerir. Bu bileşik 450 nm-500 nm arasında dalga boyunda mavi ışığa duyarlıdır ve 470 nm'de pik noktasına ulaşır (27, 61). Mavi aralığın dışında kalan dalga boylarının CQ'yu uyarmadaki etkisi yok denecek kadar azdır (89).

Diş hekimliğinde önemli bir yer tutan ışık cihazları, kompozit rezinleri, rezin modifiye cam iyonomer simanları ve koruyucu pit-fissür örtücüleri sertleştirmek, ayrıca çoğu dentin bonding sistemini polimerize etmek için kullanılır (90).

İdeal bir ışık cihazında şu özellikler bulunur:

1. Güç: Işık cihazının birim zamanda yaydığı enerji miktarıdır. Birimi mW'dır.

2. Işık yoğunluğu: Işığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücüne ışık yoğunluğu denir. Güç densitesi olarak da tanımlanır. Birimi mW/cm²' dir. Işık yoğunluğu restorasyonun birçok fiziksel özelliğini etkilemektedir. Yeterli bir polimerizasyon için ışık yoğunluğunun en az 400 mW/ cm² olması gerekmektedir (77, 91). Büyük ucu olan ışık cihazları daha fazla güce sahip olmasına rağmen ışığın yayıldığı birim alanın daha büyük olması ışık yoğunluğunun azalmasına neden olur. Işık yoğunluğu cihazın gücü artırılarak veya cihazın ucunun çapı küçültülerek kontrol edilebilir (92, 93).

3. Işığın dalga boyu: Elektromanyetik dalgaların saniyede yaptığı salınım sayısı frekans olarak adlandırılır. Işığın bir salınımda aldığı yola da, dalga boyu denir (61).

Işık cihazının yeterli yoğunlukta olup olmamasının anlaşılmasında, cihazların göz ile muayenesi yeterli değildir. Bu nedenle ışık cihazlarının doğru olarak çalışıp çalışmadığını kontrol etmek için muayenehanelerde kullanılmak üzere üretilmiş ışıkölçerler (radyometreler) kullanılmalıdır (94).

2. 9. Polimerizasyon Teknikleri

2. 9. 1. Standart Polimerizasyon

Standart polimerizasyon yönteminde ışık belli bir şiddette başlayıp polimerizasyon süresince sabit kalmaktadır. Değişik ışık kaynaklarında ışık şiddeti ve uygulama süresi farklı olabilir (95-97).

2. 9. 2. Düşük Işık Şiddetiyle Başlayan (Soft-Start) Polimerizasyon

Polimerizasyon büzülmesini ve buna bağlı oluşan stresleri azaltmak amacıyla geliştirilmiştir (67, 85). "Soft-start" teknikte, polimerizasyonun başlangıcında ışık şiddeti azaltılarak yavaş polimerizasyon sağlamak amaçlanmaktadır (95, 96, 98).

Kompozitin pre-jel safhadaki akışkanlığından yararlanılarak başlangıç polimerizasyon stresleri azaltılır. Bu safhadan sonra diş dokularına iletilen büzülme stresleri kompozit tarafından dengelenemez. Soft-start teknik ile prejel faz süresinin

uzadığı ve daha az stres oluştuğu ileri sürülmektedir (98). Çalışmalar bu yöntemle polimerizasyon büzülmesinin azaldığını göstermiştir (99, 100).

Soft-start polimerizasyon yöntemi 4 farklı şekilde uygulanabilmektedir.

Kademeli Güç Artışı Gösteren Işık Uygulama Tekniği (Step Cure): Bu teknikte, kompozit rezine başlangıçta düşük şiddette ışık uygulanarak ilk polimerizasyonun gerçekleşmesinin ardından yüksek şiddette ışık verilerek polimerizasyon tamamlanır (91, 101).

Düzenli Artan Güçte Işık Uygulama Tekniği (Ramp Cure): Başlangıçta düşük şiddette olan ışık uygulama süresine göre 10 sn. içerisinde en yüksek şiddete ulaşır (91, 101).

Ara Verilmiş Kademeli Işık Uygulama Tekniği (Pulse Delay Cure): Bu yöntemde ışık kısa bir süre düşük şiddette uygulanır. Kısa bir duraklama süresinin ardından daha yüksek şiddette ve daha uzun süre ışık verilir (91).

Aralıklı Işık Uygulama Tekniği (Intermittent Cure): Işık kompozit rezine 1 sn'lik periyotlar halinde uygulanır. Her periyotta 0,5 sn. ışık tam güç verilirken sonraki 0,5 sn ışık uygulanmaz (91).

2. 10. Işık Kaynaklarının Sınıflandırılması

Günümüzde diş hekimliği pratiğinde kullanılan ışık kaynakları 4 çeşittir:

- Quartz Tungsten Halojen (QTH) Işık Kaynakları
- LED (Light Emitting Diodes) Işık Kaynakları
- Plasma Ark (PAC) Işık Kaynakları
- Argon Lazer Işık Kaynakları'dır (102).

2. 10. 1. Quartz Tungsten Halojen Işık Kaynakları (QTH)

Halojen lambalar; iyodin veya bromin gazı içerisindeki tungsten telin elektrik akımıyla ısınması sonucu ışık enerjisinin ortaya çıkması şeklinde çalışır (103). Kompozit rezinlerde, polimerizasyon başlatıcı olarak görev yapan kamferokinon 460-480 nm dalga boyunda mavi ışığa duyarlıdır (104). Fakat halojen lambalar beyaz

ışık üretmektedir. Mavi ışık elde etmek amacıyla filtreler kullanılır (105). Bu sayede beyaz ışık filtrelenerek 380-520 nm aralığında dalga boyu olan görünür mavi ışık meydana gelir (106). Işık yoğunluğu en fazla ışık ucunun tam merkezinde gözlenir ve burada restoratif materyal artığı olması ışığın saçılması sonucu cihazın polimerizasyon etkinliğinin azalmasına neden olur (107, 108).

Bu cihazlarda etkili ışık gücü 400-1000 mW/cm² arasındadır ve klinik uygulama süreleri genellikle 40 sn'dir (109). Halojen ışık cihazının ışık gücü; şehir voltajı, ışık cihazı ucunun kontaminasyonu, lambanın ve filtrenin eskimesi ile ışık fiberlerinin zarar görmesi gibi faktörlerden etkilenir (110). Ayrıca, cihazın uç kısmının çapı da ışık yoğunluğunu etkiler. Çap küçüldükçe cihazın ışık yoğunluğu da artar (111, 112).

Halojen ışık kaynaklarında cihaza giren elektrik enerjisinin %70'i ısı enerjisine dönüşür, %20'si cihaz tarafından kullanılır ve sadece % 10' luk bir kısmı ile de görünür ışık üretilir. Bu görünür ışığın ise onda biri filtreler yardımı ile mavi ışığa dönüştürülür. Sonuç olarak; halojen cihazlarda toplamda enerjinin sadece %1'i mavi ışığa dönüşmektedir (113).

Bu cihazlarda fazla ısının uzaklaştırılması için bir fan kullanılmaktadır. Fakat cihazın içine bir fan yerleştirmek ekstra bir sistem ve enerji gereksinimi demektir. Ayrıca fan oldukça gürültülü bir şekilde çalışmaktadır. Fanların ortamda bulunan mikroorganizmaları ağız içine üfleme riski de bir diğer dezavantajdır (107, 114).

Halojen ampülün yüksek ısı üretiminden dolayı zamanla verimi azalır ve her 6 ayda bir değiştirilmesi gerekir. QTH ampülünün ömrü yaklaşık 40-100 kullanım saatiyle sınırlıdır (115, 116).

Geleneksel halojen ışık cihazlarının uzun sertleştirme süresi olumsuzluğunu giderebilmek için, daha hızlı polimerizasyon sağlayan ve plazma ark ile argon lazerlere oranla daha ucuz olan hızlı halojen ışık cihazları geliştirilmiştir (117). Hızlı halojenlerin ışık yoğunluğu daha yüksektir ve 800-1000 mW/cm²'nin üzerindedir. Işık yoğunluğunun artışı yüksek güce sahip lambalar kullanılarak elde edilir. Bir diğer yöntem ise ışığı toplayıp daha küçük bir alana yoğunlaştıran turbo uçlar kullanmaktır (118). Gücün artması ile daha kısa sürede polimerizasyon sağlansa da

kompozitin polimerizasyon büzülme kuvvetlerini artırdığını bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (85).

2. 10. 2. LED (Light Emitting Diodes) Işık Kaynakları

LED teknolojisinin kullanımı ilk olarak Mills ve ark. tarafından 1995 yılında halojen ışık kaynaklarının eksikliklerini ortadan kaldırmak amacıyla önerilmiştir (92). İngilizce Light Emitting Diode kelimelerinin baş harfleri olan LED, ışık yayan diyotlar anlamına gelmektedir. LED'ler kuantum mekaniği etkisiyle görülebilir mavi ışık yayan kaynaklardır (119).

Yapılarında elektronların birinden diğerine hareketini sağlayan iki ayrı yarı iletken bağlantı (p-n bağlantıları) bulunur. Ortama elektrik verildiğinde, elektronlar ve boşluklar p-n bağlantısı önünde birleşirler ve LED lambadan belirli bir dalga boyu aralığında ışık yayılır (120). Görünür ışık elde etmek için p ve n bağlantılarının birleşim yüzeyine 'Galyum Arsenid' maddesi eklenmiştir. Mavi ışık oluşturmak için ise, galium nitride üzerinde yer alan yarı iletkenler kullanılır (121).

LED ışık cihazları yaklaşık 1000 mW/cm² ışık yoğunluğuna sahiptir ve yalnızca 450-490 nm dalga boyunda görünür ışık sağlar (107). Bu sebeple kullanım alanı reaksiyon başlatıcı olarak sadece kamferokinon içeren kompozitlerle sınırlıdır (122). Kullanılan kompozitin içeriğinin bilinmesini bu açıdan önemlidir.

Bazı kompozit rezinler, kamferokinona alternatif olarak farklı fotobaşlatıcılar kullanabilirler. Bunlara 410 nm dalga boyundaki ışığa duyarlı mono asilfosfin oksit (Lucirin TPO) veya 1-Fenil 1,2-Propandiyon (PPD) rnek verilebilir (123-126). Ayrıca, diğer foto başlatıcıların da LED ışık cihazlarıyla polimerize edilebilmesi amacıyla çoklu dalga boyuna sahip LED ışık cihazları üretilmiştir. Bu cihazlarda kamferokinonu aktive eden bir adet ve diğer başaltıcılar için daha düşük dalga boyunda ışık meydana getiren dört adet LED ampul bulunmaktadır (127).

İlk ıkan LED ışık cihazlarında, standart şekilli LED'lerden oluşan bir LED dizisi kullanılmıştır. Bu cihazlara, 1. jenerasyon LED ışık cihazları denilmektedir. Işık yoğunlukları (400 mW/cm²) düşüktür (128). Halojen cihazlarla ışınlamaya göre kenar uyumu ve sertlik daha azdır (129). Bu cihazlarda gücün düşük olması kullanılan yarı iletkenlerin yapısı ve sayısından kaynaklanmaktadır (130).

1. jenerasyon cihazlarda diyot sayısının çok olmasına karşın güçleri düşüktü. Sonraki jenerasyonlarda, daha az sayıda fakat güçlü diyot kullanılarak daha güçlü cihazlar elde edilmiştir. Bu da iyi performans ve kısa ışınlama süresi sağlamıştır (103). 2. Jenerasyon LED cihazlar ile 460-490 nm dalga boyunda sınırlı ışık üretilirken, yeni jenerasyonlarda 430-490 nm dalga boyu aralığında ışık üretimi sağlanmıştır (131).

LED ışık cihazları ile elde edilen enerjinin neredeyse tamamı polimerizasyon için kullanılabilir ve optimum dalga boyunda ışık verirler. Bu nedenle filtre kullanım ihtiyacı ortadan kalkar (122, 132). Elde edilen ışığın %95'i polimerizasyon için kullanılabilirdiğinden elektrik enerjisi tüketimleri de daha azdır. Bu cihazlar düşük voltaj (1-4 volt) ile ışık üretmektedirler. Bu nedenle halojen cihazların aksine şebeke elektriğine bağımlı değildir (133).

Işık üretimi sırasında kaybedilen enerji az olduğundan dolayı fazla ısı açığa çıkarmazlar (131). Bu nedenle soğutucu bir fan kullanım gereksinimi ortadan kalkar. Bu sayede küçük, çubuk şeklinde ve kolay taşınabilir yapıda üretilebilirler (120). Ayrıca fanın enerji tüketimi, gürültü ve hijyenik olmama dezavantajları da ortadan kalkar (132). Daha az ısı oluşumu gingival ve pulpal irritasyonları azaltır (134).

LED ışık cihazlarının yaklaşık 10.000 saatlik uzun ömürleri vardır ve lambanın ışık şiddeti zamanla değişmez. Ancak cihazın ışık ucunda kompozit birikimi, aşınmalar, tekrarlanan sterilizasyon ve dezenfeksiyon işlemleri ile cihazın bataryasının boşalması gibi faktörler ışık şiddetinin azalmasına neden olabilir (135). Bu nedenle, üreticiler radyometrelerle kontrol edilmeleri gerektiğini belirtmektedirler (116, 136). LED ışık cihazları, darbelere ve vibrasyona son derece dirençli, hafif, taşınabilir, kablosuz ve ergonomik cihazlardır, bu da klinik kullanımları açısından kolaylık sağlamaktadır (130).

2. 10. 3. Plazma Ark (PAC) Işık Kaynakları

Uzun ışık uygulama süresini kısaltabilmek amacıyla Plazma Ark ışık cihazları geliştirilmiştir (4). PAC ışık kaynaklarında xenon lambalar kullanılır (137). Xenon lambalar, genel olarak xenon gaz ile dolu olan quartz tüp içindeki tungsten anot ve katottan oluşur. Elektrik akımı xenon gazın içerisinden geçtiğinde, gaz iyonize olur

plazma şeklini alır (138). Bu cihazlar plazma enerjisini yüksek frekanslı bir elektriksel alan kullanarak üretirler. Açığa çıkan ışık filtreler yardımıyla 380-500 nm dalga boyu aralığında ışığa dönüştürülür (139).

Plazma Ark cihazların ışık yoğunluğu yüksek ve uygulama süreleri kısadır. Işık kaynağının gücü 2500 mW/cm^2 ye kadar çıkabilmektedir ve 2 mm kompozit tabakası için 3 sn ışınlamanın yeterli olduğu söylenmektedir (4, 137). Bu bir avantaj gibi görünmesine rağmen polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntı gibi bazı olumsuzluklara yol açmaktadır (140). Ayrıca kısa süreli ve yüksek yoğunluklu ışık uygulanması kompozitin sertliğini ve polimerizasyon derecesini önemli oranda düşürmektedir. Süreyi artırmak ise istenmeyen ısı artışına neden olmaktadır (141).

PAC ışık cihazları; oldukça pahalı olmaları, portatif olmamaları ve pulpaya zarar verecek düzeyde ısı üretmeleri gibi dezavantajları nedeniyle günümüzde rutin olarak kullanılmamaktadır (142).

2. 10. 4. Argon Lazer Işık Kaynakları

Son yıllarda önemli gelişmeler kaydeden lazerler, diş hekimliğinde de kullanılmaya başlamıştır. 400-500 nm dalga boyuna ve kısa uygulama süresine sahip argon lazerler 1990'lardan beri restoratif diş hekimliğinde kullanılmaktadır (143).

Lazer ışık kaynaklarında, ışığın dalga boyu 470 nm' ye ayarlanabilmekte ve direkt olarak kamferokinon için gerekli optimum dalga boyu sağlanabilmektedir (144). Argon lazerler ile geleneksel ışık cihazlarına göre daha iyi polimerizasyon sağlanmakta ve polimerizasyonun ardından daha az artık monomere ve daha iyi fiziksel özelliklere sahip restorasyonlar elde edilmektedir (145, 146).

Lazer ışık cihazları karmaşık teknolojisi, enerji dönüşümü sırasında enerji kaybının çok olması, boyutlarının büyük ve maliyetlerinin fazla olması nedeniyle günümüzde polimerizasyon amacıyla yaygın olarak kullanılmamaktadır (107, 108).

2. 11. Işık Cihazı Uçlarının Sterilizasyon ve Dezenfeksiyonu

Günümüzde, ışık cihazlarının uçlarının sterilizasyonu için kullanılan yöntemler;

1. Uçların otoklavda steril edilmesi

2. Uçların dezenfektan ile silinmesi

3. Şeffaf tek kullanımlık ışık cihazı başlıkların kullanılmasıdır (147).

2. 11. 1. Uçların Otoklavda Steril Edilmesi

Işık cihazı uçları, deiyonize olmayan su içerisinde 3 kez otoklavda steril edildiğinde ışığın şiddeti %50, distile su kullanıldığında ise 30 siklusta %6.25 azalmaktadır. Işık yoğunluğunun orijinal değerine dönebilmesi için uçların parlatılması gerekmektedir fakat bu ekstra zaman gerektiren bir işlemdir (147, 148). Ayrıca tekrarlanan otoklav ve polisaj işlemleri cihazın ucunun kalıcı olarak zarar görmesine neden olur (148).

2. 11. 2. Uçların Dezenfektan ile Silinmesi

Işık cihazı uçlarının temizlenmesinde çeşitli dezenfektan solüsyonları kullanılabilir. Işık cihazı uçlarının 10 dk fenolik solüsyon içerisindeki %2'lik glutraldehitli bezle silinmesinin bütün görülebilir bakterileri ortadan kaldırdığı gösterilmiştir. %70'lik etanol ise aynı etkiyi gösterememiştir. Virüsleri ve sporlu bakterileri ortadan kaldırabilmesi için dezenfektan solüsyonlarının 10 dk'dan daha fazla temas etmesi gereklidir (148).

Bazı çalışmalar glutraldehit solüsyonlarının ışığın iletimini azalttığını ya da ışık cihazı ucundaki fiberlere zarar verdiğini göstermiştir. %3.4'lük glutraldehit solüsyonu 1000 saatte ışığın yoğunluğunda geri dönüşümsüz olarak %39 azalmaya sebep olur (148).

2. 11. 3. Şeffaf Tek Kullanımlık Işık Cihazı Başlıkların Kullanılması

Dezenfektan ve otoklava alternatif olarak tek kullanımlık plastik ışık cihazı uçlarının kullanılması klinisyene zaman kazandırır. Plastik başlığa bağlı olarak, ışık gücünde %8'e kadar azalma ya da %14'e kadar artış olabilir. Plastik ışık ucunun kenarları ağız dokuları ile temas ettiğinde, ışığın şiddeti %23 gibi önemli miktarda azalabilir (148). Plastik uçların pahalı olmaları önemli bir dezavantajdır (147).

Ticari başlıkların yanı sıra kontaminasyonunun engellenmesi için streç film, şeffaf eldiven gibi tek kullanımlık yöntemler alternatif olarak kullanılmaktadır. Enfeksiyon kontrolü amacıyla kullanılan eldiven gibi başlıklar da ışık yoğunluğunda

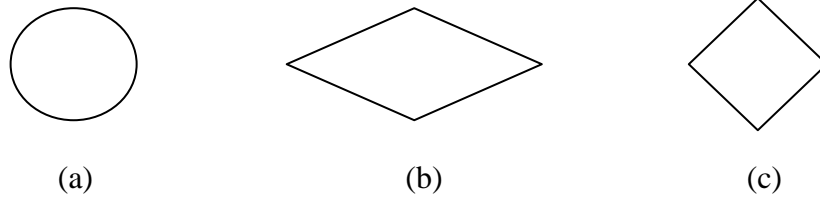
azalmaya sebep olabilir (147-150) Yapılan çalışmalar, ışık cihazı başlığı olarak, streç film kullanılmasının gücü etkilemediğini, maliyeti azaltmanın yanı sıra bağlanma dayanıklılığını da olumlu etkilediğini göstermektedir (118, 149).

2. 12. Yüzey Sertlik Değeri Ölçümleri

Polimerizasyon derinliği; monomeren polimere dönüşen rezin kalınlığı olarak tanımlanır ve polimerizasyonun derecesini belirler. Direkt ve indirekt yöntemler kullanılarak polimerizasyon derinliği belirlenebilir. Direkt yöntemler yüksek maliyetli, karmaşık ve zaman alıcı olmaları sebebiyle çok kullanılmamaktadır. “Kazıma Testi, Penetrasyon Testi, Görsel İnceleme ve Yüzey Sertlik Ölçümü” nü içeren indirekt yöntemler daha sık kullanılmaktadır (151, 152).

Yüzey sertlik ölçümü basit olması, numuneyi fazla tahrip etmemesi ve güvenilir sonuçlar vermesi nedeniyle rezinlerin polimerizasyon derinliğinin belirlenmesinde oldukça sık kullanılan bir yöntemdir. Sertlik ölçümü, malzemeye batırılan standart bir uca karşı malzemenin gösterdiği direncin ölçülmesidir. Belli bir yük altında malzemeye batırılan uç, malzeme üzerinde bir iz bırakır (Şekil 2. 5). Malzemenin sertliği bu izin büyüklüğü ile ters orantılıdır (153). Sertlik ölçümünde, örnek üzerinde birden fazla ölçüm yapılır ve ortalamaları alınır. Bu değer in büyüklüğü yüzey sertliğinin fazla olduğunu gösterir (58).

Sertlik ölçme yöntemleri; Brinell, Rockwell, Knoop, Vickers, Shore, Mohs ve Barcol sertlik testleridir. Yeterli bir polimerizasyon derinliği için alt yüzey sertlik değeri, üst yüzey sertlik değerinin en az % 80’i olmalıdır (154, 155).



Şekil 2. 5. Sertlik testlerinde yükleme ucunun şekilleri (a) Brinell ve Rockwell,

(b) Knoop, (c) Vickers (4).

2. 12. 1. Brinell Sertlik Ölçüm Testi

Materyallerin sertliklerinin değerlendirilmesinde kullanılan en eski metottur. Brinell testinde, materyal yüzeyine, belirli bir çaptaki sert bir bilye belirli bir süre uygun bir yük ile uygulanır. Uygulanan yükün, oluşan izin alanına bölünmesi sonucu Brinell Sertlik değeri bulunur. Birimi BHN olarak ifade edilir. Bilyenin oluşturduğu iz ne kadar küçük ise, Brinell sertlik numarası o kadar büyüktür (156).

Brinell sertlik ölçümü, diş hekimliğinde genellikle metaller için kullanılır ve test nispeten daha basittir. Bu yöntem kırılğan veya elastik yapıli materyaller için uygun değildir. Çünkü kırılğan materyaller çelik bilye ile uygulanan yük altında kırılmakta, elastik materyallerin ise çöken kısım eski halini aldığından ölçüm yapılması mümkün olmamaktadır (156).

2. 12. 2. Rockwell Sertlik Ölçüm Yöntemi

Rockwell yöntemi, 1919'da Stanley P. Rockwell tarafından geliştirilmiştir. Bu yöntemde ilk önce 10 kg'lık düşük bir yük uygulanarak, ucun materyale batması ve sabit kalması sağlanır. Ardından daha fazla yük uygulanır. Yükün kaldırılmasıyla sertlik değeri sayaçtan okunur (157, 158). Rockwell sertlik testinde sertlik değeri iz çapının ölçülmesi yerine cihazın üzerindeki sayaçtan okunarak bulunur (156).

İz alanının küçük olması, Rockwell sertlik değerininin yüksek olduğunu ve materyalin daha sert olduğunu gösterir. Rockwell sertlik deneyi sertlik değeri direkt olarak göstergeden okunduğu için daha hızlıdır. Bu test de, Brinell testi gibi, kırılğan materyallerde uygulamak için uygun değildir (156).

2. 12. 3. Knoop Sertlik Ölçüm Yöntemi

Materyallerin mikrosertlik ölçümleri için sık kullanılan testlerden biridir. Bu yöntemde yük, karşılıklı iki yüzü arasında 172° olan ve diğer iki yüz ile 130° açı yapan, 4 yüzlü uzatılmış piramit şeklinde bir elmas uç aracılığıyla uygulanır. Oluşan iz eşkenar dörtgen şeklindedir. Kompozit rezinler gibi esnek materyallerde kuvvetin kaldırılmasıyla elastik bir düzelme meydana gelir. Vickers testinde her iki köşegeni etkileyen bu durum, Knoop izinde sadece küçük köşegeni etkiler. Bu nedenle sonuçların daha az etkilenmesi için ölçüm büyük kenarda yapılır (153, 159).

Knoop sertlik numarası deney yükünün iz alanına bölünmesi ile elde edilir ve $KHN = 1.451 \times \text{kuvvet} / (\text{uzun köşegen})^2$ formülü ile hesaplanır. Materyal ne kadar sert ise elde edilen Knoop sertlik numarası o kadar büyük olur (160). Bu method ile uygulanan yük 0,1 kg ile 1 kg arasında veya daha geniş bir aralıkta değiştirilebilir. Böylece çok sert ve yumuşak maddelerin ikisi de bu testle değerlendirilebilir (60).

Uzun kenarın oluşumu esnasında çatlak olmaması ve bu izin daha kolay hesaplanması yönüyle Vickers'a göre daha avantajlıdır. Ancak mikroskopta uzun kenarın sonlandığı yeri tespit etmek zordur. Bu yöntem materyallerin yüzey özelliklerine çok hassastır. Daha fazla zaman alması ve çok iyi parlatılmış bir yüzeye gerek duyulması diğer testlere oranla yöntemi zorlaştırmıştır (34, 161).

2. 13. 4. Vickers Sertlik Ölçüm Yöntemi

Vickers sertlik testinde kare tabanlı piramid şeklinde bir elmas ucun materyale batması ile oluşan direnç ölçülür (156). Sertliği ölçülecek materyal üzerine tepe açısı 136° olan, kare tabanlı, piramit şekilli bir elmas uç ile kuvvet uygulanarak bir iz oluşturulur. Yük kaldırıldıktan sonra meydana gelen kare şeklindeki izin köşegenleri ölçülür. Bu ölçüm, cihaza ilave edilmiş bir mikroskop yardımıyla ölçme ekranına aktarılarak, ölçüm ekranındaki hareketli iki cetvel yardımıyla, köşegenlerin uzunluklarının ayrı ayrı ölçülüp ortalamasının alınmasıyla yapılmaktadır (159, 162). Mikroskop üzerindeki iki paralel çizgi, piramitin köşelerine teğet şekilde ayarlanır. Mikroskopta alt-üst köşenin ve sağ-sol köşenin ölçümleri ayrı ayrı yapılır ve elde edilen değerlerin ortalaması alınır (154).

Vickers sertlik değeri (VHN), test yükünün iz alanına bölümünmesi ile elde edilir. $VHN = 1.854 \times \text{kuvvet} / (\text{taban köşegeni})^2$ formülü kullanılır. Elde edilen iz alanı ne kadar küçük olursa Vicker's sertlik değeri o kadar büyük olur ve materyalin daha sert olduğunu gösterir (154).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Sivas il merkezindeki diş hekimlerinin kompozit rezin polimerizasyonu ve ışık cihazlarına yaklaşımlarını incelemek, ayrıca kullanılan ışık cihazlarının ışık şiddetini ve bu cihazlar kullanılarak polimerize edilmiş kompozit örneklerinin yüzey sertlik derecelerini ölçerek ışık cihazlarının güvenilirliklerini belirlemek amacıyla

planlanan bu çalışmaya Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurul Başkanlığı tarafından 17.04.2015 tarihli 2015-04/16 no'lu etik kurul onayı alınarak başlanmıştır.

3. 1. Anketin Hazırlanması ve Uygulanması

Çalışmaya Sivas il merkezinde bulunan özel kliniklerde ve Sivas Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi'nde (ADSM) çalışmakta olan tüm diş hekimleri ile Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde (DHF) Restoratif Diş Tedavisi, Çocuk Diş Hekimliği, Endodonti, Protetik Diş Tedavisi ve Ortodonti Ana Bilim Dallarında çalışmakta olan tüm diş hekimlerinin dahil edilmesi planlanmıştır. Çalışmaya başlamadan önce anketlerin uygulanması ve ışık kaynaklarının değerlendirilmesi ile ilgili T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye Kamu Hastaneleri Kurumu Sivas Kamu Hastaneleri Birliği Genel Sekreterliği'nden ve Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'ndan gerekli izinler alınmıştır. Anketi cevaplayan diş hekimlerinin isim bilgileri sorulmamıştır.

Anketler özel kliniklerde çalışmakta olan 29, Sivas Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi'nde 54 ve Cumhuriyet Üniversitesinde 50 diş hekimine olmak üzere toplam 133 diş hekimine dağıtılmış ve çalışmanın detayları anlaşılır bir şekilde açıklandıktan sonra katılımcılardan sözlü ve yazılı olarak onay alınmış ve onam formu imzalatılmıştır. Sivas Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi'nde anket formu dağıtılan diş hekimlerinden 1 kişi onam formunu imzalamak istememiş bu nedenle de çalışmaya dahil edilmemiştir. Yine Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi'ndeki 4 diş hekimi soruların bir kısmına eksik cevap verdikleri için çalışma dışı bırakılmıştır.

Çeşitli literatürlerden yararlanılarak hazırlanan anket formu diş hekimlerinin sosyodemografik özellikleri, kompozit rezinlerin polimerizasyonu ve ışık cihazları ile ilgili soruları içermektedir.

Anketin ilk altı sorusu diş hekimlerinin cinsiyeti, yaşı, meslekten sonraki çalışma yılı, çalışmakta olduğu kurum, uzmanlık durumu ve varsa hangi bölümde olduğuna dair sosyodemografik soruları içermektedir.

7-10. sorular arasında diş hekimlerine meslek içi eğitim, kongre, seminer vb. faaliyetlere katılıp katılmadıkları, en son ne zaman katıldıkları, ışık cihazlarıyla ilgili

bilgilerini güncelleyip gncellemedikleri ve eğer gncelliyorlarsa hangi kaynakları kullandıklarına dair sorular yöneltilmiştir.

Özel kliniklerde dağıtılan anketlerde 11. ve 12. sorularda hangi tür ışık cihazı kullanıldığı ve markası sorulmuştur. 11. soru Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi'nde ve Diş Hekimliği Fakültesi'nde kullanılan cihazlar ihale usulü ile alındığı ve hekimlerin kendi tercihleri olmadığı için bu kurumlarda özel kliniğiniz olsa hangi tür ışık cihazını tercih edersiniz şeklinde değiştirilmiştir. Bu nedenle özel kliniklere sorulan sorular diğer kurumlarda sorulan sorulardan bir tane fazla olmuş özel kliniklerde toplam 26 değerlerinde 25 soruluk anket dağıtılmıştır.

Özel kliniklerde 13-15. sorular ile diğer kurumlardaki 11-13. sorular hekimlerin ışık cihazlarından memnuniyetleri ile ilgilidir, memnun kalma ya da kalmama nedenlerini yazmaları istenmiştir.

Takip eden diğer sorularda ışık cihazını ne kadar süredir kullandıkları, hangi modda kullandıkları, ışık cihazının ışık yoğunluğunun kaç mW/cm² olduğu gibi ışık cihazına yönelik sorular iletilmiştir.

Özel kliniklerde 20-23. sorular, diğer kurumlarda 19-22. sorular, hekimlerin kompoziti kaviteye ne kadar kalınlıkta yerleştirdikleri, polimerizasyon için kaç saniye ışık uyguladıkları, polimerizasyon esnasında ışık cihazının ucunu nasıl konumlandırırdıkları ve üretici firmanın talimatlarına ne derece uydukları ile ilgilidir. Bu sorularda diş hekimlerinin kompozit rezin polimerizasyonu ile ilgili uygulamaları değerlendirilmek istenmiştir.

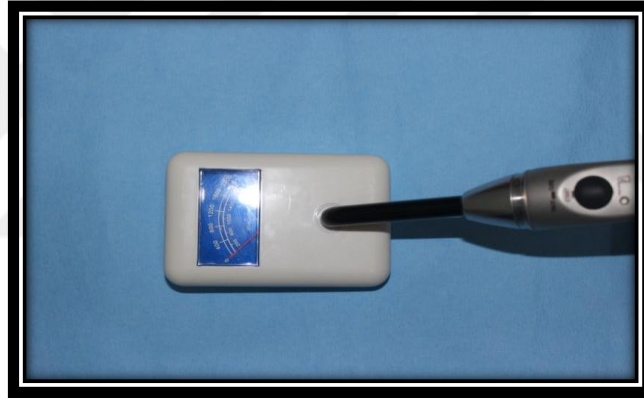
Özel klinikte 24 ve 25. sorular ve diğer kurumlardaki 23 ve 24. sorularda hekimlerin ışık cihazının gücünü kontrol edebilecekleri bir radyometrenin bulunup bulunmadığı sorulmuş ve cevabı olumlu olan hekimlerin cihazlarının gücünü ne sıklıkta kontrol ettiği öğrenilmek istenmiştir. Son soruda ise ışık cihazlarının sterilizasyonunun nasıl yapıldığı sorulmuştur.

3. 2. Işık Kaynaklarının Deformasyon ve Atık Varlığı, Kullanım Yılı, Ucunun apı ve Işık Yoğunluğu Yönünden Değerlendirilmesi

Diş hekimlerinin kullanmakta oldukları ışık cihazlarını değerlendirmek için, cihazın ışık çıkışında deformasyon varlığı ve kompozit artıklarının bulunup

bulunmaması açısından cihazlar incelenmiştir. Cihazların ne kadar süredir kullanıldığı diş hekimlerine sorulup kaç yıllık cihazlar olduğu not edilmiştir. Ayrıca her bir cihazın ucunun çapı bir kumpas yardımıyla ölçülüp kaydedilmiştir.

Işık cihazlarının ışık yoğunlukları bir LED radyometre (Peng Lim Enterprise Co, LTD, Taiwan) (Şekil 3. 1) kullanılarak ölçülmüştür. Bu radyometre 0-2000 mW/cm² yoğunluk ölçümleri için kalibre edilmiştir. Tam ışık şiddetini yakalayabilmek için ışık cihazı 10 saniye çalıştırdıktan sonra ölçümler yapılmıştır. Ölçümler, cihazın ucu sensör yüzeyine dokunmadan mümkün olduğunca yakın konumlandırılarak yapılmıştır. Her bir ışık cihazı ile 3 ölçüm yapıp final ışık şiddeti değerlerinin elde edilebilmesi için bu 3 değerın ortalaması alınmıştır. Tüm testler kişisel farklılıklardan kaynaklanan hatayı ortadan kaldırmak amacıyla tek bir araştırmacı tarafından yapılmıştır.



Şekil 3. 1. LED Radyometre.

3. 3. Test Örneklerin Hazırlanması

Işık cihazlarını değerlendirmek için son olarak kullanılmakta olan ışık cihazları ile polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin Vickers yüzey sertliği ölçümleri yapılmıştır.

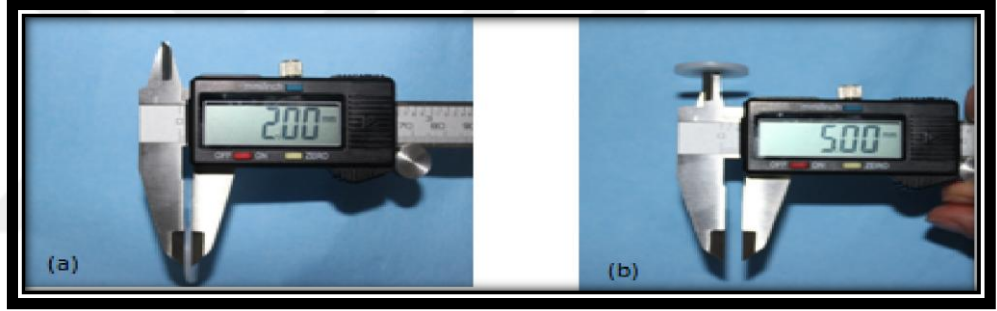
Çalışmamızda bir nano-hibrit radyoopak kompozit rezin olan Filtek Z550 (3M ESPE, St.Paul,MN,ABD) kullanılmıştır (şekil 3. 2). Bu kompozit hem ön hem de arka grup dişlerin restorasyonlarında kullanılır. İnorganik içerik, yüzey modifiye zirkonyum/silika ve 20 nm yüzey modifiye silika partikülünün karışımıyla oluşur ve miktarı ağırlıkça % 81,8 (hacimce % 67,8)'dir. Silika partikül boyutu 20 nm iken

zir-konyum/silika partikül boyutu 0.1-10 mikrondur. Rezin olarak Bis-GMA, UDMA, Bisfenol-A ethoxylated dimetakrilat (Bis-EMA) ve TEGDMA içerir.



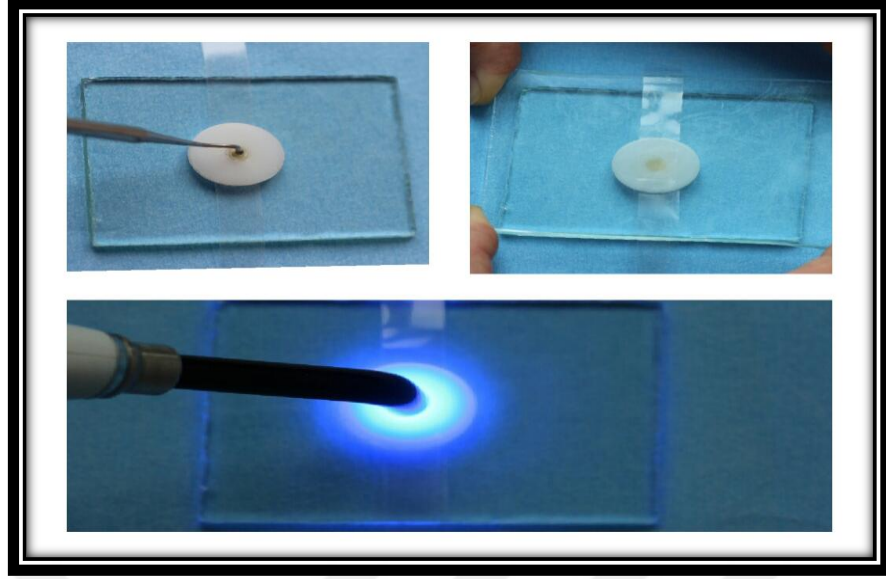
Şekil 3. 2. Filtek Z550 Nanohibrit Kompozit.

Çalışmamızda test edilecek örneklerin hazırlanması için 5 mm çapında ve 2 mm derinliğinde teflon kalıplar kullanılmıştır (Şekil 3. 3).



Şekil 3. 3. Teflon kalıpların çapı ve boyutu a) boyutu, b) çapı.

Örnekler hazırlanırken bir camın üzerine önce şeffaf bant sonra teflon kalıp yerleştirilmiştir. Kompozit rezin bir siman fulvarı yardımıyla hava kabarcığı kalmayacak şekilde yerleştirilmiş ve ağız spatülü yardımıyla fazlalıkları alınmıştır. Ardından önce şeffaf bant daha sonra cam yerleştirilerek sabit bir basınçla bastırılmıştır. Böylece fazla kısmın uzaklaştırılması, homojen bir yapı oluşması ve oksijen inhibisyon tabakasının oluşmaması sağlanmıştır. Diş hekimlerinin kullanmakta oldukları ışık cihazları kullanılarak kompozit rezine dik olacak şekilde 40 sn süreyle polimerize edilmiştir (Şekil 3. 4). Özel klinikler, Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi ve Fakültede toplam 121 adet ışık cihazı ile 121 adet örnek hazırlanmıştır.



Şekil 3. 4. Kompozit örneklerinin hazırlanması.

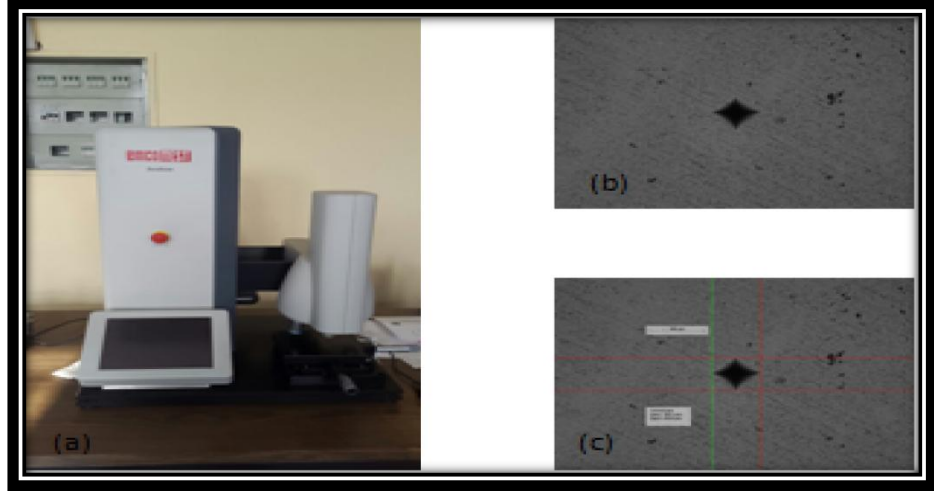
Tesviye ve polisaj işlemleri Sof-Lex XT (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) ekstra ince disk sistemi kullanılarak yapılmıştır. Üzerleri alüminyum oksit (Al_2O_3) ile kaplanmış olan diskler bir mandren vasıtasıyla yüzeye uygulanmıştır. Diskler kalın grenliden inceye doğru su soğutması altında 15-20 sn süreyle uygulanmış ve mandrenin yüzeye değmesinden kaçınılmıştır. Diskler dört örnekte bir yenisiyle değiştirilmiştir. Her bir disk kullanımından sonra yüzey yıkanmıştır.

Örnekler sertlik ölçümü öncesinde ışık almayacak kaplar içerisinde $37^{\circ}C$ de 7 gün süreyle distile su ortamında bekletilmiştir.

3. 4. Yüzey Sertliği Ölçümü

Mikrosertlik testi Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde DuraScan (Emcotest, Kuchl-Salzburg/Austria) Vickers test cihazı kullanılarak yapılmıştır (Şekil 3. 5).

Mikrosertlik cihazında 500 g yük 10 sn uygulanarak her bir örneğin alt ve üst yüzeyinden üçer adet ölçüm yapılmıştır. Örneklerin yüzeyine dik konumlanmış vickers ucuyla yapılan ölçümlerin sonuçları bilgisayar programı kullanılarak hesaplanmıştır. Her yüzeyden yapılan 3 ölçümün ortalaması o yüzeyin yüzey sertlik değeri olarak belirlenmiştir.



Şekil 3. 5. a) Vickers sertlik ölçüm cihazı, b) İzin görüntüsü, c) İzin ölçümü.

3. 5. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS (ver: 22,0) programına yüklenerek verilerin değerlendirilmesinde parametrik test varsayımları yerine getirildiğinde (Kolmogorof –Simirnov) Varyans Analizi, Tukey Testi, parametrik test, iki ortamla arasındaki farkın önemlilik testi varsayımları yerine getirilmediğinde Man Whitney U testi kullanılmış ve yanılma düzeyi 0,05 olarak alınmıştır.

4. SONUÇLAR

4. 1. Demografik Özellikler

Anket Sivas il merkezinde çalışmakta olan toplam 128 diş hekimine uygulandı. Ankete katılanların 79'u (%61,7) erkek, 49'u (%38,3) kadındı (Tablo 4. 1). En küçük yaş 23, en büyük yaş 70 olup yaş değerleri $32,86 \pm 9,38$ olarak bulundu.

Tablo 4. 1. Ankete katılanların cinsiyete göre dağılımları.

Cinsiyet	N	%
Erkek	79	61,7
Kadın	49	38,3
Toplam	128	100,0

Ankete katılan hekimler arasında 0-4 yıl arası çalışanların sayısı 47 (%36,7), 5-9 yıl çalışanların sayısı 36 (%28,1), 10-14 yıl çalışanların sayısı 25 (%19,5), 15-19

yıl çalışanların sayısı 10 (%7,8) ve 20 yıl ve daha fazla süre çalışanların 10 (%7,8) idi (Tablo 4. 2).

Tablo 4. 2. Ankete katılanların çalışma süresine göre dağılımları.

Çalışma Süresi	N	%
0-4 yıl	47	36,7
5-9 yıl	36	28,1
10-14 yıl	25	19,5
15-19 yıl	10	7,8
20 + yıl	10	7,8
Toplam	128	100,0

Çalışma özel klinikler, Sivas Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi ve Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde uygulanmıştır. Çalışmaya katılanların 29'unu (%22,7) özel kliniklerde çalışan diş hekimleri oluştururken, 49'unu (%38,3) ADSM ve 50'sini (%59,1) DHF'de çalışan diş hekimleri oluşturmaktaydı. (Tablo 4. 3)

Tablo 4. 3. Ankete katılanların çalıştığı kuruma göre dağılımı.

Çalıştığı Kurum	N	%
Özel	29	22,7
ADSM	49	38,3
DHF	50	39,1
Toplamı	128	100,0

Çalışmaya katılan diş hekimlerinden 20 (%15,6) kişi uzmanlığının olduğunu, 72 (%56,3) kişi herhangi bir uzmanlığının olmadığını, 36 (%28,1) kişi ise uzmanlık öğrenciliğinin devam ettiğini belirtti. Uzmanlığı olan veya uzmanlık öğrenciliği devam eden diş hekimleri arasında 12 (%21,4) kişi Protetik Diş Tedavisi, 7 (%12,5) kişi Endodonti, 14 (%25) kişi Ortodonti uzmanıydı. Restoratif Diş Tedavisi ve Çocuk Diş Hekimliği uzmanlarının sayısı eşit ve 11 (%19,6) kişiydi. Tüm Diş hekimleri arasında Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi uzmanı olan sadece bir diş hekimi bulunmaktaydı (Tablo 4. 4).

Tablo 4. 4. Uzmanlık alanlarına göre diş hekimlerinin dağılımı.

Uzmanlık Alanı	N	%	%
Tedavi	11	8,6	19,6
Protez	12	9,4	21,4
Pedodonti	11	8,6	19,6
Endodonti	7	5,5	12,5
Ortodonti	14	10,9	25,0
Cerrahi	1	,8	1,8
Total	56	43,8	100,0
Uzmanlığı Olmayan	72	56,3	
Toplam	128	100,0	

4. 2. Diş Hekimlerinin Anket Sorularına Verdikleri Cevaplar

Ankette öncelikle diş hekimlerinin katıldıkları seminer, kongre ve meslek içi eğitimler ile kompozit polimerizasyonu ve ışık kaynakları ile ilgili bilgilerini ne oranda güncelledikleri sorularına yanıt arandı. Öncelikli olarak hekimlere meslek içi eğitim, kongre, seminer vb. faaliyetlere katılıyor musunuz sorusu iletildi ve cevabı evet olanların en son ne zaman katıldıkları araştırıldı. 128 diş hekiminden 99'u (%77,3) evet katılıyorum derken geriye kalan 29 (%22,7) kişinin cevabı hayır katılmıyorum oldu. Özel kliniklerde bilimsel faaliyetlere katılım oranı %72,4, ADSM'de %71,4 ve DHF'de %86 olarak tespit edildi. Uzman diş hekimlerinin %95'i, uzmanlığı olmayanların %69,4'ü ve uzmanlık öğrenciliği devam edenlerin %83,3'ü bu faaliyetlere katıldığını belirtti.

Cevabı evet olanlardan en son böyle bir faaliyete 0-1 yıl önce katıldığını söyleyenlerin sayısı 67 (%67,7) iken 2-3 yıl önce katıldığını söyleyenlerin sayısı 30 (%30,3) idi. 4 yıl ve daha fazla süre önce katıldığını söyleyen ise 2 (%2) diş hekimi bulunmaktaydı (Tablo 4. 5).

Tablo 4. 5. Diş hekimlerinin seminer vb faaliyetlere en son katılım yılları.

En son katılım yılı	N	%	%
0-1 yıl	67	52,3	67,7
2-3	30	23,4	30,3
4 + yıl	2	1,6	2,0
Toplam	99	77,3	100,0
Katılmayan	29	22,7	
Toplam	128	100,0	

Çalışmaya katılanlara kompozit rezinlerin polimerizasyonu ve ışık kaynakları ile ilgili bilgilerinizi güncelliyor musunuz diye sorulduğunda katılımcıların 54'ü (%42,2) evet, 35'i (%27,3) hayır ve 39'u (%30,5) kısmen yanıtını verdi (Tablo 4. 6). Uzman diş hekimlerinin %80'i, uzmanlığı olmayan hekimlerin %63,88'i ve uzmanlık öğrenciliği devam edenlerin %75'i bilgilerinin güncellediğini söyledi.

Tablo 4. 6. Diş hekimlerinin bilgilerinin güncelleme durumuna göre dağılımı.

Bilgi güncelleme	N	%
Evet	54	42,2
Hayır	35	27,3
Kısmen	39	30,5
Toplam	128	100,0

Bilgilerimi güncelliyorum diyen diş hekimlerine bilgilerinin güncellerken hangi kaynağı kullandıkları soruldu ve bu soru için birden fazla şıkkı işaretlemelerine izin verildi. Kongre ve seminerlere katılarak cevabını veren 7 (%8), kitap ve dergileri kullandığını söyleyen 11 (%12,5), internet aracılığı ile diyen 22 (%25) kişi vardı. Firmalar kanalıyla cevabını veren sadece bir diş hekimi oldu. Birden fazla şık işaretleyenler içinde iki şık işaretleyenlerin sayısı 27 (%30,7), üç şık işaretleyenlerin sayısı 15 (%17) ve her dört şıkkı da işaretleyenlerin sayısı 5 (%5,7) idi (Tablo 4. 7).

Tablo 4. 7. Diş hekimlerinin bilgilerini güncelleme yolları.

Hangi kaynak	N	%	%
Kongre, seminer	7	5,5	8,0
Kitap, dergi	11	8,6	12,5
Firmalar	1	0,8	1,1
İnternet	22	17,2	25,0
2 şık işaretleyenler	27	21,1	30,7
3 şık işaretleyenler	15	11,7	17,0
4 şikkı da işaretleyenler	5	3,9	5,7
Toplam	88	68,8	100,0
Hiç güncellemeyen	40	31,3	
Toplam	128	100,0	

Katılımcılara yöneltilen bir diğer soru da ışık cihazlarından duydukları memnuniyet oldu. 128 diş hekiminden 86'sı (%67,2) memnunum, 9'u (%7) memnun değilim derken 33 (%25,8) diş hekimi kısmen cevabını verdi (Tablo 4. 8).

Tablo 4. 8. Diş hekimlerinin ışık cihazlarından duydukları memnuniyet.

Memnuniyet Oranı	N	%
Evet	86	67,2
Hayır	9	7,0
Kısmen	33	25,8
Toplam	128	100,0

Memnun olduğunu belirten katılımcılara memnun kalma sebepleri sorulduğunda yeterli polimerizasyon sağladığını düşünenler ile hızlı polimerizasyon elde ettiklerini söyleyenler çoğunlukta idi. Polimerizasyonun yeterli olduğunu söyleyen 32 (%36,4), hızlı polimerizasyon sağlıyor diyen 29 (%33), gücünün iyi olduğunu söyleyen 7 (%8), sorunsuz çalıştığını ve hastaların problem ile geri dönüşlerinin olmadığını söyleyen 13 (%14,8), yeni ve dayanıklı cevabını veren 3 (3,4) ve ergonomik ve kullanımının kolay olduğu cevabını veren 3 (%3,4) kişi bulunmaktaydı. 1 kişi ise ışık cihazının ünite monte olması sebebiyle memnun olduğunu belirtti (Tablo 4. 9).

Tablo 4. 9. Diş hekimlerini ışık cihazından neden memnun olduğunun dağılımı.

Memnun Olma Sebebi	N	%	%
Polimerizasyon yeterli	32	25,0	36,4
Polimerizasyon hızlı	29	22,7	33,0
Gücü iyi	7	5,5	8,0
Sorunsuz çalışıyor, geri dönüş yok	13	10,2	14,8
Ünite monte olması	1	,8	1,1
Yeni ve dayanıklı	3	2,3	3,4
Ergonomik, kullanımı kolay	3	2,3	3,4
Toplam	88	68,8	100,0
Memnun olmayan	40	31,3	
Toplam	128	100,0	

Neden memnun olunduğu gibi memnun değilim diye cevap verenlere de neden memnun olmadığı sorusu iletildi. Memnun değilim diyenler arasında polimerizasyonun yetersiz olduğunu düşünen 5 (%38,5) diş hekimi vardı. Güç göstergesi ve mod ayarı olmadığı için memnun olmayan 4 (%30,8), polimerizasyon süresinin uzun olmasından şikayetçi olan 1 (%7,7), eski ve gücünün az olduğunu düşünen 3 (%23,1) kişi bulunmaktaydı (Tablo 4. 10).

Tablo 4. 10. Diş hekimlerinin ışık cihazlarından neden memnun olmadığının dağılımı

Memnun Olmama Sebebi	N	%	%
Polimerizasyon yeterli değil	5	3,9	38,5
Güç göstergesi ve mod ayarı yok	4	3,1	30,8
Polimerizasyon süresi uzun	1	,8	7,7
Eski ve gücü az	3	2,3	23,1
Toplam	13	10,2	100,0
Memnun olanlar	115	89,8	
Toplam	128	100,0	

Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi'nde ve fakültede görev yapmakta olan diş hekimlerine eğer özel bir klinikleri olsaydı hangi tür ışık cihazını tercih edecekleri sorusu soruldu. Bu soru için en fazla verilen yanıt %71,7 ile LED ışık cihazları oldu. ADSM ve fakültede çalışan 99 diş hekiminin 71'i LED cevabını verdi. Halojen ışık

cihazını tercih ederim diyen 5 (%5,1) ve diğer cevabını veren 1 (%1,0) diş hekimi vardı. 22 (%22,2) diş hekimi ise bu konuda fikri olmadığı yanıtını verdi (Tablo 4. 11).

Tablo 4. 11. ADSM ve DHF’de görevli hekimlerinin hangi tür cihazı tercih ettikleri.

Hangisini tercih ederdiniz	N	%
Halojen	5	5,1
LED	71	71,7
Diğer	1	1,0
Fikrim yok	22	22,2
Toplam	99	100,0

Özel kliniği olan diş hekimleri kullandıkları cihazları kendileri tercih ederek aldıkları için ADSM ve fakültede hangi ışık cihazını tercih edersiniz şeklinde sorulan soru özel kliniklerde hangi cihazı kullanıyorsunuz olarak soruldu. Özel kliniği olan 29 diş hekiminden 20’si (%69) LED ışık cihazı, 5’i (%17,2) halojen ışık cihazı kullandığını söylerken 4 (%13,8) kişi bilmediğini söyledi (Tablo 4. 12).

Tablo 4. 12. Özel kliniği olan diş hekimlerinin hangi tür cihazı kullandığının dağılımı.

Hangi tür cihazı kullanıyorsunuz?	N	%
Halojen	5	17,2
LED	20	69,0
Bilmiyorum	4	13,8
Toplam	29	100,0

Kullanmakta olduğunuz ışık cihazı kaç yıllık bir cihazdır sorusuna 0-3 yıl cevabını verenlerin sayısı çoğunluğu oluşturmaktaydı. 0-3 yıldır diyen 98 (%76,6) kişi mevcuttu. 4-6 yıl cevabını veren 18 (%14,1), 7-9 yıl ile 10 yıl ve daha fazla süre diyenlerin sayısı eşit ve 6 (%4,7) kişiydi (Tablo 4. 13).

Tablo 4. 13. Diş hekimlerinin ışık cihazlarını kullanım süresine göre dağılımı.

Ne zamandır kullanıyorsunuz?	N	%
0-3 yıl	98	76,6
4-6 yıl	18	14,1
7-9 yıl	6	4,7
10+ yıl	6	4,7
Toplam	128	100,0

Işık cihazınızı günde ortalama kaç kere kullanıyorsunuz sorusuna katılımcıların cevabına bakıldığında; günde 3 kere ve daha az kullananların sayısı 43 (%33,6), 4-6 kere kullananların sayısı 40 (%31,3), 7-9 kere kullananların sayısı 29 (%27) ve 10 kere ve daha fazla kullananların sayısı 16 (% 12,5) idi (Tablo 4. 14).

Tablo 4. 14. Diş hekimlerinin ışık cihazını günlük ortalama kullanım sayısı.

Günde kaç kere kullanıyorsunuz?	N	%
≤3 kere	43	33,6
4-6 kere	40	31,3
7-9 kere	29	22,7
≥10 kere	16	12,5
Toplam	128	100,0

Katılımcılara ışık cihazlarını hangi modda kullandıkları soruldu. %80,5 gibi büyük bir oranla katılımcıların çoğunluğu standart başlangıçlı cevabını verdi. Standart başlangıçlı kullandığını söyleyen 103 kişi vardı. Kademeli güç artışı (step-curing) cevabını veren 16 (%12,5), düzenli artan güçte (ramped-curing) cevabını veren 7 (%5,5), ara verilmiş kademeli güç (pulse-delay) cevabını veren 2 (%1,6) diş hekimi vardı (Tablo 4.15).

Tablo 4. 15. Diş hekimlerinin ışık cihazını kullandıkları modlar.

Hangi modda kullanıyorsunuz?	N	%
Kademeli güç artışı	16	12,5
Düzenli artan güç	7	5,5
Ara verilmiş kademeli güç	2	1,6
Standart başlangıçlı	103	80,5
Toplam	128	100,0

Cihazlarının ışık yoğunluğunun kaç mW/cm^2 olduğu sorusuna katılımcıların 6'sı (%4,7) 0-399 mW/cm^2 , 20'si (%15,6) 400-699 mW/cm^2 , 35'i (%27,3) 700-999 mW/cm^2 ve 67'si (%52,3) 1000 ve üzeri cevabını verdi (Tablo 4. 16).

Tablo 4. 16. Diş hekimlerinin cihazlarının ışık yoğunluğu hakkındaki görüşleri.

Işık yoğunluğu ne kadar	N	%
0-399 mW/cm^2	6	4,7
400-699 mW/cm^2	20	15,6
700-999 mW/cm^2	35	27,3
1000+ mW/cm^2	67	52,3
Toplam	128	100,0

Kompozit rezinlerin diş hekimlerince kaç mm kalınlığında yerleştirilip ışınlandığının sorgulandığı soruya en fazla verilen yanıt 2 mm oldu. Katılımcılardan 91 (%71,1) kişi 2 mm, 23 (%18,0) kişi 3-4 mm, 7 (%5,5) kişi 1 mm kalınlıkta yerleştirip ışınlandığını söylerken, 7 (%5,5) kişi tüm kaviteyi doldurduktan sonra ışınlarını cevabını verdi (Tablo 4. 17).

Tablo 4. 17. Diş hekimlerinin kompozit rezini yerleştirme kalınlığı.

Yerleştirilen kompozit kalınlığı	N	%
1 mm	7	5,5
2 mm	91	71,1
3-4 mm	23	18,0
Tamamen doldururum	7	5,5
Toplam	128	100,0

Kompozit rezini polimerize etmek için ışığı ne kadar uygularsınız şeklindeki soruya 13 (%10,2) diş hekimi 10 sn, 54 (%42,2) diş hekimi 20 sn, 19 (%14,8) diş hekimi 30 sn ve 42 (%32,8) diş hekimi 40 sn yanıtını verdi (Tablo 4. 18).

Tablo 4. 18. Diş hekimlerinin kompozit rezine ışık uygulama süresi.

Uygulama süresi	N	%
10 sn	13	10,2
20 sn	54	42,2
30 sn	19	14,8
40 sn	42	32,8
Toplam	128	100,0

Diğer bir soruda diş hekimlerinin kompozit rezinin polimerizasyonu sırasında ışık cihazının ucunu hangi yönde konumlandıklarını yazmaları istendi. 109 (%85,2) diş hekimi uygulanan bölgeye dik bir şekilde konumlandırıp ışınladığını, 14 (%10,9) diş hekimi kompozite açılı konumlandığını, 4 (%3,1) diş hekimi yön belirtmeksizin en yakın mesafeden ışınladığını ve 1 diş hekimi de dairesel bir şekilde ışınladığını söyledi (Tablo 4. 19).

Tablo 4. 19. Diş hekimlerinin kompozit rezini ışınlama yönü.

İşinlama yönü	N	%
Dikey	109	85,2
Açılı	14	10,9
En yakın mesafe	4	3,1
Dairesel	1	0,8
Toplam	128	100,0

Katılımcılara kompozit rezinin polimerizasyonunda üretici firmanın talimatlarına ne kadar uydukları soruldu. Katılımcıların %25,8'ini oluşturan 33 diş hekimi firma talimatlarını hiç okumadığını söyledi. 34 (%26,6) diş hekimi ise tamamen uyarak önerdikleri minimum süreyi uyguladığını cevabını verdi. Önerdikleri minimum sürenin biraz daha fazlasını uyguladığını diyen 57 (%44,5) kişi ve ışık

kaynağım çok güçlü olduğu için önerilen sürenin biraz daha azını uygulamam diyen 4 (%3,1) kişi vardı (Tablo 4. 20).

Tablo 4. 20. Diş hekimlerinin üretici firma talimatlarına uyma oranı.

Talimata uyma	N	%
Hiç okumam	33	25,8
Tamamen uyarım	34	26,6
Daha fazla uygulamam	57	44,5
Daha az uygulamam	4	3,1
Toplam	128	100,0

Kliniğinizde ışık cihazınızın ışık yoğunluğunu ölçebileceğiniz bir radyometreniz mevcut mu sorusuna evet diyen 30 (%23,4) ve hayır diyen 98 (%76,6) diş hekimi vardı. Evet cevabını veren diş hekimlerinden ne sıklıkta ışık cihazının yoğunluğunu kontrol ettikleri sorusunu cevaplamaları istendi. Evet cevabını veren 30 kişiden 4'ü (%13,3) haftada bir kere, 6'sı (%20) ayda bir kere, 13'ü (%43,3) 2-6 ayda bir kere ve 7'si (%23,3) daha fazla aralıklarla kontrol ettiğini söyledi (Tablo 4. 21).

Tablo 4. 21. Diş hekimlerinin ışık cihazının ışık yoğunluğunu radyometre ile kontrol etme sıklığı.

Kontrol sıklığı	N	%	%
Haftada bir kez	4	3,1	13,3
Ayda bir kez	6	4,7	20,0
2-6 ayda bir	13	10,2	43,3
Daha fazla aralıkla	7	5,5	23,3
Toplam	30	23,4	100,0
Radyometre olmayan	98	76,6	
Toplam	128	100,0	

Son olarak ışık cihazınızın temizliğini nasıl yaparsınız diye soruldu. Katılımcılardan 66 (%51,6) kişi sprey şeklinde bir dezenfektanı direkt uygulayarak temizlediğini, 42 (%32,8) kişi dezenfektanlı bir mendil ile silerek temizlediğini, 12 (%9,4) kişi streç film veya dispozible bir koruyucu kullandığını ve 7 (%5,5) kişi hem

dezenfektan hem de streç film kullandığını söyledi. Sadece 1 kişi ışık cihazının ucunu otoklavda temizlediği yanıtını verdi (Tablo 4. 22).

Tablo 4. 22. Diş hekimlerinin ışık cihazını temizleme yöntemleri.

Temizliğini nasıl yaparsınız?	N	%
Sprey şeklinde dezenfektanla	66	51,6
Dezenfektanlı mendil ile silerek	42	32,8
Otoklavla	1	,8
Streç film veya dispozipte koruyucular ile	12	9,4
Dezenfektan ve streç film ile	7	5,5
Toplam	128	100,0

4. 3. Işık Cihazları İle İlgili Bulgular

Sivas il merkezinde özel klinikler, Sivas Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi ve Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan toplam 121 adet ışık kaynağı değerlendirildi. Cihazların 116'sı (%95,9) LED ışık cihazı ve 5'i (%4,1) QTH ışık cihazıydı (Tablo 4. 23).

Tablo 4. 23. Işık cihazlarının türlerine göre dağılımı.

Türü	N	%
LED	116	95,9
Halojen	5	4,1
Total	121	100,0

Toplamda 22 farklı markada 26 değişik modelde cihaz bulunmaktaydı. Cihazların 46 (%38) tanesi Woodpecker, 23 (%19) tanesi Turbo Top Light, 14 (%11,6) tanesi Valo, 7 (%5,8) tanesi Cicada, 5 (%4,1) tanesi SVD Dental, 3 (%2,5) tanesi 3M Espe Elipar ve 3 (%2,5) tanesi LY-B 200 Built in marka cihazlardı. Penguin, Great Start, Gnatus, Visible Light CU-80 ve Monitex marka cihazlardan 2'ser tane bulunmaktaydı. Optilux, Seasky, Bluephase, Hilux, Elca T LED, De-Ga, Lunar, Ajax, Rainbow ve Phonex marka ışık cihazlarından ise birer adet bulunmaktaydı.

İlk olarak ışık cihazlarının ne kadar süredir kullanımda oldukları değerlendirildi. Kullanım yılları 1 hafta ile 21 yıl arasında değişmekteydi. Cihazların yılları 4 gruba ayrılarak incelendi. Cihazların %43'ünün 0-1 yıllık yeni cihazlar olduğu görüldü. 2-3 yıllık cihazlar 35 (%28,9) adet, 4-5 yıllık cihazlar 22 (%18,2) adet ve 6 yıl ve daha uzun süredir kullanılan cihazlar 12 (%9,9) adetti (Tablo 4. 24).

Tablo 4. 24. Işık cihazlarının kullanım yıllarına göre dağılımları.

Cihaz Yılı	N	%
0-1yıl	52	43,0
2-3yıl	35	28,9
4-5yıl	22	18,2
6+yıl	12	9,9
Toplam	121	100,0

Işık cihazlarının uç kısımları kompozit-adeziv artıklarının yapışmış olması ve kırık-aşınma mevcudiyeti açısından değerlendirildi ve cihazların 64 (%52,9) tanesinde artık-kırık olduğu saptandı (Tablo 4. 25).

Tablo 4. 25. Işık cihazlarının ucunda artık-kırık bulunmasına göre dağılımları.

Işık Cihazının Ucunun Durumu	N	%
Artık-kırık var	64	52,9
Artık-kırık yok	57	47,1
Toplam	121	100,0

Işık cihazlarının uç kısımları çaplarına göre değerlendirildiğinde ucu ince (7 mm) olan 80 (%66,7) tane, kalın (10 mm) olan 40 (%33,3) tane cihaz bulunmaktaydı. Bir ışık cihazının ucu tamamen kırılmış olup hiç ucu bulunmamaktaydı (Tablo 4. 26).

Tablo 4. 26. Işık cihazlarının uçlarının çaplarına göre dağılımları.

Ucunun Çapı	N	%
İnce	80	66,7
Kalın	40	33,3
Toplam	120	100,0

Cihazların ışık yoğunluğu ölçüldüğünde 13 adet cihazın yeterli kabul edilen 400 mW/cm^2 değerinden daha düşük olduğu görüldü. Yoğunluğu $400\text{-}699 \text{ mW/cm}^2$ olan cihazlar ile $700\text{-}999 \text{ mW/cm}^2$ olan cihazların sayısı eşit ve 14 (%11,6) adetti. 80 (%66,1) tane cihazın ışık yoğunluğu ise 1000 mW/cm^2 ve daha fazlaydı (Tablo 4. 27).

Tablo 4. 27. Işık cihazlarının ışık yoğunluklarına göre dağılımları.

Işık yoğunluğu	N	%
$0\text{-}399 \text{ mW/cm}^2$	13	10,7
$400\text{-}699 \text{ mW/cm}^2$	14	11,6
$700\text{-}999 \text{ mW/cm}^2$	14	11,6
$1000 + \text{ mW/cm}^2$	80	66,1
Toplam	121	100,0

Yıllara göre cihazların ışık yoğunlukları karşılaştırıldı ve farklılık önemli bulundu. ($p < 0,05$) Yıllara göre değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında; 0-1 ile 4-5 yıl arasındaki farklılık ve 0-1 ile 6 ve daha fazla yıllık cihazlar arasındaki farklılık anlamlı bulunurken ($p < 0,05$) diğer yıllar arasındaki farklılık anlamsız bulundu (Tablo 4. 28).

Tablo 4. 28. Yıllara göre ışık yoğunluğu değerlerinin karşılaştırılması (* $p < 0,05$, Varyans analizi ve Tukey testi, Farklı harfler istatistiksel farkı göstermektedir).

Yıllara göre ışık yoğunluğu	N	Ortalama	Standart Sapma	Sonuç
0-1yıl	52	1377,88 ^a	477,88	F=5,06 P=0,002*
2-3yıl	35	1237,14	655,44	
4-5yıl	22	960,00 ^c	517,12	
6+yıl	12	841,66 ^{cd}	501,73	
Toplam	121	1208,01	571,05	

Yıllara göre kırık-artık olan ve olmayan cihazların ışık yoğunluğu değerleri Man Whitney U testi kullanılarak karşılaştırıldığında aralarındaki farklılık anlamlı değildi (Tablo 4. 29).

Tablo 4. 29. Yıllara göre artık-kırık olan ve olmayan cihazların ışık yoğunluğu değerlerinin karşılaştırılması (Man Whitney U testi).

Cihaz yılı	Ucunun durumu	N	Ortalama	Standart sapma	Sonuç
0-1yıl	Yoğunluk Artık-kırık var	26	1348,07	517,20	P=0,562
	Artık-kırık yok	26	1407,69	443,32	
2-3yıl	Yoğunluk Artık-kırık var	23	1267,39	736,48	P=0,494
	Artık-kırık yok	12	1179,16	487,32	
4-5yıl	Yoğunluk Artık-kırık var	10	724,00	500,53	P=0,055
	Artık-kırık yok	12	1156,66	461,21	
6+yıl	Yoğunluk Artık-kırık var	5	680,00	544,97	P=0,432
	Artık-kırık yok	7	957,14	475,59	

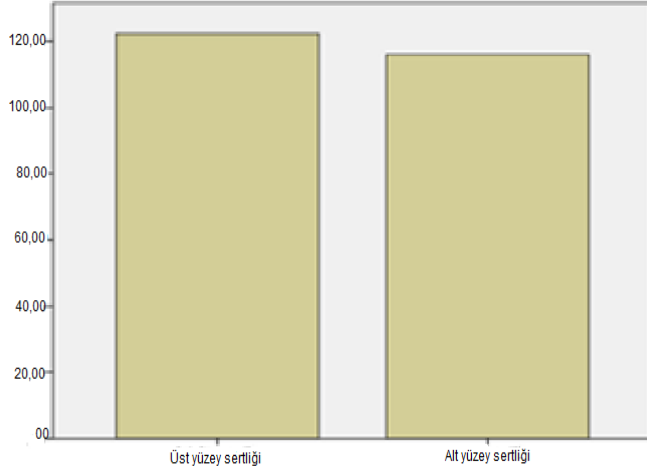
Ucunun çapına göre ışık cihazlarının ışık yoğunlukları karşılaştırıldı. Bir ışık cihazının ucu olmadığı için değerlendirmeye alınmadı. Değerler ışık yoğunluğu yönünden karşılaştırıldığında 7 mm çaplı ve 10 mm çaplı cihazlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p > 0,005$) (Tablo 4. 30).

Tablo 4. 30. Cihazın ucunun çapına göre ışık yoğunluğu değerlerinin dağılımı (İki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi).

Ucunun boyutuna göre ışık yoğunluğu değerleri	N	Ortalama	Standart sapma	Sonuç
İnce	80	1177,50	494,84	T=0,81
Kalın	40	1279,25	704,27	P=0,416
Toplam	120			

4. 4. Vickers Mikrosertlik Testi Bulguları

Tüm ışık cihazlarından alınan kompozit rezin örneklerinin alt ve üst yüzeylerinden 3'er ölçüm yapılarak 3 ölçümün ortalaması yüzey sertlik değeri olarak kabul edildi (Şekil 4. 1).



Şekil 4. 1. Alt ve üst yüzey sertliği ortalamaları.

Işık cihazlarının kullanım yıllarına göre üst ve alt yüzey sertlik değerleri karşılaştırıldı. Yıllara göre üst yüzey sertlik ölçümleri karşılaştırıldığında farklılık önemli bulundu ($p < 0,05$). Yıllara göre değerler karşılaştırıldığında; 2-3 yıl ile 4-5 yıl ve 2-3 yıl ile 6 yıl ve daha fazla süre kullanılan cihazlar arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p < 0,05$) diğer yıllar arasındaki fark önemsiz bulundu (Tablo 4. 31).

Tablo 4. 31. Yıllara göre üst yüzey sertliklerinin karşılaştırılması (* $p < 0,05$, Varyans analizi ve Tukey testi, Farklı harfler istatistiksel farkı göstermektedir).

Üst yüzey sertliği	N	Ortalama	Standart sapma	Sonuç
0-1yıl	52	122,4692	5,13567	F=3,65 P=0,015*
2-3yıl	35	123,9229 ^b	4,17894	
4-5yıl	22	120,6773 ^c	3,86226	
6+yıl	12	119,8000 ^{cd}	3,90896	
Toplam	121	122,2992	4,69648	

Cihazların kullanım yıllarına göre alt yüzey sertlik ölçümleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı (Tablo 4. 32).

Tablo 4. 32. Yıllara göre alt yüzey sertlik değerlerinin karşılaştırılması (Varyans analizi).

Alt yüzey sertliği	N	Ortalama	Standart sapma	Sonuç
0-1yıl	52	116,5396	7,38159	F=1,32 P=0,268
2-3yıl	35	116,9429	7,02639	
4-5yıl	22	114,5500	5,06273	
6+yıl	12	113,1500	7,22666	
Toplam	121	115,9583	6,92818	

Işık cihazlarının kullanım yıllarına göre artık-kırık olan ve olmayan cihazların sertlik değerleri karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı (Tablo 4. 33).

Tablo 4. 33. Yıllara göre ucunda artık-kırık olan cihazların sertliklerinin karşılaştırılması (İki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi).

Cihaz yılı	Ucunun durumu	N	Ortalama	Standart sapma	Sonuç	
0-1yıl	Üst yüzey	Artık-kırık var	26	121,41	5,24	t=1,50
	sertliği	Artık-kırık yok	26	123,52	4,89	P=0,139
	Alt yüzey	Artık-kırık var	26	115,25	7,52	T=1,26
	sertliği	Artık-kırık yok	26	117,82	7,14	P=0,212
2-3yıl	Üst yüzey	Artık-kırık var	23	124,08	4,41	T=0,31
	sertliği	Artık-kırık yok	12	123,60	3,85	P=0,753
	Alt yüzey	Artık-kırık var	23	118,06	6,78	T=1,32
	sertliği	Artık-kırık yok	12	114,78	7,26	P=0,193
4-5yıl	Üst yüzey	Artık-kırık var	10	119,96	3,97	T=0,78
	sertliği	Artık-kırık yok	12	121,27	3,83	P=0,440
	Alt yüzey	Artık-kırık var	10	113,19	6,77	T=1,16
	sertliği	Artık-kırık yok	12	115,68	2,87	P=0,260
6+yıl	Üst yüzey	Artık-kırık var	5	118,84	2,99	T=0,70
	sertliği	Artık-kırık yok	7	120,48	4,55	P=0,499
	Alt yüzey	Artık-kırık var	5	109,14	8,44	T=1,77
	sertliği	Artık-kırık yok	7	116,01	5,01	P=0,106

Cihazların ışık yoğunluklarına göre alt ve üst yüzey sertlik değerleri karşılaştırıldı. Işık yoğunluğuna göre sertlik ölçümleri karşılaştırıldığında hem üst yüzey hem de alt yüzey sertlik değerleri için farklılık önemli bulundu ($p<0,05$). Üst yüzey sertliği yönünden ışık yoğunluğu değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında; 0-399 mW/cm² ile 1000 mW/cm² üzeri olanlar ve 400-699 mW/cm² ile 1000 mW/cm² ve üzeri olanlar arasındaki farklılık anlamlı bulunurken ($p<0,05$) diğerleri önemsiz bulunmuştur. Alt yüzey sertliği ışık yoğunluğuna göre ikişerli karşılaştırıldığında; 0-399 mW/cm² ile 1000 mW/cm² ve üzeri, 400-699 mW/cm² ile 1000 mW/cm² ve üzeri ve 700-999 mW/cm² ile 1000 mW/cm² ve üzeri ışık yoğunluğu olan cihazlar arasındaki farklılık önemli bulunurken ($p<0,05$) diğerleri önemsiz bulunmuştur (Tablo 4. 34).

Tablo 4. 34. Cihazların ışık yoğunluğuna göre alt ve üst yüzey sertlik değerlerinin karşılaştırılması (* $p < 0,05$, Varyans analizi ve Tukey testi, Farklı harfler istatistiksel farkı göstermektedir).

Cihazların ışık yoğunlukları	N	Ortalama	Standart sapma	Sonuç
0-399 mW/cm ²	13	119,96 ^{aef}	5,96	F=7,55 P=0,001*
400-699 mW/cm ²	14	118,25 ^{abef}	3,44	
Üst yüzey sertliği 700-999 mW/cm ²	14	121,48	5,41	
1000 + mW/cm ²	80	123,52 ^{def}	3,98	
Toplam	121	122,29	4,69	
0-399 mW/cm ²	13	107,08 ^e	8,57	F=18,93 P=0,001*
400-699 mW/cm ²	14	111,52 ^e	5,68	
Alt yüzey sertliği 700-999 mW/cm ²	14	113,96 ^e	7,25	
1000 + mW/cm ²	80	118,52 ^f	4,88	
Toplam	121	115,95	6,92	

5. TARTIŞMA

Kompozit rezin restorasyonlar günümüzde hastalar tarafından daha çok tercih edilmekte ve diş hekimleri de sık sık bu restorasyonları kullanmaktadır (163-165). Kompozit restorasyonların başarısı, uygun bir ışık uygulanması, ışık kaynağı, hazırlanan kavitenin yeri ve boyutu, oral hijyen gibi diş hekimi ve hastayla ilgili bir çok faktöre bağlıdır (165).

Monomer olarak adlandırılan küçük moleküllerin, geniş bir zincir ya da bir molekül ağı oluşturmak üzere kimyasal olarak bağlanarak daha büyük bir molekül oluşturması işlemine polimerizasyon denir. Polimerizasyon, kompozit rezin restorasyonların klinik başarısını etkileyen en önemli faktörlerden bir tanesidir (166).

Kompozit rezinin polimerizasyonunun yetersiz olması materyalin mekanik ve fiziksel özelliklerini etkilemektedir. Kompozitte renklenme, kırılma direncinin azalması, mikro sızıntı, daha fazla aşınma olması, artan su emilimi, restorasyonun bağlantısının azalması ve restorasyonun kaybı gibi olumsuzluklar görülebilir (167). Ayrıca eksik polimerizasyona bağlı olarak materyal içerisinde kalan artık monomerler, dentin tübüllerinden geçerek pulpada geri dönüşümsüz hasarlara neden

olabilirler. Bu sebeple materyalin biyolojik özellikleri ve restorasyonun kalitesi kullanılan ışık cihazlarından oldukça etkilenmektedir (168). Bir kompozit rezinin polimerizasyonun yeterliliği, materyalin kompozisyonu, kompozitin uygulanış yöntemi ve ışık cihazının özelliklerine bağlıdır (101).

Bu çalışmada, bir anket uygulanarak Sivas il merkezindeki diş hekimlerinin kompozit rezin polimerizasyonu ve ışık cihazlarına yaklaşımları incelenmek istenmiştir. Ayrıca kullanılan ışık cihazları deformasyon, atık varlığı, kullanım yılı, ucunun çapı ve ışık şiddeti yönünden değerlendirilerek ve bu cihazlar kullanılarak polimerize edilmiş kompozit örneklerinin yüzey sertlik dereceleri ölçülerek ışık cihazlarının durumunu belirlemek amaçlanmıştır.

Çalışmaya katılanların %61,7'si erkek, %38,3'ü kadın olup; yaşları 23 ile 70 arasında değişmektedir ve yaş ortalaması $32,86 \pm 9,38$ yıldır. Buna göre katılımcıların çoğunluğunu erkek diş hekimleri oluşturmaktadır. Yaş ortalamasına bakıldığında ise katılımcıların büyük bir kısmını genç diş hekimlerinin oluşturduğu görülmektedir.

Katılımcıların meslekte çalışma yılları incelendiğinde en fazla %36,7'lik bir oranla henüz 0-4 yıldır çalışan diş hekimlerinin olduğu görülmektedir. Bunu 5-9 yıldır çalışan diş hekimleri %28,1'lik oranla takip etmektedir. Katılımcıların %19,5'ini 10-14 yıldır meslekte olan diş hekimleri oluştururken 15-19 yıl, 20 yıl ve daha fazla zamandır bu meslek olan diş hekimleri %7,8'lik aynı yüzdeyi paylaşmaktadır. Sonuçlara baktığımızda çoğunluğu, meslekte daha yeni olan ve muhtemelen fakülteden yakın zamanda mezun olmuş diş hekimlerinin oluşturduğu sonucu çıkarılabilir.

Hao ve ark. (111) benzer bir çalışmayı Çin'in Changchun şehrindeki özel kliniklerde uygulamışlardır. Maghaireh ve ark. da (169) aynı şekilde Ürdün de bulunan özel kliniklerde benzer bir çalışma yapmışlardır. Al Shaafi ve ark. (165) ise Suudi Arabistan Krallığı'nın çeşitli kamu kuruluşlarında çalışmalarını yürütmüşlerdir. Sebep olarak da bu kurumlarda diş tedavilerinin ücretsiz olmasını ve bu nedenle diş tedavilerinin %80'inin bu kurumlarda yapılmasını göstermişlerdir. Santini ve Turner'in (9) Birleşik Krallıklar'da yaptıkları çalışmada ise hem özel klinikler hem de hastanede çalışan diş hekimleri çalışmaya dahil edilmiştir.

Biz de Santini ve Turner'in (9) çalışmasına benzer şekilde özel kliniklerin yanında devlet kurumlarında çalışmakta olan diş hekimlerini de çalışmamıza dahil ettik. Sivas il merkezindeki özel klinikler ile Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi'ndeki tüm diş hekimleri çalışmaya alınırken diş hekimliği fakültesinde ışık cihazını kullanmayan Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi, Radyoloji ve Periodontoloji Anabilim Dalları çalışma dışı bırakılmıştır. ADSM'de çalışan 49, fakültede çalışan 50 ve özel kliniklerde çalışan 29 diş hekimi çalışmaya katılmıştır. Santini ve Turner'in çalışmasında 159 kişi özel kliniklerde, 13 kişi hastanede çalışırken 5 kişinin ücretli çalıştığı söylenmiştir. Bizim çalışmamızda bu çalışmanın aksine özel kliniklerde çalışanların sayısının devlet kurumunda çalışanlara göre daha az olduğu görülmektedir.

Çalışmaya katılanlar arasında uzmanlık durumu olmayan 72 diş hekimi tüm diş hekimlerinin %56,3'ünü oluşturmaktadır. Uzmanlık öğrenciliği devam eden 36 diş hekimi bulunurken, uzmanlığı olanlar 20 diş hekimiyle en az sayıyı oluşturmaktadır. Özel kliniklerde sadece 2 diş hekimi uzman iken ADSM'de uzmanlık öğrenciliği devam eden 1 ve uzman olan 2 diş hekimi bulunmaktadır. Diğer bütün uzman diş hekimleri ve uzmanlık öğrenciliği devam eden hekimler DHF'de bulunmaktadır. Çalışmaya katılanların arasında uzmanlık durumu olanların çoğunluğunu 14 kişi ile ortodontistler oluşturmaktadır. Restoratif Diş Tedavisi ve Çocuk Diş Hekimliği uzmanları eşit sayıda ve 11 kişi iken Protetik Diş Tedavisi uzmanları 12 kişidir. Çalışmaya katılan 7 endodontist ve özel kliniği olan diş hekimleri arasında 1 tane cerrah bulunmaktadır.

Her meslek grubunda olduğu gibi diş hekimliğinde de yeni gelişmeler ve ilerlemeler olmaktadır. Teknolojideki gelişmelere bağlı olarak sürekli yeni malzemeler piyasaya sürülmekte ve yeni teknikler geliştirilmektedir. Bu durum da diş hekimliğinde sürekli eğitimi zorunlu kılmakta, meslek hayatı boyunca seminer, kongre, konferans gibi etkinliklere katılmayı önemli hale getirmektedir.

Çalışmamızda bu durum göz önüne alınarak katılımcıların kongre ve seminerlere katılma durumları sorgulanmıştır. Sonuçlar diş hekimlerinin mesleki eğitime verdikleri önemi ortaya koymaktadır. Katılımcıların 99 kişiden oluşan %77,3'lük kısmı seminer ve kongrelere katıldığını söylemiştir. Bilimsel faaliyetlere

katılmıyorum diyen diş hekimi sayısı 29'dur. Özcan (170) 2005 yılında Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi öğrencilerinin ve mezunlarının mesleki alışkanlıklarını sorguladığı anket araştırmasında katılımcıların %52'sinin mesleki kongrelere katılmayı tercih ettiklerini belirtmiştir. Bizim çalışmamızda daha yüksek oranda kongre ve seminerlere katılımın olduğu görülmektedir.

Seminerlere katılım oranı özel kliniklerde %72,4, benzer şekilde ADSM'de %71,4 iken DHF'de %86'dır. ADSM ve özel kliniklere göre DHF'de katılımın daha fazla olmasının, eğitimin bir parçası olmasından ya da kongre ve seminerlerden daha kolay bir şekilde haberdar olunmasından kaynaklandığı düşünülebilir.

Çalışmaya katılan 20 uzman diş hekiminden sadece bir kişi (%95) herhangi bir bilimsel faaliyete katılmadığını söylemiştir. Uzmanlık öğrenciliği devam edenlerden %83,3'ü bu faaliyetlere katılırken, uzmanlığı olmayan hekimlerin %69,4'ü katılmaktadır. Uzmanlık durumuyla beraber kongre ve seminerlere katılım oranlarının da arttığı görülmüştür.

Katılıyorum cevabını verenlerin %67,7'si en son 1 yıldan daha az bir süre önce bu tarz bir faaliyete katıldığını belirtmiştir. Evet cevabını verenlerin %30,3'ü en son 2-3 yıl içerisinde katıldıklarını belirtmişler ve sadece 2 diş hekimi ise 4 yıl ve daha fazla süre önce katıldığını belirtmiştir. Tüm katılımcılara baktığımız zaman herhangi bir seminer veya kongreye uzun süre önce katılan diş hekimlerinin sayısı oldukça azdır.

Restoratif diş hekimliğinde yapılan restorasyonun kalitesi için kullanılan materyallerin ve cihazların yapıları çok önemlidir. Özellikle ışık ile polimerize olan kompozit rezinlerin kullanımında ışık cihazının önemi göz ardı edilemez (171). Diş hekimliği alanındaki teknolojik gelişmelere paralel olarak ışık cihazlarında da zamanla yeni gelişmeler olmakta ve firmalar her geçen gün farklı özelliklerde cihazları piyasaya sürmektedirler. Yakın zamana kadar halojen cihazlar sıklıkla kullanılırken günümüzde LED cihazların popülerliği artmaktadır. Daha hızlı, kavitenin en derin kısmında etkili polimerizasyon sağlayan ve geniş dalga boyu aralığı sayesinde kamferokinon dışındaki başlatıcılar için de etkili olan LED cihazlar geliştirilmiştir (172, 173). Aynı şekilde zamanla kompozit rezinlerde de fiziksel ve estetik açıdan daha geliştirilmiş ürünler ve çeşitli polimerizasyon teknikleri

tanıtılmaktadır. Bu da iyi bir restorasyon yapabilmek için cihazı ve kompoziti tanıma gereksinimi oluşturmakta ve bu malzemeler hakkındaki bilgileri tazeleme gereği doğurmaktadır. Bu amaçla çalışmamızda diş hekimlerine kompozit rezinlerin polimerizasyonu ve ışık cihazlarıyla ilgili bilgilerinizi güncelliyor musunuz sorusu yöneltildi.

Çalışmaya katılanların %42,2'sinin cevabı evet olurken %27,3'ü hayır cevabını vermiştir. Geriye kalan %30,5'lik kısım ise bilgilerini kısmen güncellediğini söylemiştir. Bilgilerini hiç güncellemediğini söyleyen diş hekimleri tüm katılımcılar arasında büyük bir kısmı oluşturmaktadır. Bilgileri güncelleme yollarına baktığımızda %25'lik oranla en fazla internetin kullanıldığı görülmektedir. Günümüz teknolojisinde internetin yeri düşünülecek olursa bu sonuç hiç şaşırtıcı değildir. Kitap ve dergileri takip ettiğini söyleyenler evet cevabını verenlerin %12,5'lik kısmını, kongre ve seminer cevabını verenler %8'lik kısmını oluşturmaktadır. Firmaları takip ettiğini söyleyen sadece 1 kişi bulunmaktadır. İnternete oranla dergi ve kitaplar ile kongre ve seminerlerin bilimsel dayanağının daha güçlü ve güvenilir olmasına rağmen bu yollarla bilgilerini güncelleyenler daha az sayıda bulunmaktadır.

Bu soru için birden fazla şık işaretlenmesine müsaade edilmiştir. Bilgilerini güncelleyenlerin %30,7'si 2 şıkkı, %17'si 3 şıkkı ve %5,7'si tüm şıkları işaretlemiştir. Birden fazla şık işaretleyenlerin toplamına baktığımızda evet diyenlerin yaklaşık yarısını oluşturduğu görülmektedir ki bu da diş hekimlerinin tek bir kaynağa bağlı kalmadan çeşitli yollarla bilgilerini güncellediklerini göstermektedir.

Uzman diş hekimlerinin %80'inin ışık cihazları ve kompozit polimerizasyonu ile ilgili bilgilerini güncellediği, bunların da %75'inin birden fazla kaynak kullandığı görülmüştür. Kitap ve dergileri kullanma oranları diğer hekimlere göre daha fazladır. Uzmanlığı olmayan hekimlerin %63,88'i bilgilerimi güncelliyorum cevabını vermiştir. Bu hekimler arasında birden fazla çeşit kaynak kullananların oranı %41,3'tür. Uzmanlık öğrenciliği devam edenlerin %75'i bilgilerini güncellediğini söylemiş ve %59,25'i birden fazla kaynak kullandığını belirtmiştir. Uzman hekimlerin diğerlerine oranla hem bilgilerini güncelleme oranının hem de kullandığı kaynak çeşitliliğinin daha fazla olduğu görülmektedir.

Polimerizasyon için ideal bir ışık kaynağı mümkün olan en kısa süre içerisinde rezin esaslı kompozitin tam polimerizasyonunu sağlayacak seviyede ışık şiddetine sahip olmalıdır (174).

Katılımcıların kullandıkları cihazlardan duydukları memnuniyet araştırıldığında %67,2'sinin memnun olduğu görülmüştür. %25,8'i bu soruya kısmen derken %7'lik çok küçük bir oran da hayır yanıtı vermiştir. Santini ve Turner'in (9) yaptıkları çalışmada %43,5'i çok memnunum, %41,8'i az memnunum, %7,3'ü kararsızım, %6,2'si az memnun değilim ve %1,1'i de hiç memnun değilim demiştir. Az memnun değilim ve hiç memnun değilim diyenlerin toplamına bakıldığında sonuçların bizim çalışmamızla benzer olduğu görülmektedir.

Santini ve Turner'in (9) çalışmalarında LED ışık cihazı olanların farklı cihazlara sahip olan hekimlere oranla daha memnun olduklarını görmüşlerdir. Bunun nedeni LED cihazların daha hafif, portatif, etkili ve dayanıklı, ışınlama performansı olarak daha iyi olması olarak gösterilmiştir. Bizim çalışmamızda diş hekimlerinin %95,9'unun LED cihaza sahip olmasından dolayı istatistiksel olarak anlamlı olmayacağı için böyle bir kıyas yapılamamıştır fakat katılımcıların memnun kalma sebepleri incelendiğinde benzer sonuçların olduğu görülmektedir. Katılımcılardan ışık cihazlarından neden memnun olduklarını yazmaları istendiğinde, %36,4 oranında polimerizasyonun yeterli olduğu, %33 oranında polimerizasyonun hızlı olduğu, %8 oranında gücünün iyi olduğu, %14,8 oranında hasta geri dönüşlerinin olmadığı, %3,4 oranında yeni ve dayanıklı olduğu, %3,4 oranında ergonomik ve kullanımının kolay olduğu ve %1,1 oranında ünite monte olduğu cevabı gelmiştir.

Katılımcılar arasında ışık cihazından memnun olmadığını söyleyenlerin verdikleri cevaplar hemen hemen memnun olanların verdiği cevapların tam tersi şeklindedir. Gelen cevaplar polimerizasyonun yetersiz olduğunu düşünüyorum, polimerizasyon hızı yavaş, cihazım eski ve gücü az, cihaza ait bir güç göstergesi yok ve cihazın mod ayarı yok şeklinde olmuştur. Memnun olma ve olmama nedenlerine bakıldığında diş hekimlerinin yeterli bir polimerizasyonun yanında aynı zamanda hızlı bir polimerizasyon da arzuladıkları görülmektedir. Bu sonuç firmaların daha hızlı polimerizasyon sağlayan ışık cihazı üretme kaygılarında haklı olduklarını destekler niteliktedir.

Quartz-Tugsten Halojen (QTH) ışık cihazları eski popülerliğini zamanla kaybetmekte ve klinisyenlerin birçoğu artık LED ışık cihazlarını daha fazla tercih etmektedirler. Hatta birçok üretici kendi ürettikleri QTH cihazları yavaş yavaş piyasadan çekmektedirler (9, 175). Halojen ışık cihazların kullanım ömürlerinin kısa olması (40–100 saat), polimerizasyon esnasında meydana gelen ısının azaltılması için soğutucu fan kullanılması, ışık kaynağının gücünde zamanla azalma oluşması gibi dezavantajları diş hekimlerinin bu cihazları daha az tercih etmelerine neden olmuştur. LED ışık kaynaklarının ise klinik ömürleri uzundur (10.000 saat) ve zamanla ışık gücünde azalma meydana gelmemektedir. Ayrıca; polimerizasyon sırasında ısı oluşturmaması ve dişlere ısı iletmemesi, polimerizasyon sürelerinin kısa olması, kablosuz, hafif ve ergonomik olmaları gibi sebeplerle kısa sürede yaygınlaşmıştır (136, 150, 176). LED ışık cihazlarıyla ilgili gelişmeler devam etmekte ve firmalar tarafından yeni ürünler geliştirilmektedir. Son zamanlarda 4 mm derinliğe kadar etkili polimerizasyon sağlayabildiği söylenen bir cihaz piyasaya sürülmüştür. Firma bu cihaz ile derin alanlarda daha paralel ve uniform ışık uygulanabileceğini ve aproksimal kutunun tabanında dahi güvenilir bir polimerizasyon sağlanacağını iddia etmektedir (172). Bunun dışında çoklu LED cihazı olarak adlandırılan bir üçüncü nesil LED cihazı geniş dalga boyuna sahip LED cihazı olarak tanıtılmıştır. Bu cihazda, firmanın bildirdiğine göre kamferokinon için bir adet birincil LED ampul ve daha düşük dalga boylu ışık üreten dört adet aksesuar LED ampul bulunur. Bu sayede kamferokinon dışında fotobaşlatıcı içeren diğer rezinleri de polimerize edebilir. Devam eden bu gelişmeler LED cihazlarını daha tercih edilir kılmaktadır (173).

2011 yılında Birleşik Krallıklar'da yapılan bir çalışmada hangi tür ışık cihazını kullandıkları sorusu hekimlere sorulmuş ve katılımcıların %57'si LED, %25'i QTH ve %2'si plazma ark cevabını vermiş, %17'si ise bilmediğini söylemiş ya da cevap vermemiştir (9). Biz çalışmamızda sadece özel kliniklerde hangi tür ışık cihazı kullanıyorsunuz diye sorduk. %69'u LED yanıtını verirken %17,2'si QTH cevabını vermiştir. %13,8'i ise hangi tür cihaz kullandığını bilmediğini söylemiştir. Her iki çalışmada da LED cihazların QTH'dan daha fazla olduğu görülmektedir.

Aynı soru ADSM ve DHF'de çalışanlara ışık cihazları kendi tercihleri doğrultusunda değil de ihale usulü alındığı için hangi tür cihazı kullanıyorsunuz

şeklinde sorulmamıştır. Bunun yerine eğer özel bir kliniğiniz olsa hangi tür cihazı tercih ederiniz şeklinde sorulmuştur. ADSM ve fakültede çalışan hekimlerin tercihi de yine LED cihazlar yönündedir. %71,7'lik önemli bir kısım LED cihaz tercih edeceğini belirtirken QTH tercih ederim diyenler %5,1 ile sınırlı kalmıştır. 1 diş hekimi diğer cevabını verirken %22,2'si fikrim yok demiştir. Bilmiyorum cevabını veren hekimler ile fikrim yok diyen hekimlerin sayısı azımsanacak bir oran değildir. Işık cihazları ile alakalı meslek içi eğitimler yapılarak bu oranın azalması mümkün olabilir. Bu iki kurumda diş hekimlerine kullandıkları cihazın türü sorulmamasına karşın kullanılan cihazlar tarafımızca incelenmiş ve 91 cihazdan sadece birisinin QTH olduğu tespit edilmiştir.

Işık cihazlarının polimerizasyon açısından etkinliğini etkileyen pek çok faktörden birisi de kullanım süresidir. Halojen bir ışık cihazının yaklaşık ömrü 40-100 kullanım saati olarak belirtilirken, LED ışık cihazları için bu süre daha fazladır ve yaklaşık 10.000 kullanım saati kadardır (136, 151).

Çalışmaya katılan diş hekimlerine kullandıkları cihazların kaç yıllık olduğu sorulduğunda %76,6'sı 3 yıl ve daha kısa sürelik olduğunu söylemiştir. 4-6 yıllık cihazı olduğunu söyleyen hekimler %14,1'lik dilimi oluştururken 7-9 yıl ve 10 yıl ve daha fazla süredir kullanımda olan cihazı olduğunu söyleyenlerin sayısı % 4,7'şerlik oranlar ile daha azdır.

Martin'in (177) Avusturalya'da yaptığı çalışmada cihazların yılları 3 grupta incelenmiştir. Çalışmada katılımcıların %48,7'sinin 5yıl ve daha az sürelik, %44,2'sinin 6-10 yıllık ve %7,1'inin 10 yıldan daha fazla sürelik cihaz kullandığı belirtilmiştir. Aynı çalışmada 13 kişi cihazını kaç yıldır kullandığını hatırlamadığını söylemektedir. Hao ve ark.'nın (111) yaptığı çalışmada, ışık cihazlarının ortalama yıllarının 3,96 yıl olduğu ve 6 yıldan uzun süredir kullanılan ışık cihazı sayısının daha az olduğu belirtilmiştir. Maghaireh ve ark.'nın (169) Ürdün'de yaptığı çalışmada ise katılımcıların %14'ü 1 yıldan daha az süredir kullandığını söylerken, %27'si 1-3 yıldır, %20'si 3'ten fazla-6 yıl arası, %38'i 6 yıldan fazla zamandır kullandığını söylemiştir. Bu çalışmada da 5 kişi kaç yıldır kullandığını hatırlamamaktadır.

Bizim çalışmamız ile Hao ve ark.'nın (111) ve Martin'in (177) çalışmalarında benzer şekilde daha yeni ışık cihazlarının ağırlıklı olarak kullanıldığını söylemek mümkündür. Bunun aksine Maghaireh ve ark.'nın (169) çalışmasında 6 yıldan daha uzun süredir kullanılan eski cihaz sayısının fazla olduğu görülmektedir.

Işık cihazı kullanıldığı süre kadar kullanım sıklığından da etkilenmektedir. Çok sık kullanılan bir cihaz ömrünü az sıklıkta kullanılan bir cihaza göre daha çabuk tamamlayacaktır. Ayrıca şarjlı ve pilli olan LED ışık cihazlarında sık kullanımda daha dikkatli olmak gerekmektedir. Strydom sık kullanılan cihazların etkinliği azaldığı için 5 yıl kullanımdan sonra değiştirilmesini tavsiye etmiştir (178). Bu nedenle katılımcıların ışık cihazlarını kullanım sıklığı incelenmiştir.

Maghaireh ve ark. (169) kullanım sıklığını araştırmak için en son ne zaman ışık cihazınızı kullandınız şeklinde sormuşlar ve bugün, bu hafta içinde ve 2 hafta önce olarak üç grupta değerlendirmişlerdir. Yine aynı çalışmada gün boyunca yaklaşık kaç kere kullanıyorsunuz sorusu sorulmuş ve katılımcıların %40'ı 3 ve daha az, %42'si 4 ve 6 arası, %17'si ise 6'dan fazla yanıtını vermiştir. Hao ve ark. (111) ise sadece günde kaç kere kullanıyorsunuz şeklinde sormuşlar ve katılımcıların günde ortalama 3,4 kez kullandıkları sonucuna varmışlardır.

Biz de çalışmamızda Hao ve ark. (111) gibi yalnızca ışık cihazınızı günde kaç kere kullanıyorsunuz sorusunu ilettik. Günde 3 kere ve daha az (%33,6) kullandığını söyleyenler ile 4-6 kere (%31,3) kullandığını söyleyenlerin sayısı birbirine yakındır ve en fazla oranı oluşturmaktadır. Her üç çalışmada da kullanım sıklığının benzer olduğu, 6 kez ve daha fazla kullananların sayısının az olduğu görülmektedir.

Günümüzde sıklıkla tercih edilen LED ışık cihazlarının ışık güçleri halojen cihazlarla karşılaştırıldığında çok daha yüksektir. Işık gücünün fazla olması nedeniyle daha iyi bir polimerizasyon ve kısalmış polimerizasyon süresi beklenmektedir (101). Bununla beraber yapılan birçok araştırmada, ışık cihazının gücünün yüksek olmasının polimerizasyon büzülmesini arttırdığı gösterilmektedir. Bu durum polimerizasyon reaksiyonunun hızlı olmasının kompozit rezin materyalinin viskozitesinde hızlı bir artışa neden olması ve hızla akışkanlığını kaybeden materyalin polimerizasyon büzülmesini kompanse edememesi ile

açıklanmaktadır (179). Polimerizasyon büzülmesini dengeleyebilmek amacıyla kompozit rezinin daha yavaş polimerize edilmesi gerektiği, bu nedenle düşük ışık şiddetiyle başlayan polimerizasyon tekniklerinin kullanılması araştırmacılar tarafından önerilmektedir (180, 181).

Yap ve Soh (182), farklı LED cihazlarını kullanarak yaptıkları çalışmada 2 mm kalınlığındaki kompozit rezini standart ve düşük ışık şiddeti ile başlayan modlar ile polimerize etmişler ve incelenen tüm LED ışık cihazlarında standart polimerizasyon tekniğinde daha düşük yüzey sertliği değerleri elde etmişlerdir. 2009 yılında yapılan başka bir çalışmada standart ve soft start polimerizasyon teknikleri kullanılmış ve standart teknik ile soft starta göre daha düşük dentin bağlantısı saptanmıştır (183).

Küçükyılmaz ve ark. (184) üç farklı polimerizasyon moduna sahip bir LED ışık kaynağının, kalsiyum silikat içerikli pulpa kaplama ajanının polimerizasyonu esnasında pulpa odasında oluşturduğu ısı değişikliğini değerlendirdikleri çalışmalarında farklı ışık modlarından kaynaklı intrapulpal ısı değişiminin en fazla hızlı (standart) polimerizasyonda olduğunu saptamışlardır.

Katılımcılara polimerizasyon esnasında ışık cihazını hangi modda kullandıkları sorulduğunda %80,5'i standart mod cevabını vermiştir. Geriye kalan %19,5'lik kısım ise soft-start teknikler olan kademeli güç artışı, düzenli artan güçte ve ara verilmiş kademeli güç şıklarından birisini kullandığını söylemiştir. Santini ve Turner'in (9) çalışmasında aynı soruyu çalışmaya katılan diş hekimlerine sormuşlar ve %31,5'inin soft-start teknik kullandığı sonucuna varmışlardır. Bizim çalışmamızda soft-start teknik kullananların sayısı benzer çalışmaya oranla daha düşüktür. Bunun nedeni hekimlerin soft-start teknik ile ilgili bilgilerinin yetersizliğinden kaynaklanabilir. Bununla birlikte süregelen alışkanlıklara bağlı olarak da standart modda kullanıma devam etmekte olabilirler.

Çalışmamız için ziyaret ettiğimiz tüm kliniklerde ışık cihazlarının ışık yoğunlukları bir radyometre aracılığıyla tarafımızdan ölçülüp kaydedilmiştir. Bunun yanında diş hekimlerine ayrıca ışık cihazının ışık yoğunluğu ne kadardır diye sorulup verdikleri cevaplar değerlendirilmiştir. Hekimlerin %52,3'ü cihazının ışık yoğunluğunun 1000 mW/cm^2 'den yüksek olduğunu söylemiştir. %27,3'ü 700 ile 999

mW/cm² arasında, %15,6'sı 400 ile 699 mW/cm² arasında ve %4,7'si 400'den küçük bir değer olduğunu düşünmektedir. Bizim bulduğumuz sonuçlara baktığımızda ise %66,1'inin 1000 mW/cm²'den yüksek olduğu görülmektedir. 400-699 mW/cm² olanlar ile 700-999 mW/cm² olanların oranının eşit ve %11,6 olduğu ve 400 mW/cm²'den düşük olanların %10,7 olduğu bulunmuştur. Aradaki bu farklılık hekimlerin çoğunluğunda bir radyometre olmamasından ve verilen cevapların bir kısmının tahmini cevaplar olmasından kaynaklanmaktadır. Sonuçlar göstermektedir ki yaklaşık %6'lık bir kısım cihazının ışık yoğunluğunun 400 mW/cm²'den düşük olduğunun farkında değildir. Hekimin çıplak gözle cihazın ışık şiddetini değerlendirebilmesi mümkün olamadığı için radyometre kullanmanın önemi diş hekimlerine anlatılmalıdır (94).

Diş hekimlerinin kompozit rezin polimerizasyonunda dikkat etmesi gereken önemli noktalardan biri de, ışığın restorasyonun derin noktalarına penetrasyonunun sağlanmasıdır. Polimerizasyon derinliğini etkileyen önemli etkenler arasında, kullanılan kompozit rezin materyalin kalınlığı ve rengi gösterilebilir (10). ISO 4049/2009 standartlarına göre uygulanması gereken materyal kalınlığı 2 mm olarak bildirilmiştir (185, 186). Attin ve ark. (187) hem rezinler hem de cam iyonmer simanlarda, iyi bir polimerizasyon sağlanabilmesi için, polimerize edilen materyal kalınlığının 2 mm civarında olması gerektiğini belirtmişlerdir. Aynı şekilde Tsai ve ark. (103) 2 mm'den fazla kompozit rezin kalınlığı olduğu durumlarda yeterli seviyede polimerizasyon olamayacağını vurgulamışlardır. Caughman ve ark. (95) 2 mm'lik kalınlığın yeni cihazlar ile rezini polimerize etmek için yeterli bir kalınlık olduğunu rapor etmişlerdir.

Bizim çalışmamızda, çalışmaya katılan diş hekimlerinin %71,1'i kompozit rezini kaviteye 2 mm kalınlığında yerleştirip ışıkla polimerize ettiğini belirtmiştir. Büyük bir oranı birçok araştırmada da tavsiye edildiği gibi 2 mm kompozit yerleştirirken sadece %5,5'lik küçük bir kısım kaviteyi tamamen doldurup ışınladığını söylemektedir.

Kompozit rezin materyallerin mikrosertliklerinin değerlendirildiği çalışmalarda ışık cihazının özellikleri, ışık yoğunluğu ve ışık uygulama sürelerinin kompozitlerin yüzey sertliği üzerine önemli etkileri olduğu bildirilmiştir (188, 189).

Kompozit rezinin 2 mm kalınlığı için önerilen ışınlama süreleri değişiklik göstermektedir. Bazı yazarlar tarafından 60 sn tavsiye edilirken, bazıları tarafından 40 sn önerilmektedir (95, 177). Üreticilerin tavsiyesi 20 ile 40 sn arasında değişirken, daha koyu renkli kompozit rezinlerin daha fazla süre ışınlanması önerilmektedir (177). Etkili bir polimerizasyon için en az 300-400 mW/cm² ışık yoğunluğu olan bir ışık kaynağı ile 2 mm'lik bir kompozit tabakasına 40 sn ışık uygulanarak polimerize edilmesi literatürde geniş bir şekilde önerilmiştir (1, 190).

Lindberg ve ark. (191) LED ve QTH ışık kaynaklarını kullandıkları çalışmalarında örnekleri 20 sn ve 40 sn süreyle polimerize etmişlerdir. 40 sn süreyle ışık uygulanan örneklerde 20 sn süreyle ışık uygulananlara göre polimerizasyon derinliğinin arttığı görülmüştür. Araştırmacılar uygulama zamanının artmasının kullanılan bütün ışık cihazlarında polimerizasyon derinliğinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış sağladığını belirtmişlerdir. Hashimoto ve ark. (192) da kompozit rezinlerin restorasyonlarda yeterli monomer değişim dereceleri için uygulanması gereken ışık süresini 40 sn olarak belirtmişlerdir. Moreira ve ark. (193) asitle pürüzlendirmeli bir adezivi 10 sn, 20 sn ve 40 sn sürelerde polimerize ederek salınan monomer miktarlarını araştırmışlar ve adeziv sistemlerde artırılmış polimerizasyon süresinin artık monomer miktarını ve su emilimini azalttığını bildirmişlerdir. Aynı zamanda, bu araştırmacılar firmalar tarafından tavsiye edilen ışık uygulama sürelerinin yeterli düzeyde olmadığını savunmaktadır. Matsumoto ve ark. (194) da üreticilerin önerdikleri sürelerin tam bir polimerizasyon için genellikle yetersiz olduğunu bildirmişlerdir. LED ve halojen cihazlar ile yapılan bazı çalışmalarda 20 sn ile 40 sn ışık uygulama arasında anlamlı bir fark görülmezken (189, 195) bazı araştırmalar düşük ışık (≤ 400 mW/cm²) yoğunluğuna sahip cihaz kullanımında ek ışınlama süresine ihtiyaç olduğunu bildirmektedir (177, 196).

Maghaireh ve ark. (169) araştırmalarında kompozit polimerizasyonu için hekimlerin %2'sinin 10 sn, %30'unun 20 sn, %18'inin 30 sn ve %41'nin 40 sn süreyle ışık uyguladıklarını bildirmişlerdir. Martin'in (177) çalışmasında hekimlerin %44,2'si 20 sn ve daha az ışık uyguladığını söylemişlerdir fakat aynı çalışmada ışık yoğunluğu 400 mW/cm²'den daha az olan cihazlar tüm cihazların %26'sını oluşturmaktadır ve daha fazla ek süre uygulamasına ihtiyaç vardır.

Çalışmamızda ışık cihazlarının %10,7'sinin ışık şiddeti 400 mW/cm^2 'nin altında bulunmuştur ve bunlar için daha uzun ışık uygulama süresi gerekmektedir. Ancak, cihazının ışık şiddetinin 400 mW/cm^2 'nin altında olduğunu düşünen 6 diş hekiminden 1 kişi 10 sn, 2 kişi 20 sn, 1 kişi 30 sn ve sadece 2 kişi 40 sn ışık uyguladığını belirtmiştir.

Genel olarak bakıldığında ise diş hekimlerinin %52,4'lük oran ile büyük bir kısmı 20 sn veya daha az süre ışık uyguladığını söylemiştir. Bununla beraber birçok diş hekimi (%32,8) yazarlar tarafından sıkça önerilen süre olan 40 sn süreyle ışık uygulamaktadır. Bizim bulduğumuz sonuçlar Martin (177) ve Maghaireh ve ark.'nın (169) çalışmaları ile uyum içindedir.

Rezin esaslı tüm dolgu maddelerinde, polimerizasyon sonrası dolgunun hacminde meydana gelen azalma polimerizasyon büzülmesi şeklinde tanımlanır. Polimerizasyon, ışık kaynağının ucuna en yakın yerden başlar. Polimerizasyon büzülmesi ilk 20 sn içerisinde oluşur ve kompozit rezinin ışık ucuna bakan yüzüne doğru yönelir. Polimerizasyon büzülmesini azaltmak için yapılması gerekenlerden biri de ışık cihazının ucunu restorasyon yüzeyine dik açı ile ve mümkün olan en yakın mesafede konumlandırmaktır (197).

Çalışmamızda diş hekimlerinin çok büyük bir kısmı (%85,2) kompozit rezin polimerizasyonu esnasında ışık cihazının ucunu kompozite dik konumlandığını belirtmişlerdir. Bunların arasında en yakın mesafeden uyguladığını söyleyenlerin sayısı da oldukça fazladır. Diş hekimlerinin çoğunluğunun bu konuda önerilen uygulama şekline uyduklarını söylemek mümkündür.

Diş hekimliğinde ideal bir restorasyon yapmak için kullanılan materyallerin ve cihazların özelliklerini bilmek çok önemlidir. Price ve ark. (198) üreticilerin verdiği bilgilere önem verilmesi gerektiğine dikkat çekmişlerdir. Özel ve ark. (171) en iyi verimin alınması için cihazların üretici firma tavsiyelerine uygun olarak kullanılmasını gerektiğini bildirmektedir. Ermiş ve ark. (199) yaptığı çalışmada test edilen kompozit rezinin türünden bağımsız olarak, yüksek ışık şiddetine sahip LED cihazın üretici firmanın önerdiği sürenin yarısı kadar bir süreyle uygulandığında hem üst, hem de alt yüzeylerdeki sertlik değerlerinin azaldığını saptamışlardır. Yazıcı ve ark. (200) üretici firmanın önerdiği sürede ışık uygulandığında hem düşük enerjili

LED cihazların hem de halojen cihazların yeterli kabul edilen sertlik oranı olan 0,8'den daha fazla sertlik oranı oluşturduğunu fakat QTH ile LED cihazlara göre daha yüksek sertlik oranı elde edildiğini belirtmişlerdir. Bunun aksine Moreira ve arkadaşları (193) polimerizasyon için firmaların önerdiği sürenin yeterli olmadığını iddia etmektedir. Matsumoto ve ark. (194) da aynı şekilde üreticilerin önerdikleri sürelerin tam bir polimerizasyon için genellikle yetersiz olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda kompozit rezinin polimerizasyonu sırasında ışık cihazı kullanımında üretici firma talimatlarına ne kadar uyarsınız şeklinde sorduğumuz soruya diş hekimlerinin %25,8'i firma talimatlarını hiç okumadığı yanıtını vermiştir. Yani başka bir deyişle katılımcıların 4'te biri firma talimatlarından hiç haberdar değildir. Firma talimatlarına tamamen uyarım veya önerilen süreden daha fazla uygulamam diyenlerin oranı oldukça fazladır (%71,1).

Işık cihazının ışık yoğunluğu, cihazın ucuna takılan başlık, filtreler ve artan kullanım yılı gibi birçok faktörden etkilenmektedir (201). Ne yazık ki cihazın basitçe göz ile muayenesi, diş hekimi tarafından ışık cihazının şiddetinin kabul edilebilir düzeyde olup olmamasını tespit etmek için yeterli olmamaktadır. Örneğin ışığın parlak olması yeterli ve doğru ışık şiddetinde olduğunu göstermemektedir. Bu sebeple diş hekimlerinin büyük bir kısmı ışık cihazlarının doğru olarak çalışıp çalışmadığından ve yeterli polimerizasyonu sağladığından emin olamamaktadırlar. Bu sorunun ortadan kaldırılması için, kliniklerde kullanılmak üzere, görünür ışık cihazlarının ışık şiddetini ölçen radyometreler bulunmaktadır (94). Bununla beraber laboratuvar-dereceli spektrometreler ve spektrometreler de ışık şiddetini ölçmek amacıyla kullanılmaktadır. Radyometreler ve spektrometreler belli bir dalga boyu aralığında ölçüm yaparlar. Radyometreler ucuz, taşınabilir ve hızlı ölçümler sağlayan cihazlar iken spektrometreler daha doğru sonuçlar verebilen, modüler ve farklı uygulamalarda da kullanılabilen cihazlardır. Spektrometrelerin ise her ikisine oranla daha doğru sonuçlar verdiği söylenebilir (111, 202).

Çalışmalar radyometrenin rezin polimerizasyonunu gerçekleştirmek için gerekli olan 450-500 nm dalga boyundaki ışığa son derece duyarlı olduğunu göstermiştir. Radyometreler, kompozit rezin sertleşme sonuçları ile uyumlu olacak şekilde doğrudan ve hassas şekilde ışık yoğunluğunu ölçer. El radyometreleri ile elde

edilen ışık değeri laboratuvar-dereceli spektrometreleriyle karşılaştırıldığında küçük bir fark göstermesine rağmen hala düzenli olarak klinik pratikte ışık cihazlarının güç yoğunluğunu izlemek için hızlı ve etkili bir yöntemdir (111).

Santini ve Turner (9) 2011 yılında Birleşik Krallıklar'da yaptıkları çalışmalarında katılanların %30'undan azının bir radyometreye erişiminin olduğunu belirtmişlerdir. Bu sonucun kendi çalışmalarından 13 yıl önce aynı şekilde Birleşik Krallıklar'da yapılan ve diş hekimlerinin sadece 5'te 1'inin bir radyometreye sahip olduğu belirtilen başka bir çalışmadan daha iyi olduğunu söylemişlerdir.

Hao ve ark. (111) diş hekimlerinin çoğunun ışık cihazlarının düzenli test ve bakımını yaptırmadıklarını ve bir test ve bakım çizelgesi kurmanın önemini kabul etmelerine rağmen, bir kısmının bunu nasıl yapacaklarını bilmediklerini ifade etmişlerdir. Sadece 2 özel diş kliniğinde ışık yoğunluğunu izlemek için radyometre bulunduğunu ve bunlardan birisinin de kullanılamaz durumda olduğunu belirtmişlerdir.

Martin (177) çalışmasında ışık cihazlarının bakımı ile ilgili olarak, ankete katılan diş hekimlerinin %49'unun cihazlarının ışık yoğunluğunu hiç kontrol etmediklerini bildirmiştir. Önceki 6 ay cihazını kontrol eden hekimlerin oranının %19 olduğunu, 2 kullanıcının haftalık, kalanının ise daha az sıklıkta kontrol ettiğini söylemişlerdir. Bu sonuçlara göre araştırmacılar, muhtemelen diş hekimlerinde ışık cihazlarının bakım ihtiyacı ile alakalı bir farkındalık eksikliği olduğunu düşünmekte ve düzenli olarak kontrol etmeyi önermektedirler.

Maghaireh ve ark.'nın (169) Ürdün'de yaptıkları çalışmada, 295 diş hekiminden sadece 25'i (%8) ışık yoğunluğunu kontrol edebileceği bir radyometreye sahip olduğunu belirtirken, 270 diş hekimi (%92) radyometresinin bulunmadığını söylemiştir.

Bizim çalışmamızda katılan diş hekimlerinin %23,4'ü radyometreye erişimi olduğunu söylerken geriye kalan %76,6'sı bir radyometresinin olmadığını belirtmişlerdir. Katılımcılar arasında özel kliniği olanlardan sadece 2 hekim kliniğinde radyometre olduğunu bildirmiştir. Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi ile fakültede hekimlerin kullanabileceği radyometre mevcuttur fakat burada çalışmakta olan diş hekimlerinin büyük bir kısmının bundan haberdar olmadıkları

görülmektedir. Bir radyometre bulunması açısından değerlendirdiğimizde çıkan sonuçlar Santini ve Turner'in (9) çalışmasıyla paralellik göstermektedir. Sonuçlar Martin'in çalışmasına göre daha düşük olmasına karşın Hao ve ark. (111) ile Maghaireh ve ark.'nın (170) elde ettikleri sonuca göre daha iyidir.

Radyometresi olan diş hekimlerinin %23,3'ü cihazının ışık yoğunluğunu 6 aydan daha fazla aralıklarla kontrol ettiğini belirtmişlerdir. Haftalık kontrol eden sadece 4 diş hekimi ve aylık kontrol eden 6 diş hekimi bulunmaktadır. Elde edilen bu sonuç %80'inin 6 aydan daha uzun sürede kontrol ettiği sonucu çıkan Martin'in çalışmasına göre çok daha iyidir.

Çeşitli yeni çalışmalar genel diş hekimliğinde radyometrelerin kullanımının sadece yaklaşık ışık şiddetini okumalarından ziyade ışık cihazlarında doğru bir kalibrasyon sağlayabileceklerini belirtmişlerdir (9, 107). Al-Samadani ve ark. (203) klinisyenlerin kompozit rezin polimerizasyonunu maksimuma ulaştırmak için cihazlarını periyodik olarak kontrol etmelerinin önemine dikkat çekmektedir.

Enfeksiyon kontrolü, diş hekimleri ve diğer sağlık çalışanları için mesleki yaşamlarının önemli bir parçasını oluşturmaktadır. Hepatit B, C ve HIV virüsleri ile enfekte hastaların varlığı çapraz enfeksiyon riski açısından önem taşımaktadır. Bu nedenle diş hekimleri, yardımcı personel ve hastalar için korunma yöntemlerinin uygulanması zorunludur. Sterilizasyon yöntemlerini etkili bir şekilde uygulamak ve tek kullanımlık malzemeler kullanmak çapraz enfeksiyon olasılığını önlemek açısından önemlidir (204).

Işık cihazı ucuna bondun ya da kompozit rezinin uzun süreli yapışması, cihazların etkinliğini %35 ila %68 oranında azaltır (147, 149, 205). Işık cihazlarını her hastada kullanımının ardından materyalin ve bakterilerin kontaminasyonundan korumak için çeşitli önlemler alınabilir (149).

Cihazın ucu çapraz enfeksiyonlardan korumak amacıyla dezenfektanlar ya da otoklav ile steril edilebilir veya tek kullanımlık şeffaf bariyerlerle kaplanabilir (149, 150). Materyal bulaşmasını önlemek için, ışık cihazı ucunu restorasyona temas etmeyecek şekilde konumlandırma, tek kullanımlık şeffaf bir bariyer kullanımı ve streç film sarma yöntemleri kullanılabilir (205).

Sterilizasyon için otoklavın kullanılması ışık cihazının etkinliğini %50 oranında azaltabilmektedir. Otoklavlanmanın ardından ışık cihazı ucuna polisaj

yapılması orijinal değerini geri kazandırır fakat bu da zaman alıcı ve hassas bir işlemdir. Ayrıca tekrarlanan otoklavlama işlemi ışık cihazı uçlarına kalıcı zararlar verebilmektedir (147, 148, 205).

Işık cihazını temizlemek için bir diğer yöntem dezenfektanların kullanılmasıdır. Bunun için etil alkol, glutaraldehit, hipoklorit çözeltileri ve benzalkonyum klorür içeren çeşitli solusyonlar piyasada bulunmaktadır (206). Nelson ve ark. (207) yaptıkları bir çalışmada %3,4'lük gluderaldehit solusyonunun 1000 saatte geri dönüşümsüz olarak ışığın yoğunluğunda %39'luk bir azalma meydana getirdiğini göstermişlerdir. Aynı solusyonu kullanan Dugan ve Hartleb (208) de 4 gün boyunca solusyonda bekletilen ışık cihazı uçlarının cam fiberlerde kalıcı hasara neden olduğunu bildirmişlerdir. Kakaboura ve ark. (209) sodyum dikloroizosiyanat içeren Presept ve glutaraldehit içeren Cidex solusyonlarını kullandıkları çalışmalarında, her iki solusyonun da cihazın ışık şiddetinde önemli derecede azamaya neden olduğunu göstermişlerdir. Ayrıca karboksilik asit daha güçlü bir asit olduğu için, sulu çözeltilinde karboksilik asit içeren Cidex'in, hipokloröz asit içeren Preset'ten daha fazla cihaza zarar verdiğini de belirtmişlerdir.

Virüsleri ve sporlu bakterileri dezenfektan kullanarak ortadan kaldırabilmek için solusyonun 10 dk'dan daha fazla cihazla temas etmesi gereklidir ve bu klinikler için çok da pratik olmamaktadır (148). Ayrıca üretici firmalar direkt sprey şeklinde uygulanan dezenfektan solusyonlarının yerine dezenfektanlı mendiller ile silerek temizlenmesinin daha az hasara neden olacağını iddia etmektedirler.

Dezenfektanlar ya da otoklava alternatif olarak ışık cihazlarının ucu tek kullanımlık şeffaf bariyerlerle kaplanabilir (149). Kimyasal dezenfektan uygulamalarının yerine tek kullanımlık enfeksiyon kontrol bariyerlerinin kullanılması tavsiye edilmektedir (152). Bazı dispozible bariyerlerin %35'e varan bir azalma ile ışık cihazının yoğunluğunu etkileyebildiği bildirilmiştir. McAndrew ve ark. (149) ise eldivenler ya da eldiven benzeri şeffaf bariyerlerin kullanımının cihazın güç çıkışında önemli bir azalmaya neden olduğunu ve etkili polimerizasyondan ödün verildiğini belirtirken, özel olarak ışık cihazları için üretilen ticari bariyerler ya da genellikle kullanılan streç film sarma yönteminin uygun enfeksiyon kontrol yöntemi olarak kullanılabileceğini ve önemli ölçüde güç çıkışını azaltmayacağını öne sürmüşlerdir. Döner (152) de aynı şekilde farklı bariyerler

kullanarak yaptığı çalışmada en yüksek bağlanma dayanıklılığı değerlerinin streç film kullanılan grupta görüldüğünü göstermiştir.

Lancashire ve Kuzey Manchester'da yapılan benzer bir çalışmada Mitton ve Wilson (205) çapraz enfeksiyonu önlemek için katılımcıların %69'unun dezenfektan ile sildiğini, %6'sının otoklavı kullandığını, %10'unun gluteraldehit solusyonunda steril ettiğini, %13'ünün tek kullanımlık bariyer kullandığını ve %2'sinin bakterisidal sabunla yıkadığını bildirmişlerdir.

Işık cihazlarını sterilizasyon yöntemlerini öğrenmek amacıyla diş hekimlerine yönelttiğimiz soruda hekimlerin büyük bir çoğunluğunun sprey şeklinde bir dezenfektan kullandığı sonucu çıkmıştır. Yine büyük bir çoğunluk da dezenfektanlı mendil ile silerek temizlediğini belirtmiştir. Toplamda cihazını sprey şeklinde bir dezenfektan kullanarak veya dezenfektanlı mendil ile silerek temizleyen diş hekimleri tüm katılımcıların %84'ünü oluşturmaktadır. Bu sonuç Mitton ve Wilson'un (205) bulgularına göre daha yüksek olsa da her iki çalışmada da dezenfektan kullananların sayısının yüksek olması açısından benzerdir. Streç film veya tek kullanımlık bariyer kullananların sayısı ise oldukça azdır. Katılımcıların %5'lik bir kısmı ise hem streç film sararak hem de dezenfektan kullanarak temizlediklerini bildirmişlerdir. Bunlardan bir kısmı ise cihazın uç kısmını dezenfektan ile sildiğini, sap kısmını ise streç film ile sardığını söylemişlerdir. Esas olarak hasar görme ihtimali olan ve cihazın ışık yoğunluğunun azalmasıyla sonuçlanacak bölümün cihazın uç kısmı olmasından dolayı bunları da dezenfektanla temizlenenler arasında saymak yanlış olmayacaktır.

Ziyaret edilen kliniklerde 22 farklı markada 26 değişik modelde ışık cihazı değerlendirilmiştir. Cihazların büyük bir çoğunluğunu Woodpecker marka ışık kaynakları oluşturmaktadır. Kullanılmakta olan cihazların büyük bir bölümü bilinen başlıca üretici firmaların ürettiği cihazlar değildir ve bunlardan fiyat olarak daha düşüktür.

Foundation (210) 2013 yılında internetten ucuz olarak temin edilebilen 11 adet ışık cihazını değerlendirdiği çalışmada, cihazların gövdeleri ve elektriksel parçaları gibi birçok bileşenin daha düşük kalitede veya kötü takılmış olduğunu ve ışık uçlarının çaplarının büyük üreticilerin cihazlarına oranla daha küçük olduğunu bildirmiştir. Bununla beraber, 11 LED cihazın hepsinin şaşırtıcı derecede yüksek ışık

yoğunluğuna sahip olduğunu ve polimerizasyon testlerinde iyi performans gösterdiğini belirtmiştir. Çalışmada Cicada CV-215-I ve Cicada CV-215 ucuz cihazlar arasında daha iyi özelliklere sahip ve en iyi performansı gösteren cihazlardır. Araştırmacı bu cihazların uzun süreli güvenilirliklerinin şüpheli olduğuna ve hiçbir güvenlik sertifikaları bulunmadığına dikkat çekmiş, güvenliği ve klinik etkinliği kanıtlanmış ışık cihazları kullanımını önermiştir.

Al Shaafi ve ark. (211) benzer ışık parlaklığı olmasına rağmen, büyük üreticilerin cihazları ile düşük fiyatlı cihazlar arasında güç çıkışı bakımından önemli farklılıklar olduğunu bildirmişlerdir. Ucuz cihazların diğerlerine göre daha küçük çaplı uçlara sahip olduğunu ve cihazın ucundan ışığın üniform olarak yayılmadığını göstermişlerdir. Bazı ucuz cihazların tekrarlanan ışık uygulamalarının ardından ilk ışık şiddetini gösteremediğini ve zamanla ışık veriminde önemli bir düşüş olduğunu belirtmişlerdir.

Hegde ve ark. (212) 2009 yılında Maharashtra'da yaptıkları bir çalışmada, çalışmayı yürüttükleri dental ofislerde cihazların 81'inin LED, 119'unun halojen olduğunu bildirmişlerdir. Al Shaafi ve ark. (165) benzer bir çalışmayı 2011 yılında yapmışlar ve kullanılan cihazların 90 tanesinin LED, 120 tanesinin halojen olduğu sonucuna varmışlardır. Yine Al Shaafi ve ark. (213) 2012 yılında yaptıkları araştırmalarında, 67 LED ve 73 halojen cihazı değerlendirmişlerdir. Hao ve ark (111) 2013 yılında yürüttükleri çalışmada 64 LED ve 132 halojen cihaz olduğunu belirtmişler, ayrıca son yıllarda satın alınan LED cihaz sayısının arttığını halojen cihazların alımının ise düşüş eğilimi gösterdiğini söylemişlerdir. Maghaireh ve ark. (169) ise 2013 yılında ziyaret ettikleri kliniklerde 154 LED cihaz ve 141 halojen cihaz olduğu tesbit etmişlerdir.

Bizim çalışmamızın sonuçları halojen cihazlar ile karşılaştırıldığında LED cihazların sayısının daha baskın (%95) olduğunu göstermiştir. Önceki çalışmalarda halojen cihazların sayısı daha fazla iken bizim çalışmamızda LED cihazların daha fazla sayıda olduğu görülmektedir. Maghaireh ve ark 'nın (169) çalışmasında her ne kadar LED cihazların sayısı fazla olsa da oran olarak birbirine oldukça yakın olduğu görülmektedir. Bizim çalışmamızda halojen ışık cihazları yok denecek kadar azdır. Kısa zamanda LED cihazların bu derece fazla tercih edilmesinin nedeni hem klinik hem de mali avantajlarından olabilir. Diş kliniklerinde LED teknolojisine tamamen

bir geçiş olup olmaması literatürde tartışma konusu olmuştur. Bu değişiklik isteğinin nedeni; daha hızlı sertleştirme, daha az ısı üretimi, daha az bakım gereksinimi ve tatmin edici polimerizasyon avantajlarıyla ilişkili olabilir (165, 214).

Dental ışık cihazının yoğunluğunun rezin esaslı kompozit restorasyonların polimerizasyonunu başlatmak ve yeterli sertleştirmeyi sağlamak için yeteri kadar yüksek olması gerekir. Literatür 200 ila 600 mW/cm² arasında değişen ışık şiddeti değerlerinin rezin bazlı bir kompozitte yeterli bir polimerizasyon elde etmek için gerekli olduğunu gösterir (165, 215). Bazı araştırmacılar 300 mW/cm² bir ışınının uygun sertleştirme süreleri kullanıldığında rezin esaslı kompozitlerin etkili polimerizasyonu için gereken asgari yoğunluk olduğunu bildirmişlerdir (94, 111, 203). Bazı araştırmacılar ise yeterli en az ışık yoğunluğunun 400 mW/cm² olması gerektiğini savunmaktadır (169, 211, 215). Rueggeberg ve ark. (216) da minimum ışık yoğunluğunu 400 mW/cm² olarak tavsiye etmişlerdir. En az 400 mW/cm² yoğunluk bu çalışma için uygun yoğunluk olarak seçilmiştir.

Demirköprölü ve ark. (94) 1999 yılında klinik olarak kullanımda olan cihazların ışık şiddetlerini uygun olup olmadıklarını tesbit etmek amacıyla yaptıkları çalışmada 80 adet cihazın, 31 adedinin (<200 mW/cm²) bakıma ihtiyacı olduğu ve klinik kullanım için uygun olmadığını, 21 adet cihazın (200-300 mW/cm²) ek polimerizasyon zamanına ihtiyacı olduğunu, 28 adet cihazın (>300 mW/cm²) ise klinik kullanıma uygun ışık şiddetine sahip olduğu tespit etmişlerdir. Sonuç olarak, kontrol edilen ışık cihazlarının % 65'ini uygun olan ışık şiddeti değerlerinden düşük bulunmuştur.

Al-Samadani ve ark.'nın (203) yaptıkları çalışmada kullanılmakta olan ışık cihazları yoğunlukları açısından incelendiğinde, %20,5'inin kabul edilemez değerde (<300 mW/cm²), %46'sının kabul edilebilir yükseklikte (300-400 mW/cm²) ve sadece %33'ünün kliniklerde kullanılmak üzere iyi bir kaliteye sahip olduğu (>400 mW/cm²) görülmüştür.

Al Shaafi ve ark. (165) alışmalarında, ışık cihazlarının %45,2'lik oranının yeterli ışık yoğunluğu değerinin altında kaldığını bildirmişlerdir. Maghaireh ve ark.'nın (169) bulguları ise 136 (%46,1) adet cihazın 300 mW/cm²'nin altında, 70 (%23,7) adet 300-400 mW/cm² arası, 89 (%30,2) adet 400 mW/cm²'den fazla olduğunu göstermiştir. Buna göre sadece %30,2'si iyi bir ışık yoğunluğuna sahiptir.

Pilo ve ark. (217) inceledikleri birimlerin %45'ini yeterli, %22'sini daha uzun ışık ihtiyacı var ve %33'ünü kullanılamaz olarak kategorize etmişlerdir. Martin (177) ise çalışmasında cihazların %47,7'sinin yeterli düzeyde ışık yoğunluğuna sahip olduğunu ($>400 \text{ mW/cm}^2$) belirtmiştir.

Dunne ve ark. (201), İngiltere'de klinik kullanımda olan 49 cihazın ışık şiddetlerini ölçmüşler ve cihazların %63'nün uygun olarak önerilen değerlerden düşük olduğunu, %18'nin ise çok düşük ışık şiddet değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Barghi ve ark. (218) %54,5 uygun ışık şiddet değerleri saptarken, %45,5 cihazın uygun olmayan ışık şiddet değerlerine sahip olduğunu bildirmişlerdir. 200 mW/cm^2 ışık şiddetinin altında olan cihazların ise %29,7'lik bir yüzdeye sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda, en düşük ışık yoğunluğu 100 mW/cm^2 bulunurken en yüksek yoğunluk 2000 mW/cm^2 olarak tespit edilmiştir. 100 mW/cm^2 olan yalnızca 1 cihaz mevcuttur. Kabul edilebilir en düşük yoğunluk olan 400 mW/cm^2 'den daha az yoğunluğa sahip cihazlar tüm cihazların %10,7'sini oluşturmaktadır. Önceki çalışmalarla karşılaştırıldığında bu oran oldukça yüksektir. 1000 mW/cm^2 'nin üzerinde ışık şiddeti olan cihazlar en büyük oranı oluşturmaktadır ve bu da kullanılan cihazların polimerizasyonu için yeterli olan düzeyin çok üstündedir. Diğer çalışmaların aksine bizim çalışmamızda böyle yüksek bir oranın çıkması ömürleri daha uzun ve ışık şiddetleri daha fazla olan LED cihazların kullanımındaki artış olabilir. Bir radyometre aracılığı ile cihazların belli aralıklarla kontrolü %10,7'lik yetersiz düzeyin daha da azaltılmasını sağlayabilir.

LED ışık cihazlarının yoğunluğundaki olumsuzlukların çalışma süresiyle ilişkili olduğunu gösterilmiştir (111). Artan kullanım yılı ile birlikte cihazların ışık şiddetinde de bir azalma olmaktadır.

Al-Samadani ve ark. (203) ortalama ışık şiddetinin artan kullanım yılı birlikte azaldığını ve cihazların yaşı ile ışık yoğunluğu arasında yüksek önemli bir ilişki bulunduğunu göstermişlerdir. Mitton ve Wilson (205) da aynı şekilde 'eski' (> 6 yaş) ve 'yeni' (<5 yaş) ışık birimlerinin ışık yoğunluğu çıkışı arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptamışlardır.

Martin (177) ışık cihazlarının kullanım süresi arttıkça cihazların yoğunluğunda bir azalma olduğunu göstermiştir. Lineer regresyon analizi birimlerin

yoğunluk ve kullanım yılı arasındaki negatif korelasyonu doğrulamıştır. Barghi ve ark. (218) da cihazların ışık şiddetleri ile kullanım süreleri arasında ters orantılı bir ilişki bulduklarını bildirmişlerdir.

Demirköprülü ve ark. (94) cihazın kullanım yılının artması ile ışık şiddetinin azaldığını tespit etmişlerdir. 0-4 yıl arasında yeterli ışık şiddetine sahip daha çok cihaz olduğunu belirtirken, 5 yıl ve yukarısında daha az olduğunu bildirmişlerdir. 200 mW/cm² ve daha düşük ışık yoğunluğuna sahip cihazların birisi dışında tüm cihazların 5 yıl ve daha fazla yıllık olduğunu gözlemişlerdir.

Biz de çalışmamızda diğer çalışmalarını destekleyen benzer sonuçları elde ettik. 0-1 yıllık cihazların 4-5 yıl arası ve 6 yıl ve daha fazla süredir kullanılan cihazlardan anlamlı olarak daha yüksek ışık şiddeti değerlerine sahip olduğu görülmüştür. Bizim çalışmamızda da benzer olarak cihazların kullanım yılı ile ışık yoğunluğu arasında ters orantılı bir ilişki bulunmuştur.

Çalışmalar cihazın ucunda kompozit birikmesi nedeniyle, ışık yoğunluğunun önemli ölçüde azaldığını göstermiştir (212, 219). Bu birikmenin parlaklık üzerinde olumsuz bir etkisinin olduğu çünkü rezin esaslı kompozit maddenin kısmen ışık çıkışını bloke ettiği bildirilmektedir. Işık ucundaki lekeleri çıkarmanın parlaklığı iyileştirmesi muhtemeldir (169).

Hao ve ark. (111) çalışmalarında kirlenmiş veya hasarlı ışık uçlarının 3 yıldan fazla kullanılan ışıkla sertleşen cihazların % 80'inde gözlendiğini ve bu birimlerin yarısının güç yoğunluğunun 300 mW/cm²' den daha düşük olduğunu göstermiştir. Bu nedenle, ışık cihazı uçlarını alkole batırılmış pamuklu çubukla düzenli olarak temizlemeyi ve fazla rezin birikimi olanları da yavaş hızda dönen angldruvada bir lastik disk kullanılarak çıkarmayı önermiştir. Ayrıca ağır hasarlı ışık uçlarının değiştirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Hegde ve ark. (212) çalışmalarında incelenen cihazların çoğunun ucunda kompozit birikimi gözlemişlerdir. Hepsi değilse de birçok cihazın, bildirilen yetersiz güç yoğunluklarının uçlardaki birikimlerin ortadan kaldırılması ile düzelebileceğini ya da daha iyi olabileceğini iddia etmişlerdir. Ancak ışık şiddetine kompozit birikme miktarının etkisini ölçmedikleri için çalışmalarının sonucunda uçların temizlenmesinin etkisini bilmediklerini söylemişlerdir.

Maghaireh ve ark (169) inceledikleri cihazların %35,9'unda kompozit birikintisi olduğunu görmüşlerdir. Ancak onlar da Hegde ve ark. (212) gibi ışınım üzerinde biriken madde miktarının etkisini ölçemedikleri için kesin bir sonuç söyleyememişlerdir.

Bu çalışmada incelediğimiz cihazların %52,9'unun ucunda kompozit birikimi veya hasar bulunmaktaydı. Bu yüksek oran cihazların güçlerinde önemli bir düşüş olacağını düşündürmektedir. Fakat yıllara göre birikme veya hasar olan cihazlar ile temiz ve sağlam cihazların güç değerlerini karşılaştırdığımızda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Aynı şekilde bu cihazlarla polimerize edilmiş kompozitlerin alt ve üst yüzey sertliklerini karşılaştırdığımızda yine anlamlı bir farklılık görülmemiştir.

Işık cihazının ışık yoğunluğunu etkileyen faktörlerden birisi de cihazın uç kısmının çapıdır. Işık ucu daha büyük olan ışık cihazları daha fazla güce sahip olmasına rağmen, ışığın yayıldığı birim alan daha büyük olduğu için ışık yoğunluğu geniş çaplı cihaz uçlarında daha az olur (111).

Nitta (112) ışık uçlarının çapının kompozit polimerizasyonuna etkisini araştırdığı çalışmada, ışıkla sertleşen kompozitlerin polimerizasyonunu LED birimin ışık ucunun çapının etkilendiğini göstermiştir. 4 mm çap ile 10 saniye ışınlama ile 8 mm çap ile 20 sn ışınlama ve 10 mm çap ile 30 sn ışınlama arasında önemli bir farklılık bulunmamıştır. Sonuç olarak geniş çaplı bir uç kullanırken ışınlama süresinin uzatılmasının kompozit rezini sertleştirmek için yeterli polimerizasyonu sağlayabileceğini ve LED ışık cihazının ucunun çeşitli çaplarda kullanarak yoğunluğunun ayarlanabileceğini belirtmiştir.

Hao ve ark. (111) inceledikleri cihazların çapı 5 mm'den az olanların güç yoğunluğunun %42 daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. İstatistiksel olarak da anlamlı bir artış olduğunu göstermişlerdir. 5 mm'nin üzerinde ise yoğunluğun önemli ölçüde azaldığını belirtmişlerdir.

Bu çalışmada 7 mm çapı olan ışık cihazı uçları daha ağırlıklı olarak bulunmaktadır. Cihazların %66,7'sini 7 mm çaplı ucu olan cihazlar oluştururken %33,3'ünü 10 mm çapı olan cihazlar oluşturmaktadır. 7 mm çaplı cihazlar ile 10 mm çaplı cihazlar arasında ışık şiddeti yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bizim çalışmamızda Hao ve ark.'larının (111) çalışmasının aksine

uç çapı arttığında cihazların ışık yoğunluğunun ortalamasının arttığı görülmüştür. Buna büyük uça sahip cihazlar arasında yüksek güçlü Valo Ortho ışık cihazların fazla sayıda olmasının neden olduğunu düşünmekteyiz.

Kompozit rezinlerin polimerizasyon derecelerini belirlemek için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. FTIR, Raman Spectroscopy ve mikrosertlik ölçümleri bu tekniklerden sadece birkaç tanesidir. FTIR ve Raman Spectroscopy pahalı ve uzun zaman alan yöntemlerdir (220). Bu yöntemlere göre uygulaması daha kolay olan yüzey sertliği ölçümü birçok araştırmacı tarafından polimerizasyon derecesini belirlemek amacıyla kullanılmıştır (221, 222). Ayrıca araştırmacılar, sertlik ölçümünün polimerizasyon derinliğinin değerlendirilmesinde etkili bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir (223).

Literatür incelendiğinde mikrosertlik ölçümü için en fazla Vicker's ve Knoop testlerinden yararlanıldığı görülmektedir (224, 225). Bu çalışmada da, test örneklerinin polimerizasyon derinliklerinin ve polimerizasyon derecelerinin değerlendirilmesi amacıyla güvenilir bir yöntem olan Vicker's sertlik ölçüm yöntemi kullanılmıştır.

Test örneklerinin hazırlanması amacıyla literatürde çok farklı boyutlarda kalıplardan yararlanıldığı görülmektedir. Biz de yeterli polimerizasyon için önerilmekte olan 2 mm kompozit tabakasında polimerizasyon derinliğini inceleyebilmek amacıyla 5 mm çapında 2 mm derinliğinde teflon kalıplardan yararlandık.

Son yıllarda sıkça kullanılan nanodolduruculu kompozitler, hibrit kompozitlerin dayanıklılık ve aşınmaya karşı iyi olması özellikleri ile mikro dolduruculu kompozitlerin daha iyi parlatılabilme özelliklerini bir arada bulundurmaktadır (47, 182). Çalışmamızda nano-dolduruculu kompozitlerin bu gelişmiş özelliklerinden dolayı bir nano-hibrit kompozit olan Filtek Z550'i kullandık ve renk etkisinin ışık penetrasyonu ve sertlik değerleri üzerindeki etkisini dikkate alarak daha açık bir renk olan A2'yi seçtik.

Karakoç (226) 2014 yılında farklı ışık kaynaklarının ve ışık uygulama tekniklerinin kompozitlerin mikrosertlik değerleri üzerine etkisini incelediği çalışmasında, tüm kompozit tiplerinde alt yüzey sertliklerini üst yüzey sertliklerinden daha düşük bulmuştur. Yaman ve ark. (227) 2011 yılında, farklı iki LED ve iki

halojen ışık kaynağını kullandıkları araştırmalarında tüm alt yüzey sertliklerinin daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. El-Mowafy ve ark. (228) 2005 ve Morimoto ve ark. (135) 2015 yılında yaptıkları çalışmalarda aynı şekilde tüm kompozit numuneler için, üst yüzeyleri alt yüzeylerden daha sert bulmuşlardır.

Çalışmamızda önceki çalışmalarla paralel olarak, tüm örneklerde alt yüzey sertliği üst yüzey sertliğinden daha düşük bulunmuştur. Üst yüzey sertliğine oranla daha düşük alt yüzey sertliği değerlerinin elde edilmesi hakkında literatürde farklı görüşler mevcuttur. Bunun nedeninin rezinin polimerizasyonu esnasında ışığın, alt tabakalara yeterince ulaşamadığından olduğunu düşünülmektedir (196). El-Mowafy ve ark. (228), ışığın numune boyunca geçerken saçılmasını ve dış yüzeyinin altındaki tabakaların düşük şiddette ışık aldığını öne sürmüşlerdir. Pires ve ark. (229) ışık uygulandığı zaman ışığa hassas moleküllerin hemen etkilenmesi ile polimerizasyonun başladığını ancak bu polimerizasyonun ışığın iletilmesini engellediğini ve bu nedenle alt yüzeylerin ışığı yeterince alamamasına neden olduğunu bildirmektedirler. DeWald ve Ferracane (230) ise alt yüzeylerde sertliğin azalmasının rezinin polimerizasyon derecesiyle ilgili olduğunu, kompozit içinde bulunan artık monomerler ile katalizör ve akışkan komponentlerin derin yüzeylerde fazla bulunmasının buna sebep olabileceğini bildirmişlerdir.

Literatürde ziyaret edilen kliniklerde kullanılan cihazlarla elde edilen örnekler üzerinde yüzey sertliği değerlerine bakılan çok fazla çalışma bulunmamaktadır. Pilo ve ark. (217) 1999 yılında benzer bir çalışma yapmışlar ve hazırladıkları test örneklerinde alt ve üst yüzey sertliklerine bakmışlardır. Çalışmalarında alt yüzey sertliği değerlerinin ışık yoğunluğu değerinin artması ile artmaya devam ederken, üst yüzey sertliğinin nispeten düşük yoğunluk seviyelerinde plato eğiliminde olduğunu görmüşlerdir. Bu sonuca göre yazarlar, kompozit numunelerin üst yüzey sertliğinin alt yüzey sertliği ile karşılaştırıldığı zaman ışık ucu mesafesi, ışık şiddeti ve ışınlama süresine daha az bağımlı olduğu görüşüne varmışlardır. Sertlik oranı logaritmik dönüşümü ve ışık şiddeti arasındaki ilişkinin doğrusal olduğuna dikkat çekmişlerdir.

El-Mowafy ve ark. (228) Pilo ve ark. (217) ile benzer bir şekilde üst yüzey sertlik değerlerinin artan yoğunlukla beraber plato eğiliminde olduğunu ve alt yüzey sertliğinin artan bir eğim gösterdiğini belirtmişlerdir. Adı geçen çalışmada ışık yoğunluğu ve artan yüzey sertliği arasında anlamlı bir pozitif ilişkili bulunmuştur.

Morimoto ve ark. (135) Brezilya'nın Santos şehrinde 55 klinikte 67 cihazı incelemişler, ışık yoğunluklarını ölçtükten sonra hazırladıkları kompozit örneklerin Knoop sertlik değerlerine bakmışlardır. 300 mW/cm^2 'in altındaki ve üstündeki yoğunluklarda olmak üzere sertlik değerlerini iki grupta incelemişlerdir. Hem LED hem de halojen cihazların her ikisi için de 300 mW/cm^2 'nin üstünde daha yüksek alt ve üst yüzey sertlik değerleri bulmuşlardır. Araştırmacılar düşük yoğunluklarda dahi üst yüzey sertliklerinin yeterli kabul edilebilecek değerde olduğunu belirtirken, LED cihazlar için düşük yoğunlukta alt yüzey sertlik değerlerinin yetersiz olduğunu söylemişlerdir. LED cihazlarda Halojenlere göre 300 mW/cm^2 'den düşük yoğunluklarda daha az sertlik değerleri saptamışlar, bunun nedeninin 2 tane LED cihazının ışık şiddetinin 0 (sıfır) olarak ölçülmesine bağlamışlardır.

Park ve ark. (231), 980, 560 ve 310 mW/cm^2 ışık şiddetine sahip LED ışık cihazlarını 60 sn süre ile mikrohibrid yapıdaki kompozit rezin örneklerin polimerizasyonu için kullanmışlardır. Örneklerin üst yüzeylerinden elde ettikleri sertlik değerleri arasında fark bulamazken, alt yüzey değerleri arasında fark olduğunu bildirmişlerdir. 980 mW/cm^2 için en yüksek sertlik bulunurken, 310 mW/cm^2 için en düşük sertlik değeri bulunmuştur.

Gonzalez ve ark. (232) 2013 yılında yaptıkları çalışmalarında, Filtek Z250 ve Filtek P90 LS (3M ESPE) kompozitleri kullanarak hazırladıkları örnekleri, 400, 700 ve 950 mW/cm^2 ışık şiddetleri olan cihazlar ile polimerize etmişlerdir. Filtek Z250 için farklı ışık şiddetlerinin mikrosertlik derecelerini etkilemediğini, bununla beraber Filtek P90 kullanılan örneklerde, 700 mW/cm^2 ışık şiddetinin 400 mW/cm^2 'ye göre daha yüksek mikrosertlik değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar aynı sonucu 950 mW/cm^2 ışık şiddeti ile 400 mW/cm^2 arasında da beklemişler fakat istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç bulamadıklarını belirtmişlerdir.

Da Silva ve ark. (233) geleneksel kompozitlere (Filtek P60 ve Supreme) standart (650 mW/cm^2), yüksek (1000 mW/cm^2) ve kademeli modda ışık uygulamışlar, 1000 mW/cm^2 şiddette ışık uyguladıkları örneklerde yüksek sertlik değerleri bulmuşlardır. Bu yazarlar, yüksek ışık şiddetinin kompozitin ekzotermik ısısında daha büyük bir artış meydana getirip, monomer moleküllerinin hareketlerini

artırdığını ve dolayısıyla daha yüksek bir dönüşüm derecesi ile yüksek mikrosertlik değerleri elde edildiğini iddia etmişlerdir.

Çalışmamızda cihazların ışık yoğunluklarına göre üst ve alt yüzey sertlik değerlerine bakılmıştır. Hem üst yüzey hem de alt yüzeyde ışık yoğunluğu arttıkça sertlik değerlerinin de arttığı görülmüş ve ışık yoğunluğuna göre sertlik ölçümleri karşılaştırıldığında farklılık önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Üst yüzey sertliği yönünden ışık yoğunluğu değerleri ikiyeşerli olarak karşılaştırıldığında; 0-399 mW/cm² ile 1000 mW/cm² üzeri olanlar ve 400-699 mW/cm² ile 1000 mW/cm² ve üzeri olanlar arasındaki farklılık anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$). Üst yüzey sertliği için 700-999 mW/cm² ışık yoğunluğu olan cihazlar ile 1000 mW/cm² ve üzeri yoğunluklu cihazlar arasında ise anlamlı bir farklılık görülmemiştir. Alt yüzey sertliği ışık yoğunluğuna göre ikiyeşerli karşılaştırıldığında; 0-399 mW/cm² ile 1000 mW/cm² ve üzeri, 400-699 mW/cm² ile 1000 mW/cm² ve üzeri ve 700-999 mW/cm² ile 1000 mW/cm² ve üzeri ışık yoğunluğu olanlar arasındaki fark önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Bizim çalışmamızda alt yüzey sertliği Pilo ve ark. (217) ile El-Mowafy ve ark.'nın (228) çalışmalarını destekler şekilde artan ışık yoğunluğuna paralel artmaya devam etmiştir.

Işık cihazlarının kullanım yıllarına göre üst yüzey ve alt yüzey sertliklerini incelediğimizde, alt yüzey sertlikleri arasında yıllara göre anlamlı bir fark bulunamamıştır. Üst yüzey sertliklerine baktığımızda ise; 2-3 yıl ve 4-5 yıllık cihazlar arasında ve 2-3 yıl ve 6 yıl ve daha fazla süredir kullanılan cihazlar arasındaki fark önemli bulunmuştur. 14 adet Valo-Ortho marka ışık kaynağının 9'u ve 1 adet 3M ESPE Elipar S-10 marka ışık kaynağı 2-3 yıldır kullanılan cihazlar arasındadır. 0-1 yıllık cihazların aksine 2-3 yıllık cihazlarda bu farklılığın önemli bulunması bilinen büyük firmalara ait cihazların 2-3 yıllık cihazlarda daha fazla bulunmasına bağlanabilir.

Diğer çalışmalarla benzer şekilde bizim çalışmamızda da ışık yoğunluğunun artmasıyla beraber yüzey sertliği de artmıştır. Sertlik oranı ve ışık yoğunluğu arasında bulunan güçlü ilişki, ışık cihazlarının polimerizasyon yeteneğini tahmin eden radyometrelerin yararlılığını doğrulamaktadır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

6. 1. Sonuçlar

1. Çalışmaya katılan diş hekimlerinin %77,3'ünün kongre, seminer vb. faaliyetlere katılırken %22,7'sinin katılmadığı görülmüştür. Uzman diş hekimleri arasında katılım oranı %95, uzmanlık öğrenciliği devam edenler arasında %83,3 iken, uzmanlığı olmayanlarda %69,4 olarak bulunmuştur.
2. Hekimlerin %42,2'sinin ışık cihazı ve kompozit rezin polimerizasyonu ile ilgili bilgilerini güncellediği, %27,3'ünün hiç güncellemediği ve %30,5'inin kısmen güncellediği görülmüştür.
3. Polimerizasyon için standart başlangıç modunu tercih eden hekimlerin oranı %80,5 olarak bulunmuştur.
4. Katılımcıların %71,1'inin kompoziti kaviteye 2 mm kalınlığında yerleştirip, %5,5'inin 1 mm, %18'inin 3-4 mm ve %5,5'inin kaviteyi tamamen doldurarak ışınladığı görülmüştür.
5. Hekimlerin %42,2'si kompoziti polimerize etmek için ışığı 20 sn uyguladığını söylemiştir. 10 sn uyguladığını söyleyenlerin oranı %10,2, 30 sn uygulayanların %14,8 ve 40 sn uygulayanların %32,8 bulunmuştur.
6. Kompozit rezinin polimerizasyonu esnasında ışık cihazını restorasyona dik konumlandıran 109 (%85,2) diş hekimi bulunmaktadır. %10,9'u açılı, %3,1'i en yakın mesafeden ve %0,8'i dairesel konumlandığını belirtmiştir.
7. Katılımcıların %26,6'sının kompozit rezin polimerizasyonunda üretici firma talimatlarına tamamen uyduğu, %44,5'inin daha fazla ve %3,1'inin daha az ışık uyguladığı görülmüştür. Hekimlerin %25,8'i ise üretici firma talimatlarını hiç okumadığını söylemiştir.
8. Kliniğinde radyometre bulunan diş hekimlerinin oranı %23,4, olmayanların oranı ise %76,6 olarak belirlenmiştir.
9. Işık cihazının temizliği için spreyci şeklinde bir dezenfektanı tercih eden hekimlerin %51,6, dezenfektanlı mendil ile silenlerin %32,8, otoklavı kullananların %0,8, streç film ya da dispozible bariyer kullananların %9,4 ve streç film ve dezenfektanın her ikisini de kullananların oranının %5,5 olduğu görülmüştür.

10. Kliniklerde kullanılan cihazların çoğunluğunun (%95,9) LED olduğu izlenirken, plazma ark ve argon lazer ışık cihazlarına rastlanmamıştır.
11. İncelenen cihazların 52 (%43) adetinin 0-1 yıllık, 35 (%28,9) adetinin 2-3 yıllık, 22 (%18,2) adetinin 4-5 yıllık ve 12 (%9,9) adetinin 6 yıl ve üzeri cihazlar olduğu görülmüştür.
12. Çalışmada incelenen cihazların %10,7'sinin ışık şiddeti kabul edilebilir değer olan 400 mW/cm^2 'den daha az bulunmuştur.
13. Cihazın kullanım yılı ile ışık yoğunluğu değerleri karşılaştırıldığında; 0-1 ile 4-5 yıl arasındaki farklılık ve 0-1 ile 6 ve daha fazla yıllık cihazlar arasındaki farklılık önemli bulunmuştur ($p<0,05$).
14. 7 mm çaplı uca sahip cihazlar ile 10 mm çaplı uca sahip cihazlar arasında ışık şiddeti yönünden anlamlı bir fark bulunamamıştır.
15. İncelenen tüm örneklerde alt yüzey sertliği üst yüzey sertliğinden düşük bulunmuştur.
16. Kullanım yıllarına göre sertlik değerleri karşılaştırıldığında; 2-3 yıl ile 4-5 yıl ve 2-3 yıl ile 6 yıl ve daha fazla süre kullanılan cihazlar arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).
17. Işık cihazlarının ışık şiddeti arttıkça alt ve üst yüzey sertlik değerlerinin de anlamlı olarak arttığı görülmüştür ($p<0,05$).
18. Işık cihazının ucunda bulunan rezin artıkları ve deformasyonlar, cihazların ışık yoğunluğu ile alt ve üst yüzey sertliklerini anlamlı olarak etkilememiştir.

6. 2. Öneriler

Polimerizasyon rezin esaslı restoratif materyallerin biyoyumluluğunu, mekanik ve fiziksel özelliklerini, çözünürlüğünü, boyutsal ve renk stabilitesini önemli ölçüde etkilemektedir. Yetersiz polimerizasyon sonucu restorasyonda başarısızlık hatta restorasyonun kaybı söz konusu olabilmektedir. Dental uygulamalarda son yıllarda estetiğe verilen önemin artmasıyla kullanılan tekniklerdeki değişiklikler üretici firmaları da kullanılan malzeme ve cihazlarda yenilik ve değişiklik arayışına yöneltmiştir. Bu nedenle diş hekimlerinin bilgilerini güncellemeleri, bu konu ile alakalı çeşitli bilimsel faaliyetlere katılmaları önerilir. Diş hekimliği kliniklerinde hekimlerin kolaylıkla kullanabileceği radyometreleri bulundurmaları ve periyodik olarak ışık cihazlarının ışık şiddetlerini ölçmeleri

önerilmektedir. Işık şiddeti azalmış cihazların bakımlarının yapılması, kullanılmayacak kadar düşük olanların ise değiştirilmesi gerekmektedir. Kliniklerde sıkça kullanılan düşük fiyatlı ışık cihazları etkinlik yönünden sonraki çalışmalarda araştırılabilir.



7. KAYNAKLAR

1. Naşacı A, Ulusoy N. Farklı polimerizasyon zamanlarının kondanse edilebilir kompozit rezinlerin yüzey sertliği üzerine etkileri. AÜ Diş Hek Fak Derg., 32: 79-84, 2005.
2. Ünlü N, Çetin AR. Kompozit rezin materyallerin içeriklerindeki yeni gelişmeler. Türkiye Klinikleri J Dental Sci., 14: 156-167, 2008.
3. Altun C. Kompozitlerde güncel gelişmeler. Gülhane Tıp Derg., 47(1):77-82, 2005
4. Rawls KJ, Esquivel-Upshaw J. Restorative resins. in: Phillips' Science of Dental Materials 11th Ed. Ed: Anusavice KJ, St. Louis: W.B. Saunders, p. 399-437, 2003.
5. Spagnuolo G, Annunziata M, Rengo S. (2004). Cytotoxicity and oxidative stress caused by dental adhesive systems cured with halogen and LED lights. Clin. Oral Invest., 8: 81-85, 2004.
6. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degree of cure. J Dent Res., 76: 1508-1516, 1997.
7. Hansel C, Leyhausen G, Mai UE, Geurtsen W. Effects of various resin composite (co)monomers and extracts on two caries-associated microorganisms in vitro. J Dent Res., 77: 60-67, 1998.
8. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. J Oral Rehabil., 29: 1165-1173, 2002.
9. Santini A, Turner S. General dental practitioners' knowledge of polymerisation of resin-based composite restorations and light curing unit technology. Br Dent j., 211: E13, 2011.
10. Roberson TM, Heymann HO, Edward J, Swift JE. Sturdevants Art & Science of Operative Dentistry. Çeviri Editörü Sevil Gürkan, Güneş Tıp Kitabevleri, Ankara, 994 s, 2011.
11. Bowen RL, Rodriguez MS. Tensile strength and modules of elasticity of tooth structure and several restorative materials. JADA., 64: 379-387, 1962.

12. Wilson KS, Antonucci JM. Interphase structure-property relationships in thermoset dimethacrylate nanocomposites. *Dent Mater.*, 22(11):995-1001, 2006.
13. https://tr.wikipedia.org/wiki/Kompozit_malzemeler (20/04/2016)
14. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.*, 105(2):97-116, 1997.
15. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara Őniversitesi Basımevi, Ankara, 1993.
16. Dayangaç B. *Kompozit Rezin Restorasyonlar*. Quintessence Yayıncılık, İstanbul, 166 s, 2011.
17. Mirsasaani SS, Ghomi F, Hemati M, Tavasoli T. Measurement of solubility and water sorption of dental nanocomposites light cured by argon laser. *IEEE Trans Nanobioscience*, 12: 41-46, 2013.
18. Yap AU, Tan CH, Chung SM. Wear behavior of new composite restoratives. *Oper Dent.*, 29(3):269-274, 2004.
19. Bayne SC. Dental biomaterials: Where are we and where are we going?. *J Dent Educ.*, 69(5): 571-583, 2005.
20. Palin WM, Fleming GJP. Low-shrink monomers for dental restorations. *Dent Update*, 30(3): 118-122, 2003.
21. Davy KWM, Kalachandra S, Pandain MS, Braden M. Relationship between composite matrix molecular structure and properties. *Biomaterials*, 19(22) :2007- 2014, 1998.
22. Monte Alto RV, Guimarães JGA, Poskus LT, da Silva EM. Depth of cure of dental composite submitted to different light-curing modes. *J Appl Oral Sci.*,14(2):7176 ,2006.
23. Baek DM, Park JK, Son SA, Ko CC, Garcia-Godoy F, Kim HI, Kwon YH. Mechanical properties of composite resins light-cured using a blue DPSS laser. *Lasers Med Sci.*, 28:597–604, 2013.
24. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, Bis-GMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater.*, 14:51-56, 1998.

25. Palin WM, Fleming GJ, Burke FJ, Marquis PM, Randall RC. Monomer conversion versus flexure strength of a novel dental composite. *J Dent.*, 31(5):341-351, 2003.
26. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res.*, 69(1): 36-39, 1990.
27. Silva EM, Miragaya L, Noronha-Filho JD, Amaral CM, Poskus LT, Guimaraes JGA. Characterization of an experimental resin composite organic matrix based on a tri-functional methacrylate monomer. *Dent Mater J.*, 35(2): 159–165, 2016.
28. Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Materials science effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res.*, 64(12): 1396-1403, 1985.
29. Federlin M, Thonemann B, Schmalz G. Inserts–megafillers in composite restorations: a literature review. *Clin Oral Investig.*, 4(1): 1-8, 2000.
30. Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *J Dent*, 19: 206-211, 2003.
31. Craig RG. *Direct Esthetic Restorative Materials Restorative Dental Materials*. Mosby, St. Louis, 10: 255-271, 1989.
32. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: Composition, properties and clinical applications. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 120(11):972-86, 2010.
33. Musanje L, Ferracane JL. Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on the properties of experimental hybrid resin composite. *Biomaterials*, 25: 4065-4071, 2004.
34. Powers JM, Sakaguchi RL. *Resin Composite Restorative Materials*, In: Craig's Restorative Dental Materials, Twelfth Edition, Mosby, Missouri, 190-212, 2006.
35. Wilson KS, Zhang K, Antonucci JM. Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials*, 26(25):5095-5103, 2005.

36. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin system. *J Prosthet Dent.*, 50: 480-488, 1983.
37. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc.*, 125(6):687-701, 1994.
38. Lindberg A. Resin Composites Sandwich restorations and Curing techniques. Umea University, Sweden, 90(91): 7-17, 2005.
39. Boaro LCC, Goncalves F, Guimarães TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dent mater.*, 6: 1144-1150, 2010.
40. Lang BR, Jaarda M, Wang RF. Filler particle size and composite resin classification systems. *J Oral Rehabil.*, 19: 569-584, 1992.
41. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc.*, 134(10): 1382-1390, 2003.
42. Jhaveri HM, Balaji PR. Nanotechnology: The future of dentistry. *J Indian Prosthodont Soc.*, 5(1): 15-17, 2005.
43. Eğilmez F, Ergün G, Çekiç NI, Vallittu PK, Lassila LVJ. Short and long term effects of additional post curing and polishing systems on the color change of dental nano-composites. *Dent Mater J.*, 321:107-114, 2013.
44. Schottner G. Hybrid sol-gel derived polymers: application of multifunctional materials. *Chem Mater.*, 13: 3422-3435, 2001.
45. Terry DA. Applications of nanotechnology. *Pract Proced Aesthet Dent.*, 16(3): 220-222, 2004.
46. Özel ÖÖ, Eren D, Hürmüzlü F. Farklı iki kompozit rezinin su emilimi yönünden karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg.*, 9(2): 95-100, 2006.
47. Özak ŞT, Özkan P. Nanotechnology and dentistry. *Eur J Dent.*, 7: 145-151, 2013.
48. Pehlivan N, Karacaer Ö. Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin güçlendirilmesi. *Acta Odontol Turc*, 31(3):160-6, 2014.
49. Jung M, Eichelberger K, Klimek J. Surface geometry of four nanofiller and one hybrid composite after one-step and multiple-step polishing. *Oper Dent.*, 32(4): 347-355, 2007.

50. Swift EJ. Ask the experts: Nanocomposites. *J Esthet Restor Dent.*, 17 (1): 3-4, 2005.
51. Danesh G, Davids H, Reinhardt KJ, Ott K, Schafer E. Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units. *J Dent.*, 32(6): 479-88, 2004.
52. Ersoy M, Emre Ö, Gökçe K. Farklı Uygulama Yöntemlerinin Kompozit Rezinlerin Mikrosertlikleri Üzerine Etkisi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.*, 17(1): 27-31, 2007.
53. Paul SJ, Leach M, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effect of water content on the physical properties of model dentine primer and bonding resins. *J Dent.*, 27(3):209-14, 1999.
54. Baltacıoğlu İH. Nanodoldurucu içeren kompozitlerin farklı ışık cihazları ile mikrosızıntı yönünden karşılaştırılması. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 92 s., 2011.
55. Çalikkocaoğlu S. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi (Metal olmayan maddeler). Mor Ajans Yayınevi, İstanbul, 2000.
56. Bektaş Ö.Ö. Farklı ışık kaynaklarının ve ışık uygulama tekniklerinin kompozit rezinlerdeki polimerizasyon büzülmesi ve dentine bağlanma dayanımlarına etkisinin incelenmesi. Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sivas, 124 s. , 2006.
57. Phillips RW. Skinner's science of dental materials. 9th Ed. Philadelphia: W.B. Saunders, p. 157-235, 1991.
58. Vann Noort R. Introduction to Dental Materials. 2nd Ed. London, England: Mosby Int. Pub. Ltd., p.: 96-123, 2002.
59. Mc Cabe J.F, Walls A.W.G. Applied dental materials. 8th Ed. Oxford, England: Blackwell Scientific Pub., p. 87-178, 2000.
60. Rawls KJ. Mechanical properties of dental materials in: Phillips' Science of Dental Materials 11th Ed. Ed: Anusavice KJ, St. Louis: W.B. Saunders, p.: 154-162, 2003.
61. Santini A, Gallegos IT, Felix CM. Photoinitiators in dentistry: a review. *Prim Dent J*, 2(4):30-3, 2013.

62. Puckett AD, Smith R. Method to measure the polymerization shrinkage of light-cured composites. *J Prosthet Dent.*, 68(1): 56-58, 1992.
63. Dewaele M, Truffger-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater.*, 22(4): 359-365, 2006.
64. Schneider LFJ, Consani S, Ogliari F, Correr AB, Sobrinho LC, Sinhoretti MAC. Effect of time and polymerization cycle on the degree of conversion of a resin composite. *Oper Dent.*, 31(4): 489-95, 2006.
65. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil.*, 21: 441-452, 1994.
66. Stansbury JW, Dickens SH. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dent Mater.*, 17: 71-79, 2001.
67. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Haller A. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. *Clin Oral Invest*, 5: 156-61, 2001.
68. Ontiveros JC, Paravina R. Light-emitting diode polymerization: A review of performance; Part I. *Acta Stomatologica Naissi*, 22: 601-10, 2006.
69. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Elution of leachable components from resin composites after plasma arc vs standart or soft start halojen light irradiation. *J Dent.*, 30: 223-32, 2002.
70. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater.*, 21: 36-42, 2005.
71. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunczak MA, Douglas WH. Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. *J Dent*, 19(5): 312-316, 1991.
72. Bang HC, Lim BS, Yoon TH, Lee YK, Kim CW. Effect of plasma arc curing on polymerization shrinkage of orthodontic adhesive resins. *J Oral Rehabil*, 31(8): 803-810, 2004.
73. Bausch JR, de Lange K, Davidson CL, Peters A, de Gee AJ. Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *J Prosthet Dent*, 48(1): 59-67, 1982.

74. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater.*, 21(10):962-970, 2005.
75. Tani Y, Nambu N, Ishikiawa A, Katsuyama S. Polymerization shrinkage and contraction force of composite resin restorative inserted with "Megafiller". *Dent Mater J.*, 12(2): 182-189, 1993.
76. Yap AU, Ng SC, Siow KS. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent.*, 26(3): 260-266, 2001.
77. Yap AU, Soh MS, Siow KS. Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization. *Oper Dent*, 27(1):44-49, 2002.
78. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses?. *J Dent Res.*, 75(3): 871-878, 1996.
79. Hansen EK. Effect of cavity depth and application technique on marginal adaptation of resins in dentin cavities. *J Dent Res.*, 65(11): 1319-1321, 1986.
80. Jordan RE, Suzuki M. Posterior Composite Restorations Where and How They Work Best. *J Am Dent Assoc.*, 122(11): 30-37, 1991.
81. Leinfelder KF. Using composite resin as a posterior restorative material. *JADA*, 122(4): 65-70, 1991.
82. Leung RL, Fan PL, Jhonston WM, Post-irradiation Polymerization of Visible Light-activated Composite Resin. *J Dent Res*, 62(3):363-365, 1983.
83. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MCRB. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent.*, 20(3): 183-188, 1992.
84. Kawaguchi M, Fukushima T, Niyazaki K. The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible-light-activated resin composites. *J Dent Res.*, 73: 516-521, 1994.
85. Ilie N, Felten K, Trixner K, Hickel R, Kunzelmann KH. Shrinkage behavior of a resin based composite irradiated with modern curing units. *Dent Mater.*, 21: 483-9, 2005.

86. O'Keefe KL, Pease PL, Herrin HK. Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples. *J Prosthet Dent.*, 66: 434-8, 1991.
87. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G. Effect of conventional and high intensity light curing on enamel shear bond strength of composite resin modified glass ionomer. *Am J Dentofacial Orthop.*, 119(1): 30-5, 2001.
88. Correr AB, Sinhoretti MAC, Sobrinho LC, Tango RN, Schneider LFJ, Consani S. Effect of the increase of energy density on Knoop hardness of dental composites light cured by conventional QHT, LED and Xenon plasma arc. *Braz Dent J*, 16 (3): 218-24, 2005.
89. Dunn WJ, Taloumis LJ. Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing lights. *Am J Dentofacial Orthop.*, 122; 236-41, 2002.
90. Nomoto R, McCabe JF, Hirano S. Comparison of Halogen, Plasma and LED Curing Units. *Oper Dent.*, 29(3): 287-294, 2004.
91. Bektaş ÖÖ, Siso HŞ, Eren D. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *EÜ Dişhek Fak Derg.*, 27: 117-124, 2006.
92. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent., J*, 24: 388-391, 1999.
93. Mills RW, Uhl A, Jandt KD. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials*, 24: 2097-2103, 2002.
94. Demirköprülü H, Yılmaz H, Turhan B, Hürmüzlü F. Görünür ışık cihazlarının ışık şiddetlerinin tespiti ve değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg.*, 2(1):37-41, 1999.
95. Caughman WF, Rueggeberg FA, Curtis JW. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J Am Dent Assoc.*, 126: 1280-6, 1995.
96. Tauböck TT, Feilzer AJ, Buchalla W, Kleverlaan CJ, Krejci I, Attin T. Effect of modulated photo-activation on polymerization shrinkage behavior of dental restorative resin composites. *Eur J Oral Sci.*, 122: 293–302, 2014.

97. Dos Santos SG, Moysés MR, Alcântara CE, Ribeiro JC, Ribeir JG. Flexural strength of a composite resin light cured with different exposure modes and immersed in ethanol or distilled water media. *J Conserv Dent.*, 15(4):333-6, 2012.
98. Hasegawa T, Itoh K, Yukitani W, Wakumoto S, Hisamitsu H. Effects of soft-start irradiation on the depth of cure and marginal adaptation to dentin. *Oper Dent.*, 26: 389-395, 2001.
99. Friedl KH, Schmalz G, Miller KA, Marki A. Marginal adaptation of class V restorations with and without "softstart polymerization. *Oper Dent.*, 25: 26-32, 2000.
100. Asmussen E, Peutzfeldt A. Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units. *Eur J Oral Sci.*, 113: 96-8, 2005.
101. Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiakidis G. Curing efficiency of various types of light curing units. *Eur J Oral Sci.*, 112: 89-94, 2004.
102. Vandewalle KS, Roberts HW, Tiba A, Charlton DG. Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. *Oper Dent.*, 30: 257-264, 2005.
103. Tsai PC, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater.*, 20(4): 364-369, 2004.
104. Taira M, Urabe H, Hirose T, Wakasa K, Yamaki M. Analysis of photo-initiators in visible-light-cured dental composite resins. *J Dent Res.*, 67: 24-28, 1988.
105. Jiménez-Planas A, Martín J, Abalos C, Llamas R. Developments in polymerization lamps. *Quintessence Int.*, 39: 74-84, 2008.
106. Bouillaguet S, Caillot G, Forchelet J, Cattani-Lorenté M, Wataha J.C, Krejci I. 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, 2005.
107. Malhatro N, Mala K. Light curing considerations for resin based composite materials: A review. Part 1. *Compend Contin Educ Dent.*, 31: 498-505, 2010.

108. Santini A. Current status of visible light activation units and curing of light activated resin based composite materials. *Dent Update*, 37: 214-227, 2010.
109. Kauppi MR, Combe ECC. Polymerization of orthodontic adhesives using modern high-intensity visible curing lights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, 124: 316-322, 2003.
110. Uhl A, Mills RW, Rzanny AE, Jandt KD. Time dependence of composite shrinkage using halogen and LED light curing. *Dent Mater.*, 21: 278-86, 2005.
111. Hao X, Luo M, Wu J, Zhu S. A survey of power density of light-curing units used in private dental offices in Changchun City, China. *Lasers Med Sci.*, 30(2): 493-7, 2015.
112. Nitta K. Effect of light guide tip diameter of LED-light curing unit on polymerization of light-cured composites. *Dent Mater.*, 21: 217-223, 2005.
113. Christensen GJ. The light curing mania. *J Am Dent Assoc.*, 135(4): 461-463, 2004.
114. Ceballos L, Fuentes M.V, Tafalla H, Martinez A, Flores J, Rodriguez J. Curing effectiveness of resin composites at different exposure times and LED and halogen units. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.*, 14: 5156, 2009.
115. Soh MS, Yap AU, Siow KS. The effectiveness of cure of LED and Halogen curing units at varying cavity depths. *Oper Dent.*, 28: 707-715, 2003.
116. Usumez A, Ozturk N, Ozturk B. Two-year Color Changes of Light-cured Composites: Influence of Different Light-curing Units. *Oper Dent.*, 30-5, 655-660, 2005.
117. Staudt CB, Mavropoulos A, Bouillaguet S, Kliaridis S, Krejci I. Light curing time reduction with a new high power halogen lamp. *Am J Dentofacial Orthop.*, 128: 749-54, 2005.
118. Döner KY. Tek kullanımlık ışık cihazı başlıklarının braketlerin yapışma dayanıklılığı üzerine olan etkisi. Doktora Tezi, Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Adana, 73 s. , 2012.
119. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness evulation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater.*, 17: 309-315, 2001.

120. Teshima W, Nomura Y, Tanaka N, Urabe H, Okazaki M, Nahara Y. ESR study of camphoroquinone/amine photoinitiator systems using blue emitting diodes(LED's). *Biomaterials*, 24: 2097-2103, 2003.
121. Ergün G. Restoratif kompozitlerin farklı ışık kaynakları kullanılarak cam fiberle güçlendirilmiş kompozit materyaline bağlantı dirençlerinin incelenmesi. Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun, 86 s., 2005.
122. Faria-e-Silva AL, Lima AF, Moraes RR, Piva E, Martins LR. Degree of Conversion of Etch-and-Rinse and Self-etch Adhesives Light-cured Using QTH or LED. *Oper Dent.*, 35(6): 649-654, 2010.
123. Palin WM, Senyılmaz DP, Marquis PM, Shortall AC. Cure width potential for MOD resin composite molar restorations. *Dent Mater.*, 24: 1083-1094, 2008.
124. Ogunyinka A, Palin WM, Shortall AC, Marquis PM. Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites. *Dent Mater.*, 23: 807-813, 2007.
125. Schneider LFJ, Pfeifer CS, Consani S, Prahl SA, Ferracane JL. 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, 2008.
126. Ye Q, Wang Y, Williams K, Spencer P. Characterization of photopolymerization of dentin adhe- sives as a function of light source and irradiance. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.*, 80: 440-446, 2007.
127. Price RBT, Fahey J, Felix CM. Knoop microhardness mapping used to compare the efficacy of led, qth and pac curing lights. *Oper Dent.*, 35: 58-68, 2010.
128. Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater.*, 20: 80-87, 2004.
129. Ritter AV, Cavalcante LM, Swift EJ, Thompson JY, Pimenta LA. Effect of light curing method on marginal adaptation, microleakage and microhardness of composite restorations. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.*, 78(2): 302-311, 2006.

130. Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent.*, 27(6): 636-638, 2002.
131. Knezevic A, Ristic M, Tarle Z, Pichler G, Music S. Degree of conversion and temperature increase during composite polymerisation with LED units of different intensity. *Acta Stomatol. Croat.*, 42: 19-29, 2008.
132. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue emitting diodes (LEDs). *Dent Mater.*, 16: 41-47, 2000.
133. Knezević A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristić M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil.*, 28: 586-591, 2001.
134. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials*, 24: 1787-1795, 2003.
135. Morimoto S, Zanini RA, Meira JB, Agra CM, Calheiros FC, Nagase DY. Influence of physical assessment of different light-curing units on irradiance and composite microhardness top/bottom ratio. *Odontology*, 2016.
136. Esmaeili B, Safarcherati H, Vaezi A. Hardness Evaluation of Composite Resins Cured with QTH and LED. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.*, 8(1): 40-4, 2014.
137. Çelik Ç, Özel Y. Rezin restoratif materyallerin polimerizasyonunda kullanılan ışık kaynakları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 2: 109-115, 2008.
138. Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light *Am J Dentofacial Orthop.*, 119: 610-6, 2001.
139. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res.*, 53(4): 353-361, 2000.
140. Çakmakçıoğlu Ö, Topbaşı B. Farklı ışık kaynaklarının kompozit polimerizasyonuna etkisi. *Atatürk Ü Diş Hek Fak Derg.*, 15(1): 48-54, 2005.
141. Schneider LFJ, Consani S, Sinhoreti MA, Sobrinho LC, Milan FM. Temperature change and hardness with different resin composites and photoactivation methods. *Oper Dent.*, 30: 516-521, 2005.

142. Oyama N, Komori A, Nakahara R. Evaluation of light curing units used for polymerization of orthodontic bonding agents. *Angle Orthod.*, 74(6): 810-5, 2004.
143. Lloret PR, Rode KM, Turbino ML. Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. *Braz oral res.*, 18(3): 271-275, 2004.
144. Abdul-Hameed NAS. Argon-Ion Laser Vs Quartz-Tungsten-Halogen Curing of Polyacid Modified Composite Resin Restorative Materials. *J Dent Health Oral Disord Ther*, 1(4): 00025, 2014.
145. Perry R, Kugel G, Kunzelmann KH, Flessa HP, Estafan D. Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer. *J Am Dent Assoc.*, 131: 1472-1477, 2000.
146. Tarle Z, Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G. Polymerization of composites using pulsed laser. *Eur J Oral Sci.*, 103: 394-398, 1995.
147. Warren DP, Rice HC, Powers JM. Intensity of curing lights affected by barriers *J Dent Hyg Winter.*, 74(41): 20-3, 2000.
148. Scott BA, Felix CA, Price RBT. Effect of disposable infection control barriers on light output from dental curing lights *J Can Dent Assoc.*, 70(2): 105-10, 2004.
149. McAndrew R, Lynch CD, Pavli M, Bannon A, Milward P. The effect of disposable infection control barriers and physical damage on the power output of light curing units and light curing tips. *Br Dent J.*, 210(8):E12, 2011.
150. Hodson NA, Dunne SM, Pankhurst CL. The effect of infection-control barriers on the light intensity of light cure units and depth of cure. *Prim Dent Care.*, 12(2): 61-7, 2005.
151. Santos MJMC, Passos SP, Encarnacao MOL, Santos Junior GC, Bottino MA. Hardening of a dual-cure resin cement using QTH and LED curing units. *J Appl Oral Sci.*, 18: 110-115, 2010.
152. Deliktaş D, Ulusoy N. Farklı ışık cihazlarının hibrit ve nanohibrit kompozit rezinlerin yüzey sertliğine etkisi. *AÜ Diş Hek Fak Derg.*, 33: 1-10, 2006.

153. Poskus LT, Placido E, Cardoso PEC. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater.*, 20(8): 726-732, 2004.
154. Hooshmand T, Mahmoodi N, Keshvad A. Microhardness of a resin cement polymerized by Light-Emitting Diode and halogen lights through ceramic. *J Prosthodont*, 18(5):411-6, 2009.
155. Marigo L, Spagnuolo G, Malara F, Martorana GE, Cordaro M, Lupi A ve ark. Relation between conversion degree and cytotoxicity of a flowable bulk-fill and three conventional flowable resin-composites. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*, 19(23):4469-80, 2015.
156. Anusavice KJ. Phillip's Science of Dental Materials. 11 th ed. St. Louis:Elsevier; 2003
157. Azzarri MJ, Cortizo MS, Alessandrini JL. Effect of the curing conditions on the properties of an acrylic denture base resin microwavelypolymerised. *J Dent.*, 31(7): 463-468, 2003.
158. İlikli BG, Aydın A, Işimer A, Alpaslan G. In vitro corrosion behaviour and microhardness of high-copper amalgams with platinum and indium. *J Oral Rehabil.*, 26(2): 170-176, 1999.
159. Pober R. Reporting microhardness data in scientific publications. *J Dent Res.*, 77: 1766, 1998.
160. Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dent Mater.*, 19: 612-619, 2003.
161. Giannakopoulos AE, Zisis TH. Analysis of Knoop indentation. *Int J of Solids and Struct.*, 48: 175–190, 2011.
162. Wang L, D'Alpino PHP, Lopes LG, Pereira JC. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J Appl Oral Sci.*, 11(3), 162-167, 2003.
163. Roberts HW, Vandewalle KS, Berzins DW & Charlton DG. Accuracy of LED and halogen radiometers using different light sources. *J Esthet Restor Dent*, 18(4): 214-222, 2006.

164. Kramer N, Lohbauer U, Garcia-Godoy F & Frankenberger R. Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent.*, 21(3): 135-142, 2008.
165. Al Shaafi MM, Maawadh AM, Al Qahtani MQ. Evaluation of Light Intensity Output of QTH and LED Curing Devices in Various Governmental Health Institutions. *Oper Dent.*, 36-4: 356-361, 2011.
166. Dall'Magro E, Correr AB, Costa AR, Correr GM, Consani RLX, CorrerSobrinho L, Sinhoreti MAC. Effect of different photoactivation techniques on the bond strength of a dental composite. *Braz Den J.*, 21(3): 220-224, 2010.
167. Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials*, 12: 737-740, 1991.
168. Spagnuolo G, Annunziata M, Rengo S. Cytotoxicity and oxidative stress caused by dental adhesive systems cured with halogen and LED lights. *Clin Oral Investig.*, 8(2):81-85, 2004.
169. Maghaireh GA, Alzraikat H, Taha NA. Assessing the irradiance delivered from light-curing units in private dental offices in Jordan. *J Am Dent Assoc.*, 144(8): 922-7, 2013.
170. Özcan M. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi öğrencileri ile mezunlarının ağız sağlığı yaklaşımlarının ve kişisel ağız bakımı alışkanlıklarının değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 87 s., 2005.
171. Özel E, Soyman M. LED ışık kaynakları. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.*, 14(1): 13-17, 2004.
172. <http://multimedia.3m.com/mws/media/1056482O/elipar-deepcure-s-led-curing-light-brochure.pdf> (19/04/2016).
173. http://www.airforcemedicine.af.mil/Portals/1/Documents/DECS/Product_Evaluations/Equip/Lights/Curing/UltraLume_LED%205.pdf?timestamp=1435259872240 (19/04/2016).
174. Filho TRM, Weig KM, Costa FM, Werneck MM, Barthem RB, Neto CAC. Effect of LED-LCU light irradiance distribution on mechanical properties of resin based materials. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.*, 63: 301–307, 2016.


175. Santos GB, Medeiros IS, Fellows CE, Muench A, Braga RR. Composite depth of cure obtained with QTH and LED units assessed by microhardness and micro-Raman spectroscopy. *Oper Dent.*, 32: 79–83, 2007.
176. Arısu DH, Bala O, Üçtaşlı MB. Halojen veya LED ışık kaynakları ile sertleştirilen farklı restoratif materyallerin Barcoll Sertlikleri. *GÜ Diş Hek Fak Derg.*, 25(2): 19-24, 2008.
177. Martin FE. A survey of the efficiency of visible light curing units. *J Dent.*, 26(3):239-43, 1998.
178. Strydom C. Curing lights the effects of clinical factors on intensity and polymerisation. *SADJ*, 57: 181-186, 2002.
179. Moraes RR, Sobrinho LC, Sinhoretti MAC, Rontani RMP, Ogliari FA, Piva E. Light activation of resin cement through ceramic: Relationship between irradiance intensity and bond strength to dentin. *J Biomed Mater Rest Part B: Appl Biomater.*, 85: 160-5, 2008.
180. Brandt WC, De Moraes RR, Correr-Sobrinho L, Sinhoretti MA, Consani S. Effect of different photo-activation methods on push out force, hardness and cross-link density of resin composite restorations. *Dent Mater.*, 24: 84650, 2008.
181. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with or without 'soft start polymerization'. *J Dent*, 25: 321-330, 1997.
182. Yap AUJ, Soh MS. Curing efficacy of a new generation high-power LED lamp. *Oper Dent.*, 30: 758-763, 2005.
183. Akgüngör N. Lityum disilikat esaslı pres-seramik sistemlerinin farklı seramik kalınlıkları ve farklı polimerizasyon yöntemleri kullanıldığında dentine bağlantı etkisinin incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 152 s. , 2009.
184. Küçükıılmaz E, Botsalı M, Sarı T, Savaş S, Özkan B. Kalsiyum silika içerikli pulpa kaplama materyalinin ışık kaynağının üç farklı modu ile polimerizasyonu esnasında oluşan ısı artışının incelenmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.*, 24(2): 178-184, 2014.

185. Goracci C, Cadenaro M, Fontanive L, Giangrosso G, Juloski J, Vichi A, Ferrari M. Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. *Dent Mater.*, 30(6): 688-94, 2014.
186. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater.*, 28(5): 521-8, 2012.
187. Attin T, Vataschki M, Hellwig E. Properties of resin-modified glass-ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials. *Quintessence Int.*, 27: 203-9, 1996.
188. Erdemir U, Sancaklı SH, Yıldız E, Özel S. Farklı ışık kaynaklarının nanokompozitlerin yüzey sertliği üzerine etkisi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 12(1) : 1-7, 2011.
189. Shortall AC. How light source and product shade influence cure depth for a contemporary composite. *J Oral Rehabil.*, 32: 906-11, 2005.
190. Fan PL, Schumacher RM, Azzolin K, Geary R, Eichmiller FC. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *J Am Dent Assoc.*, 133: 429-34, 2002.
191. Lindberg A, Peutzfeldt A, Van Dijken JW. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clin Oral Investig.*, 9: 71-6, 2005.
192. Hashimoto K, Inai N, Tagami J. Evaluation of the light intensity of high intensity light units. *Am J Dent*, 19: 143-146, 2006.
193. Moreira F, Filho N, Souza J, Lopez L. Sorption, solubility and residual monomers of a dental adhesive cured by different light-curing units. *Braz Dent J.*, 21: 432-8, 2010.
194. Matsumoto H, Gres JE, Marker VA, Okabe T, Ferracane JL, Harvey GA. Depth of cure of visible light-cured resin: clinical simulation. *J Prosthet Dent.*, 55: 574-578, 1986.
195. Nalçacı A, Bağış B. Nano-hibrit bir kompozit rezinin yüzey sertliğinin in vitro olarak incelenmesi. *AÜ Diş Hek Fak Derg.*, 32(2): 91-98, 2005.
196. Fowler CS, Swartz ML, Moore BK. Efficacy testing of visible-light-curing units. *Oper Dent.*, 19: 477-52, 1994.

197. Küçükeşmen Ç. Farklı ışık kaynakları ve yeni polimerizasyon teknikleri. Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg., 9(2): 127-137, 2006.
198. Price RBT, Labrie D, Rueggeberg FA, Sullivan B, Kostylev I, Fahey J. Correlation between the beam profile from a curinglight and the microhardness of four resins, Dent Mater., 30: 1345–1357, 2014.
199. Ermiş RB, Çelik UE, Katırcı G. Uygulama Süresinin Yüksek Işık Şiddetine Sahip Led Cihazının Sertleştirme Etkinliği Üzerine Etkisi. EÜ Diş Hek Fak Derg., 28: 179-185, 2007.
200. Yazıcı AR, Kugel G, Gül G. The Knoop hardness of a composite resin polymerized with different curing lights and different modes. J Contemp Dent Prac., 8: 52-59, 2007.
201. Dunne SM, Davies BR, Millar BJ. A survey of the effectiveness of dental light-curing units and a comparison of light testing devices. Br Dent J., 180(11): 411-16, 1996.
202. <http://sensing.konicaminolta.us/2013/11/what-is-the-difference-between-radiometers-spectrometers-and-spectroradiometers/> (25.05.2016)
203. Al-Samadani HK, Ayman AD, Mohammed AW, Loay IA. Light Intensity Decay in Quartz-Tungsten-Halogen Polymerization Units. J İnt Ora Health, 5(1):23-30, 2013.
204. Yüzbaşıoğlu E, Saraç D, Canbaz S, Saraç YŞ, Cengiz S. A survey of cross-infection control procedures: knowledge and attitudes of Turkish dentists J Appl Oral Sci., 17(6): 565-9, 2009.
205. Mitton BA, Wilson NH. The use and maintenance of visible light activating units in general practice. Br Dent J., 191: 82–86, 2001.
206. Chong SL, Lam YK, Lee FKF, Ramalingam L, Yeo ACP, Lim CC. Effect of Various Infection-Control Methods for Light-Cure Units on the Cure of Composite Resins. Oper Dent., 23: 150-154, 1998.
207. Nelson SK, Caughman WF, Rueggeberg FA, Lockwood PE. Effect of glutaraldehyde cold sterilants on light transmission of curing tips. Quintessence Int., 28(11): 725–30, 1997.
208. Dugan WT, Hartleb JH. Influence of a glutaraldehyde disinfecting solution on curing light effectiveness. Gen Dent., 37(1): 40–3, 1989.

209. Kakaboura A, Tzoutzas J, Pitsinigos D, Vougiouklakis G. The effect of sterilization methods on the light transmission characteristics and structure of light-curing tips. *J Oral Rehabil.*, 31: 918–923, 2004.
210. Foundation CR. Should your next curing light be an online bargain? *Clinicians Report* ed: G.J. Christensen, 6(10): 1-3, 2013.
211. AlShaafi MM, Harlow JE, Price HL, Rueggeberg FA, Labrie D, AlQahtani MQ ve ark. Emission characteristics and effect of battery drain in “budget” curing lights. *Oper Dent.*, 41: 2, 2016.
212. Hegde V, Jadhav S, Aher GB. A clinical survey of the output intensity of 200 light curing units in dental offices across Maharashtra. *J Conserv Dent.*, 12(3): 105-8, 2009.
213. Alshaafi MM. Evaluation of light-curing units in rural and urban areas. *Saudi Dent J.*, 24(3-4): 163-7, 2012.
214. Antonson SA, Antonson DE, Hardigan PC. Should my new curing light be an LED? *Oper Dent.*, 33(4): 400-407, 2008.
215. El-Mowafy O, El-Badrawy W, Lewis DW, Shokati B, Kermalli J, Soliman O ve ark. Intensity of quartz-tungsten-halogen light-curing units used in private practice in Toronto. *J Am Dent Assoc.*, 136(6): 766-773, 2005.
216. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent.*, 19(1):26-32, 1994.
217. Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *J Dent.*, 27: 235–241, 1999.
218. Barghi N, Berry T, Hatton C. Evaluating intensity out- put of curing lights in private dental offices. *J Am Dent Assoc.*, 125:992-96; 1994.
219. Feilzer AJ, Dooren LH, De gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci.*, 103: 322-326, 1995.
220. Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JWV. Curing depths of a universal hybrid and a flowable resin composite cured with QTH and LED units. *Acta Odontol Scand.*, 62: 97-101, 2004.

221. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dent Mater.*, 29(2): 139-156, 2013.
222. Topcu FT, Erdemir U, Sahinkesen G, Yildiz E, Uslan I, Acikel C. Evaluation of microhardness, surface roughness, and wear behavior of different types of resin composites polymerized with two different light sources. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.*, 92(2): 470-478, 2010.
223. Neo BJ, Soh MS, Teo JW, Yap AU. Effectiveness of composite cure associated with different light-curing regimes. *Oper Dent.*, 30(6): 671-675, 2005.
224. Leprince JG, Leveque P, Nysten B, Gallez B, Devaux J, Leloup G. New insight into the “depth of cure” of dimethacrylate-based dental composites. *Dent Mater.*, 28(5): 512-520, 2012.
225. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Polymerization efficiency of curing lamps: a universal energy conversion relationship predictive of conversion of resin-based composite. *Oper Dent.*, 29(1): 105-111, 2003.
226. Karakoç P. Farklı ışık kaynakları ve ışık uygulama tekniklerinin kompozitlerin mikrosertlik değerleri üzerine etkisi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 115 s. , 2014.
227. Yaman BC, Efes BG, Dörter C, Gömeç Y, Erdilek D, Büyükgökçesu S. The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins. *J Conserv Dent.*, 14(2): 136-139, 2011.
228. El-Mowafy O, El-Badrawy W, Lewis DW, Shokati B, Soliman O, Kermalli J, ve ark. Efficacy of Halogen Photopolymerization Units in Private Dental Offices in Toronto. *J Can Dent Assoc.*, 71(8):587, 2005.
229. Pires JAF, Cvitko E, Denehy GE, Swift EJ. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence Int.*, 24: 517-21, 1993.
230. DeWald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light activated composites. *J Dent Res.*, 66:727-34, 1987.

231. Park SH, Kim SS, Cho YS, Lee SY, Noh BD. Comparison of linear polymerization shrinkage and microhardness between QTH-cured & LED-cured composites. *Oper Dent.*, 30(4): 461-467, 2005.
 232. Gonzalez MR, Poskus LT, Sampaio Filho HR, Perez CR. Influence of irradiance and exposure time on the degree of conversion and mechanical properties of a conventional and silorane composite. *Indian J Dent Res.*, 24(6): 719-722, 2013.
 233. Da Silva EM, Poskus LT, Guimarães JGA. Influence of light-polymerization modes on the degree of conversion and mechanical properties of resin composites: A comparative analysis between a hybrid and a nanofilled composite. *Oper Dent.*, 33(3): 287-293, 2008.
- 

8. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı	Fatma (Öksüz) TUTKAN
Doğum Yeri ve Tarihi	Gerede-1988
Medeni Hali	Evli
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, 58140- Sivas
E-posta Adresi	fatosoksuz2212@mynet.com

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Çankırı Süleyman Demirel Fen Lisesi, 2006
Lisans-Yüksek Lisans	Hacettepe Üniversitesi, 2007-2012
Unvan	Araştırma Görevlisi

İş Tecrübesi

Uzmanlık	Cumhuriyet Üniversitesi, 2013-2016
----------	------------------------------------