



**FARKLI IŞIK KAYNAKLARI İLE POLİMERİZE EDİLEN TEK
RENK KOMPOZİTLERİN ISISAL DEĞİŞİMLERİNİN,
MİKROSERTLİKLERİNİN VE POLİMERİZASYON
DERECELERİNİN İNCELENMESİ**

ELİF NUR KAYA

UZMANLIK TEZİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN:

PROF. DR. PINAR YILMAZ ATALI

EŞ DANIŞMAN:

PROF. DR. BİLGE TARÇIN

İSTANBUL-2025

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışması ile elde edilmiş bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

ELİF NUR KAYA



TEŞEKKÜR

Lisans ve uzmanlık eğitimim boyunca hem bilimsel yaklaşımlarıyla hem de yapıcı ve destekleyici tutumlarıyla bu süreci verimli ve anlamlı kılan; bilgi, birikim ve tecrübeleriyle yolumu aydınlatan, öğrencileri olmaktan büyük gurur ve mutluluk duyduğum kıymetli danışman hocalarım Sayın *Prof. Dr. Bilge TARÇIN* ve Sayın *Prof. Dr. Pınar YILMAZ ATALI*'ya

Her zaman desteğini ve hoşgörüsünü hissettiğim, yapıcı yaklaşımıyla çalışma ortamına değer katan, Anabilim Dalı Başkanımız *Prof. Dr. Cafer TÜRKMEN*'e

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi, deneyim ve rehberlikleriyle gelişime katkıda bulunan; nazik yaklaşımlarıyla her zaman yanımda olduklarını hissettiren Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda görevli değerli hocalarım *Prof. Dr. Dilek TAĞTEKİN*, *Doç. Dr. Bora KORKUT*, *Dr. Öğr. Üyesi Gülçin BİLGİN GÖÇMEN*, *Dr. Öğr. Üyesi Ezgi TÜTER BAYRAKTAR*, *Dr. Öğr. Üyesi Ayşe Ash ŞENOL*, *Dr. Öğr. Üyesi Elif ALKAN*'a

Tez çalışmam sırasında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı olanaklarından yararlanmamı mümkün kılan değerli hocam *Prof. Dr. Safa TUNCER*'e

Tez çalışmamın her aşamasında desteğini esirgemeyen, moral ve motivasyonunu her zaman yanımda hissettiğim sevgili arkadaşım *Dr. Öğr. Üyesi Bengü DOĞU KAYA*'ya

Uzmanlık yolculuğuna birlikte başlamaktan büyük mutluluk duyduğum; bu sürecin her aşamasında desteklerini ve dostluklarını yanımda hissettiğim, her zorluğu paylaşıp bu yolu birlikte tamamladığımız değerli arkadaşlarım ve eş kıdemlilerim *Arş. Gör. Dt. Ezgi KIZIL ÖZTÜRK*, *Arş. Gör. Dt. Neşe Ezgi KARAOĞLAN*, *Arş. Gör. Dt. Cevdet Can SAYGILI*'ya

Bu süreçte birlikte çalışma fırsatı bulduğum, samimiyetlerini her zaman hissettiğim değerli arkadaşlarım, *Uzm. Dt. İbrahim OĞRAK*, *Dt. Ezgi ACAR*, *Dt. Nina FARSHİDİAN*, *Arş. Gör. Dt. Enise YILMAZ AKIN*, *Dt. Niloofar DADGAR*'a ve çalışma hayatımı güzelleştiren tüm asistan arkadaşlarıma

Tez sürecim boyunca her koşulda yanımda olan, desteğini ve inancını daima hissettiren *Abdullah AKIN* ve *Halime AKIN*'a

Hayatım boyunca sevgileri, sabırları ve sonsuz destekleriyle daima yanımda olan, bugünlere gelmemde en büyük paya sahip olan annem *Hülya KAYA*, babam *Ömer KAYA*, kardeşlerim *Nisa Nur KAYA* ve *Ömer Faruk KAYA*'ya

En içten teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez, Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından “Farklı Işık Kaynakları ile Polimerize Edilen Tek Renk Kompozitlerin Isısal Değişimlerinin, Mikrosertliklerinin ve Polimerizasyon Derecelerinin İncelenmesi” başlıklı ve “TDH-2024-11353” numaralı proje ile desteklenmiştir.



İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR LİSTESİ.....	i
ŞEKİL LİSTESİ.....	iii
TABLO LİSTESİ.....	v
1. ÖZET.....	1
2. SUMMARY.....	3
3. GİRİŞ ve AMAÇ.....	5
4. GENEL BİLGİLER.....	7
4.1. Rezin Kompozitler.....	7
4.1.1. Rezin kompozitlerin yapısı.....	7
4.1.2. Rezin kompozitlerin sınıflandırılması.....	8
4.1.2.1. İnorganik doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflandırma.....	9
4.1.2.2. Doldurucu partikül tipine ve şekline göre sınıflandırma.....	10
4.1.2.3. Polimerizasyon yöntemlerine göre sınıflandırma.....	11
4.1.2.4. Viskozitelerine göre sınıflandırma.....	11
4.1.2.5. Restoratif prosedüre göre sınıflandırma.....	11
4.1.2.6. Rezin matris yapısına göre sınıflandırma.....	12
4.1.2.7. İşlevsel özelliklerine göre sınıflandırma.....	13
4.1.2.8. Renk taklit potansiyeline göre sınıflandırma.....	13
4.2. Polimerizasyon.....	14
4.2.1. Polimerizasyon aşamaları.....	14
4.2.2. Polimerizasyon tipleri.....	15
4.2.3. Polimerizasyon veya dönüşüm derecesi.....	16
4.2.3.1. Fourier dönüşümlü kızılötesi (FT-IR) spektroskopisi	17
4.2.4. Rezin kompozitlerin polimerizasyonunda kullanılan ışık kaynakları.....	18
4.2.4.1. Quartz tungsten halojen (QTH) ışık kaynakları.....	19
4.2.4.2. Plazma ark (PAC) ışık kaynakları.....	19
4.2.4.3. Lazer ışık kaynakları.....	19
4.2.4.4. LED ışık kaynakları.....	20
4.2.5. İdeal polimerizasyon cihazında aranan özellikler.....	21
4.3. Isısal Değişim.....	21
4.3.1. Isı ve pulpa ilişkisi.....	22
4.3.2. Sıcaklık belirleme yöntemleri.....	23

4.4. Mikrosertlik.....	23
4.4.1. Mikrosertlik belirleme yöntemleri.....	24
4.4.1.1. Vickers mikrosertlik testi.....	25
5. GEREÇ VE YÖNTEM.....	26
5.1. Çalışmada Kullanılan Rezin Kompozitler.....	26
5.2. Çalışmada Kullanılan LED Işık Kaynakları.....	28
5.3. Çalışmada Kullanılan Cila Materyalleri.....	29
5.4 Çalışmada Kullanılan Test Cihazları.....	30
5.4.1. Spektoradyometre.....	30
5.4.2. Termal analiz cihazı.....	31
5.4.3. Vickers mikrosertlik test cihazı.....	31
5.4.4. FT-IR spektroskopisi.....	32
5.5. Çalışma Gruplarının Oluşturulması ve İstatistiksel Güç Analizi.....	33
5.6. Işık Kaynaklarının Güç Ölçümleri.....	34
5.7. Kompozit Örneklerin Hazırlanması ve Test süreci.....	34
5.7.1. Isısal değişimin değerlendirilmesi: örnek hazırlığı ve termal analiz süreci.....	34
5.7.2. Mikrosertlik ve polimerizasyon derecesinin belirlenmesi: örnek hazırlığı ve test süreci.....	38
5.8. İstatistiksel Analiz.....	41
6. BULGULAR.....	43
6.1. Işık Cihazlarının Güç Ölçümleri.....	43
6.2. Isısal Değişim, Mikrosertlik ve Polimerizasyon Derecesi Bulguları.....	44
6.2.1. Vega ışık kaynağı ile elde edilen bulgular.....	45
6.2.2. Valo ışık kaynağı ile elde edilen bulgular.....	47
6.2.3. Rubydent ışık kaynağı ile elde bulgular.....	49
6.2.4. Admira Fusion x-tra kompoziti ile elde edilen bulgular.....	51
6.2.5. Charisma Topaz One kompoziti ile elde edilen bulgular.....	53
6.2.6. Omnichroma kompoziti ile elde edilen bulgular.....	55
6.2.7. Rezin kompozitlerin polimerizasyon derecesi, sertlik oranı ve ΔT değerlerinin dağılımı.....	57
6.2.8. Kompozitlerin, ışık kaynaklarına göre ısısal değişimleri.....	59
6.2.9. Kompozitlerin, ışık kaynaklarına göre mikrosertlikleri.....	64
6.2.10. Kompozitlerin, ışık kaynaklarına göre polimerizasyon dereceleri.....	66
7. TARTIŞMA ve SONUÇ.....	68

8. KAYNAKLAR.....	85
9. ÖZGEÇMİŞ	98
10. BİLİMSEL FAALİYETLER.....	99
11. EKLER.....	101



KISALTMALAR LİSTESİ

°	:	Derece
°C	:	Derece Santigrat
<	:	Küçüktür işareti
%	:	Yüzde
±	:	Artı-Eksi
10-MDP	:	10-Metakriloksidekil hidrojen fosfat
3-MPS	:	3- Metakriloksipropiltrimetoksisilan
ABD	:	Amerika Birleşik Devletleri
Ar- Ge	:	Araştırma Geliştirme
ATR	:	Attenuated Total Reflection/ Zayıflatılmış Toplam Yansıma
Bis-EMA	:	Etoksillenmiş bisfenol-A dimetakrilat
Bis-GMA	:	Bisfenol-A glisidil metakrikat
C	:	Karbon
cm	:	Santimetre
cm ²	:	Santimetre kare
CQ	:	Kamforokinon
DC	:	Polimerizasyon/Dönüşüm Derecesi
ΔT	:	Delta T
FTIR	:	Fourier Transform İnfrared Spectroscopy/ Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi
gf	:	Gram- kuvvet
HEMA	:	Hidroksietil metakrilat
HR	:	Hardness Ratio/Sertlik Oranı
IDS	:	Immediate Dentin Sealing
IR	:	Kızılötesi
ISO	:	International Standards Organiation (Uluslararası Standartlar Organizasyonu)
kgf	:	Kilogram-kuvvet
LED	:	Light Emitting Diode/Işık Yayan Diyotlar
mK	:	Milikelvin
mm	:	Milimetre
mW	:	Miliwatt
MPTS	:	3- metakriloksi propil trimetoksi
N/A	:	Mevcut değil

N	:	Newton
nm	:	Nanometre
p	:	Anlamlılık düzeyi
PAC	:	Plazma Ark
PPD	:	Fenil propandion
QTH	:	Quartz Tungsten Halojen
S-PRG	:	Floroboro-aluminosilikat cam
sn	:	Saniye
SS	:	Standart sapma
TCD-U	:	Trisiklodekan-üretan dimetakrilat
TEGDMA	:	Trietilen Glikol Dimetakrilat
TPO	:	2,4,6-Trimetilbenzoil difenilfosfin oksit
UDMA	:	Üretan dimetakrilat
UV	:	Ultraviyole
VHN	:	Vicker's Hardness Number
µm	:	Mikrometre

ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa Numarası
Şekil 1.	Rezin kompozitlerin güncel sınıflandırılması 9
Şekil 2.	Mikrofil, nano-dolduruculu ve hibrit kompozitler 10
Şekil 3.	Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi 17
Şekil 4.	Polimerizasyon derecesini belirlemek için kullanılan kızılötesi spektrum kısmı 18
Şekil 5.	Sertlik ölçüm yöntemleri 25
Şekil 6.	Vickers mikrosertlik testinde kullanılan piramit şekilli uç ve materyalde oluşturulan iz.....25
Şekil 7.	Admira Fusion x-tra (VOCO, Almanya) 27
Şekil 8.	Charisma Topaz One (Kulzer, Almanya) 27
Şekil 9.	Omnichroma (Tokuyama, Japonya).....27
Şekil 10.	Vega (Öncü Dental, Türkiye).....28
Şekil 11.	Rubydent (İnci Dental, Türkiye).....29
Şekil 12.	Valo Grand (Ultradent, ABD).....29
Şekil 13.	Sof-lex (3M ESPE, ABD).....30
Şekil 14.	Diacomp Plus Twist (EVE Ernst Vetter GmbH, Almanya).....30
Şekil 15.	MSC15-W spektrometre (Gigahertz-Optik GmbH, Almanya).....31
Şekil 16.	CA-20 Termal analiz cihazı (Dianyang Technology, Çin).....31
Şekil 17.	Vickers 412A mikrosertlik ölçüm cihazı (INNOVATEST, Hollanda).....32
Şekil 18.	FT-IR spektroskopi cihazı (FT/IR-4700, JASCO, Japonya).....33
Şekil 19.	Işık kaynaklarının ışık çıkış gücünün MSC15-W spektrometre ile ölçümü...34
Şekil 20.	Isısal değişimin değerlendirilmesi: örnek hazırlığı ve test süreci.....35
Şekil 21.	Valo Grand ile polimerize edilen Admira Fusion x-tra'nın, 20. saniyede kaydedilen "T1" sıcaklık değeri ve ısısal değişim grafiği.....36

Şekil 22.	Valo Grand ile ilk polimerizasyondan 15 dakika sonra, ikincil ışıklama uygulanan Admira Fusion x-tra'nın, 20. saniyede elde edilen T2 sıcaklık değeri ve ısısal değişim grafiği.....	37
Şekil 23.	Valo Grand ile polimerizasyon sırasında Charisma Topaz One ile kaydedilen T1max değeri ve T1max'a ulaşma süresi.....	38
Şekil 24.	Mikrosertlik ve polimerizasyon derecesini değerlendirmek amacıyla 63 yeni örneğin hazırlanması.....	39
Şekil 25.	Rezin kompozitlerin cilalanması.....	39
Şekil 26.	Vickers mikrosertlik test cihazı ve mikrosertlik ölçüm görüntüleri.....	40
Şekil 27.	Kompozit örneğin FT-IR spektroskopisi ile analizi.....	41
Şekil 28.	Valo Grand (Ultradent, ABD) cihazı için spektrodymetre ölçüm örneği.....	43
Şekil 29.	Rubydent (İnci Dental, Türkiye) cihazı için spektrodymetre ölçüm örneği.....	44
Şekil 30.	Vega (Öncü Dental, Türkiye) cihazı için spektrodymetre ölçüm örneği.....	44
Şekil 31.	Admira Fusion x-tra kompozitinin, polimerizasyon derecesi sertlik oranı ve ΔT değerlerinin dağılımı.....	58
Şekil 32.	Charisma Topaz One kompozitinin, polimerizasyon derecesi sertlik oranı ve ΔT değerlerinin dağılımı.....	58
Şekil 33.	Omnichroma kompozitinin, polimerizasyon derecesi sertlik oranı ve ΔT değerlerinin dağılımı.....	59
Şekil 34. (a-e)	Kompozitlerin, ışık kaynaklarına göre ısısal değişim ortalama değerlerinin dağılımı a: T1, b: T2, c: ΔT d: T1max, e: T1max'a ulaşma süresi.....	60-62
Şekil 35. (a-f)	Işık kaynaklarına göre kompozitlerin ortalama T1 ve T2 değeri ve ısısal değişim grafiği a: Valo Grand-T1 b: Valo Grand-T2 c: Vega -T1 d: Vega-T2 e: Rubydent-T1 f: Rubydent-T2.....	62-64
Şekil 36. (a-c)	Kompozitlerin, ışık kaynaklarına göre mikrosertlik ortalamaları a: Üst yüzey mikrosertliği b: Alt yüzey mikrosertliği c: Sertlik oranı.....	65-66
Şekil 37.	Kompozitlerin, ışık kaynaklarına göre polimerizasyon dereceleri.....	67

TABLO LİSTESİ

Sayfa Numarası

Tablo 1.	Kompozit rezin materyalin içeriği ve fonksiyonları	8
Tablo 2.	Çalışmada kullanılan tek renkli üniversal rezin kompozitlerin üretici firmaları, monomerleri, içerikleri, doldurucu oranları	26
Tablo 3.	Çalışmada kullanılan LED ışık kaynakları ve özellikleri	28
Tablo 4.	Çalışmada kullanılan cila materyalleri	29
Tablo 5.	Işık kaynaklarının standart moddaki tekrarlı güç ölçümleri (mW/cm ²) ve ortalaması.....	43
Tablo 6.	Tüm materyallerin ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı.....	45
Tablo 7.	Vega ışık kaynağı ile polimerize edilen kompozitlerin ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı.....	46
Tablo 8.	Valo ışık kaynağı ile polimerize edilen kompozitlerin ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı.....	48
Tablo 9.	Rubydent ışık kaynağı ile polimerize edilen kompozitlerin ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı.....	50
Tablo 10.	Farklı ışık kaynakları ile polimerize edilen Admira Fusion x-tra kompozitinin ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı.....	52
Tablo 11.	Farklı ışık kaynakları ile polimerize edilen Charisma Topaz One kompozitinin ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı.....	54
Tablo 12.	Farklı ışık kaynakları ile polimerize edilen Omnichroma kompozitinin ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı.....	56

1.ÖZET

Tezin Başlığı: Farklı Işık Kaynakları ile Polimerize Edilen Tek Renk Kompozitlerin Isısal Değişimlerinin, Mikrosertliklerinin ve Polimerizasyon Derecelerinin İncelenmesi

Öğrencinin Adı Soyadı: Elif Nur Kaya

Danışman Adı Soyadı: Prof. Dr. Pınar Yılmaz Atalı, Prof. Dr. Bilge Tarçın (Eş Danışman)

Program Adı: Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Amaç: Bu *in vitro* çalışmada, farklı yapıdaki tek renk kompozitlerin, farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sırasında meydana gelen ısısal değişimlerin incelenmesi, yüzey sertliklerinin ve polimerizasyon derecelerinin değerlendirilmesi amaçlandı.

Gereç ve Yöntem: Farklı üreticilere ait üç tek renk rezin kompozit (Omnichroma, Tokuyama; Charisma Topaz One, Kulzer; Admira Fusion x-tra, VOCO) ile üç LED ışık kaynağı (Vega, Öncü Dental; RubyDent, İnci Dental; Valo Grand, Ultradent) kullanılarak dokuz deney grubu oluşturuldu (n=7). Işık kaynaklarının çıkış gücü çalışma öncesinde spektrometre ile ölçüldü. Çalışmanın birinci aşamasında 8x2 mm boyutlarında hazırlanan 63 adet disk şeklinde örneğin polimerizasyon sürecinde meydana gelen ısısal değişiklikler termal kamera (CA-20, Dianyang Technology) ile ölçüldü. Her örnek 20 saniye süreyle polimerize edildi ve ısısal değişiklikler 60 saniye boyunca kaydedildi. Işık kaynağı ve polimerizasyon reaksiyonunun birlikte oluşturduğu toplam sıcaklık “T1” (20. saniyede ulaşılan sıcaklık değeri), ulaşılan maksimum sıcaklık değeri “T1max” ve T1max’a ulaşma süresi kaydedildi. Polimerizasyondan sonra örnekler 15 dakika oda sıcaklığında bekletildi. Yalnızca ışık kaynağına bağlı oluşan sıcaklığı ölçmek amacıyla yeniden ışıklandı ve 20. saniyede ulaşılan sıcaklık değeri “T2” olarak kaydedildi. Polimerizasyon reaksiyonuna bağlı oluşan sıcaklık artışı ise T1 ve T2 değerleri arasındaki fark alınarak “ΔT” olarak kaydedildi. İkinci aşamada aynı kompozit ve ışık kaynağı kombinasyonlarıyla 63 yeni örnek hazırlandı. Örneklerin bitim ve cilası dört aşamalı diskler (Sof-Lex, 3M ESPE) ve iki aşamalı spiraller (Diacomp Plus Twist, EVE) ile tamamlandıktan sonra ISO/TR28642:2016 standartlarına göre 37°C distile suda 24 saat bekletildi. Kompozit örneklerin üst ve alt yüzeylerinden üç ayrı noktadan Vickers mikrosertlik (VHN) ölçümleri 500 gram-kuvvet (gf) yük altında 15 saniye boyunca yapıldı ve sertlik oranları hesaplandı. Kompozit örneklerin polimerizasyon derecesi (DC), Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisi kullanılarak değerlendirildi. Her deney grubundan rastgele seçilen 3 örnek analiz edildi. Veriler SPSS v29 (IBM) programı ile analiz edildi ve anlamlılık düzeyi p<0,05 olarak belirlendi.

Bulgular: Kompozit tipinden bağımsız olarak, Valo ile elde edilen T1 ve T2 değerleri, Vega ve Rubydent'e göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0,001$). Işık kaynağı fark etmeksizin en yüksek ΔT değeri Charisma Topaz One, en düşük ise Admira Fusion x-tra ile ölçüldü ($p<0,001$). Işık kaynağından bağımsız olarak en yüksek üst yüzey VHN değeri Admira Fusion x-tra grubunda bulundu ($p<0,001$). Kompozit tipine bağlı olarak, DC anlamlı farklılıklar gösterdi ($p<0,001$) ve en yüksek değer Admira Fusion x-tra'da, en düşük değer ise Omnicroma'da ölçüldü. Işık kaynaklarının DC üzerindeki etkisi anlamlı bulunmadı.

Sonuç: Kompozit tipi ve ışık kaynağı polimerizasyon esnasında meydana gelen ısı artışı ve mikrosertlik üzerinde etkilidir. Ayrıca kompozit tipine bağlı olarak DC değişkenlik göstermektedir. Klinik uygulamalarda uygun kompozit ve ışık kaynağı seçimi restoratif başarının artırılmasında kritik öneme sahiptir.

Anahtar Kelimeler: Dönüşüm derecesi, mikrosertlik, tek renk kompozit, termal kamera

2. SUMMARY

Title of the Thesis: Investigation of Thermal Changes, Microhardness and Degree of Conversion of Single-shade Resin Composites Polymerized with Different Light Sources

Student Name, Surname: Elif Nur Kaya

Supervisor Name: Prof. Dr. Pınar Yılmaz Atalı, Prof. Dr. Bilge Tarçın (Co-supervisor)

Program Name: Department of Restorative Dentistry

Objective: This *in vitro* study was aimed to investigate the thermal changes during polymerization of single-shade composites with different light sources and to evaluate their surface hardness and polymerization degrees.

Materials and Methods: Nine experimental groups (n=7) were formed using three single-shade composites from different manufacturers (Admira Fusion x-tra, VOCO; Charisma Topaz One, Kulzer; Omnichroma, Tokuyama) and three LED light sources (Vega, Öncü Dental; Rubydent, İnci Dental; Valo Grand, Ultradent). The irradiance of the light sources was measured using a spectroradiometer prior to experimental procedures. In the first stage of the study, thermal changes during the polymerization process of 63 disk-shaped specimens (8x2 mm) were measured using a thermal camera (CA-20, Dianyong Technology). Each sample was polymerized for 20 seconds, and thermal changes were recorded for 60 seconds. The total temperature created by light source and the polymerization reaction was referred to as “T1” (the temperature value reached at 20th second), the maximum temperature reached “T1max”, and the time taken to reach T1max were recorded. After polymerization, the samples were left to stand at room temperature for 15 minutes. Consequently, they were re-exposed to light to measure the temperature generated solely by the light source and the temperature value reached at 20th second was recorded as “T2” The temperature increase resulting from the polymerization reaction was calculated as “ ΔT ” by the difference between the T1 and T2 values. In the second stage, 63 new samples were prepared using the same combinations of composite and light sources. After finishing and polishing of the specimens with four-stage discs (Sof-Lex, 3M ESPE) and two-stage spirals (Diacomp Plus Twist, EVE) they were stored in deionized water at 37°C for 24 hours in darkness, as specified by ISO/TR28642:2016. Vicker’s microhardness (VHN) measurements were performed on three different points on the top and bottom surfaces of the composite samples under 500 gram-force (gf) load for 15 seconds and hardness ratio were calculated. The degree of conversion (DC) of composite samples was evaluated using Fourier Transform Infrared Spectroscopy with three randomly selected samples from each

experimental group. The data were analyzed using SPSS v29 software (IBM), and the level of significance was determined as $p < 0.05$.

Results: Regardless of composite type, T1 and T2 values obtained with Valo were found to be significantly higher than Vega and Rubydent, ($p < 0,001$). The highest ΔT value was found for Charisma Topaz One, while the lowest for Admira Fusion x-tra independent of the light sources ($p < 0,001$). The highest top surface VHN was measured in the Admira Fusion x-tra irrespective of the light source ($p < 0,001$). The DC value showed a significant difference depending on the composite type ($p < 0,001$), with the highest DC measured in the Admira Fusion x-tra and the lowest in Omnicroma. The effect of light sources on DC was not found to be significant.

Conclusion: Both the composite type and light sources influence the temperature rise and VHN value during polymerization. Additionally, DC varies significantly depending on the composite formulation. In clinical applications, appropriate selection of resin composite material and light source is critical for enhancing restorative success.

Keywords: Degree of conversion, microhardness, single-shade composite, thermal camera

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Dental tedavilerde, pulpa sağlığını olumsuz etkileyebilecek düzeyde ısı oluşumuna neden olabilecek çeşitli materyal ve aletlerin kullanılması gerekebilir (Cavalcanti ve ark., 2002). Yüksek hızlı el aletlerinin kullanımı, sürtünmeye bağlı olarak sıcaklık artışına yol açarken; kavite preparasyonu, lazer uygulamaları, restorasyonların cilalanması ve ışıklı polimerizasyon cihazlarının kullanımı gibi etkenler de ısı artışına neden olmaktadır (Cavalcanti ve ark., 2002; Schneider ve ark., 2006).

Rezin bazlı kompozitler, geliştirilmiş kimyasal içerikleri, uygulama teknikleri ve iyileştirilmiş mekanik özellikleri sayesinde diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen direkt restoratif materyaller haline gelmiştir (Ferracane, 2011; Fugolin & Pfeifer, 2017). Kompozit materyaller, minimal diş preparasyonu gereksinimi, dental yapılara güçlü adezyon ve estetik üstünlük gibi önemli avantajlar sunmakla birlikte; polimerizasyon büzülmesi ve polimerizasyon reaksiyonu sürecinde ısı oluşumu gibi bazı dezavantajlara da sahiptir. Isı artışı, temel olarak rezin kompozit materyalin egzotermik zincir polimerizasyonuna ve kullanılan ışık kaynağına bağlı olarak ortaya çıkmaktadır (Al-Qudah ve ark., 2007; Kwon ve ark., 2013).

Neredeyse tüm rezin kompozit monomerleri karbon-karbon çift bağları ($C=C$) içerir ve bu bağlar, egzotermik reaksiyon sonucu tek bağlara ($C-C$) dönüşerek polimer yapının oluşmasını sağlar. Bu egzotermik reaksiyon ise ışık kaynağının ürettiği görünür mavi ışıkla aktive olan kamforokinon (CQ) gibi foto-başlatıcı moleküller tarafından başlatılır (Yam & Hassan, 2005). Monomerlerin polimer oluşturmak üzere reaksiyona girme oranı veya tek bağa dönüştürülen polimerize edilebilir çift bağların yüzdesi polimerizasyon/dönüşüm derecesi (DC) olarak tanımlanır (Yoshida & Greener, 1993). Polimerizasyon derecesi rezin kompozitlerin mikrosertlik, renk stabilitesi, çözünürlük, biyouyumluluk gibi fiziksel ve mekanik özellikleriyle doğrudan ilişkilidir (Alshali ve ark., 2013; Lohbauer ve ark., 2005). Mikrosertlik, özellikle yüksek çiğneme kuvvetine maruz kalan bölgelerde restoratif materyalleri değerlendirirken dikkate alınması gereken önemli bir mekanik özelliktir. Ayrıca mikrosertlik rezin kompozitlerin polimerizasyon derecesini belirlemede etkili ve yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir (Gokce ve ark., 2013). Gücü yüksek bir ışık kaynağı kullanılarak ve/veya ışığa maruz kalma süresi uzatılarak daha iyi bir polimerizasyon derecesi ve sertlik elde edilebilir ancak bu işlemler pulpada termal hasara yol açabilecek potansiyel riskleri de beraberinde getirebilir (Leprince ve ark., 2010; Zach & Cohen, 1965).

Işıklı polimerize olan dental materyallerin tanıtılmasından bu yana ışık kaynakları için çeşitli teknolojiler geliştirilmiştir. İlk olarak ultraviyole (UV) ışıklar kullanılmış, ardından quartz tungsten halojen (QTH), plazma ark (PAC), lazer sistemleri ve son olarak ışık yayan diyotlar (Light Emitting Diode, LED) gibi sistemler tanıtılmıştır (Neumann ve ark., 2006). Bu teknolojilerden biri olan LED ışık kaynakları, yüksek enerji verimlilikleri sayesinde elektrik enerjisini daha etkin biçimde ışığa dönüştürerek ısı üretimini azaltmış ve zamanla QTH sistemlerin yerini almıştır (Bakhsh ve ark., 2020). Ancak yeni nesil LED ışık kaynakları ürettikleri yüksek ışık gücü nedeniyle pulpa dokusunda termal hasar riskini de beraberinde getirmiştir (Bouillaguet ve ark., 2005).

Bu çalışmada, son yıllarda kullanım kolaylığı ile öne çıkan, farklı yapıdaki tek renkli kompozitlerin farklı ışık kaynakları ile polimerizasyonu sırasında meydana gelen ısısal değişimlerinin değerlendirilmesi, kompozitlerin üst ve alt yüzeylerinden yapılan mikrosertlik testleri sonrasında sertlik oranlarının belirlenmesi ve polimerizasyon derecelerinin (DC) incelenmesi amaçlandı.

Polimerizasyon süreci termal kamera ile kaydedildi. Ölçümler sırasında ışık kaynağı ve egzotermik polimerizasyon reaksiyonundan kaynaklanan toplam sıcaklık olan “T1”, yalnızca ışık kaynağının oluşturduğu sıcaklık olan “T2”, rezin kompozitlerin egzotermik reaksiyonuna bağlı oluşan sıcaklık artışı olan “ ΔT ”, polimerizasyon sırasında ulaşılan en yüksek sıcaklık değeri olan “T1max” ve T1max’a ulaşma süreleri kaydedildi ve bu parametreler üzerinden ısısal değişim değerlendirildi. Örneklerin üst ve alt yüzeylerinden ölçülen mikrosertlik değerleri kaydedilerek sertlik oranı hesaplandı ve ayrıca polimerizasyon dereceleri değerlendirildi.

Bu çalışmanın sıfır hipotezleri (H_0) aşağıda belirtildiği gibidir:

1. Kompozit tipi, ısısal değişim parametreleri (T1, T2, ΔT , T1max, T1max’a ulaşma süresi) üzerinde etkili değildir.
2. Kompozit tipi, mikrosertlik değerleri (üst yüzey sertliği, alt yüzey sertliği, sertlik oranı) üzerinde etkili değildir.
3. Kompozit tipi, dönüşüm derecesi üzerinde etkili değildir.
4. Farklı ışık kaynakları, ısısal değişim parametreleri (T1, T2, ΔT , T1max, T1max’a ulaşma süresi) üzerinde etkili değildir.
5. Farklı ışık kaynakları, mikrosertlik değerleri (üst yüzey sertliği, alt yüzey sertliği, sertlik oranı) üzerinde etkili değildir.
6. Farklı ışık kaynakları, dönüşüm derecesi üzerinde etkili değildir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Rezin Kompozitler

Restoratif diş hekimliğinin temel amacı çeşitli etyolojik nedenlerle madde kaybına uğrayan dişlerin mevcut sağlam dokularını maksimum düzeyde koruyarak estetik ve fonksiyonlarının yeniden kazandırılmasıdır. Bu amaçla, kaybolan diş dokusunun yerine ideal bir restoratif materyal seçimi büyük önem taşımaktadır. Günümüzde bu gereksinimi karşılamak üzere genellikle rezin kompozitler tercih edilmektedir (Ozan & Eren, 2021). Rezin kompozitler, yaklaşık 50 yıldır klinik uygulamalarda en yaygın kullanılan restoratif materyallerden biri olup gelişimleri ve evrimleri akrilat temellidir. Diş hekimliğinde ilk tanıtımları 1950'lerin sonlarına ve 1960'ların başlarına dayanmaktadır (Stein ve ark., 2005).

4.1.1. Rezin kompozitlerin yapısı

Rezin kompozitler, organik bir rezin matriks içerisinde dağılmış ve birbirine bağlanmış sert inorganik partiküllerin bir karışımı olarak tanımlanır (Makvandi ve ark., 2018). Rezin kompozitler; organik rezin matriks, inorganik doldurucular ve silan bağlayıcı ajan olmak üzere üç ana bileşenden oluşurlar (Yoshida & Greener, 1993).

Organik matriks genellikle bisfenol-A glisidil metakrilat (Bis-GMA), hidroksietil metakrilat (HEMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve üretan dimetakrilat (UDMA) bileşenlerinden oluşur (Ferracane, 2013). İnorganik doldurucular ise çoğunlukla silisyum dioksit (silika), kuartz, cam partiküller ve seramik partiküller içerir. Rezin matriks ile inorganik doldurucular arasındaki kimyasal bağlanmayı sağlamak amacıyla kullanılan bağlayıcı ajan sistemi, genellikle 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan (3-MPS) ve 10-metakriloloksesil hidrojen fosfat (10-MDP) gibi organik silanlardan oluşur (Rebholz-Zaribaf & Özcan, 2017). Rezin kompozitlerin polimerizasyonu, dışarıdan enerji uygulandığında, kamforokinon (CQ) ve fenil propandion (PPD) gibi başlatıcı sistemler aracılığıyla aktive edilir. Polimerizasyon hızını kontrol etmek amacıyla sistem içine katalizörler eklenir. Ayrıca, akışkanlık gibi fiziksel özellikleri iyileştirmek için dimetil-glioksim gibi katkı maddeleri de formülasyona dahil edilebilir (Cheng, 2019; Santini ve ark., 2013) (Tablo 1).

Tablo 1. Kompozit rezin materyalin içeriği ve fonksiyonları (Zhou ve ark., 2019).

Formülasyon	Ana bileşenler ve örnekler	Fonksiyonu
Rezin matriks	Bis-GMA, UDMA, HEMA, TEGDMA ve benzeri metil metakrilat monomerleri	Dayanıklılık, plastisite, viskozite ve polimerizasyon özellikleri
İnorganik doldurucular	Kolloidal silika, kuartz, baryum, stronsiyum ve zirkonyum, silika cam gibi dolgu partikülleri	Basınç dayanımı, elastik modülü, sertlik ve aşınma direnci vb. özellikler
Bağlayıcı ajan	3-MPS, 10- MDP gibi organik silan vb.	Doldurucu partiküller ve rezin matriksin kimyasal olarak bağlanması
Başlatıcı sistemler	CQ, Fenil propandion (PPD) ve benzeri foto-başlatıcı sistemler	Polimerizasyonu başlatıcı ve artırıcı sistemler
Diğerleri	Metalik oksit, stabilizatör sistemi, katalizör vb.	Yardımcı güçlendirme etkisi

Bis-GMA: Bisfenol-A glisidil metakrilat, UDMA: Üretan dimetakrilat, HEMA: Hidroksietil metakrilat, TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat, 3-MPS: 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan CQ: Kamforokinon, PDD: Fenil propandion

4.1.2. Rezin Kompozitlerin Sınıflandırılması

Klinik kullanımda, farklı sınıflandırma sistemine göre tanımlanmış birçok kompozit türü mevcuttur. Bu materyaller, farklı bileşimlerine ve performans özelliklerine göre aşağıdaki kategorilere ayrılabilir (Korkut ve ark., 2023; Zhou ve ark., 2019) (Şekil 1).



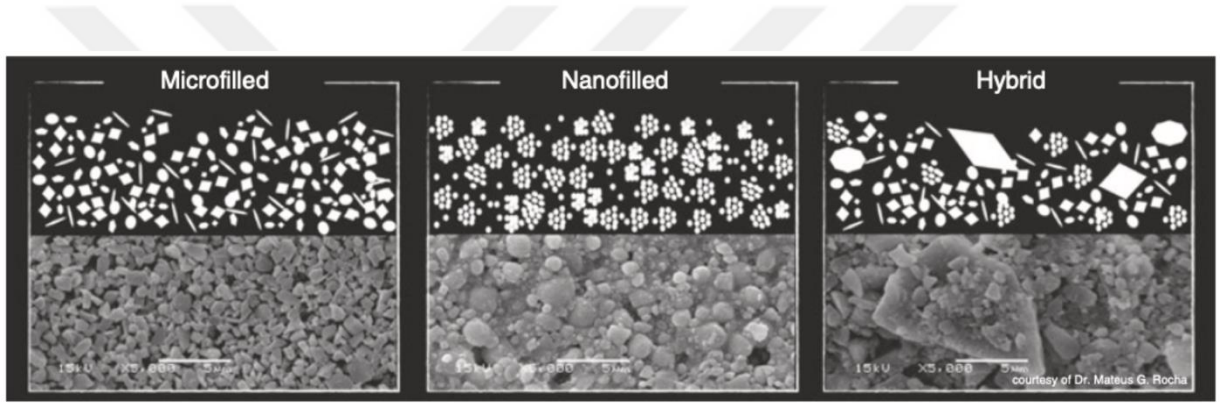
Şekil 1. Rezin kompozitlerin güncel sınıflandırılması (Korkut ve ark., 2023; Zhou ve ark., 2019).

4.1.2.1. İnorganik doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflandırma

Rezin kompozitler için en yaygın sınıflandırma sistemi, ortalama doldurucu partikül boyutunu ve bu partiküllerin dağılımını dikkate alır (Habib ve ark., 2018; Randolph ve ark., 2016). Lutz ve Phillips'in 1983 yılında önerdiği sınıflandırmaya göre kompozitler; makrofil, mikrofil, hibritler, modern hibritler ve nanofil olarak kategorilere ayrılabilir.

Partikül boyutu 10-50 mikrometre (μm) arasında değişen makrofil kompozitler, mekanik olarak güçlü olmalarına rağmen, ideal olmayan cilalanabilirlikleri ve renk stabiliteleri nedeniyle, klinik kullanımda başarısızlıklar göstermektedir. Daha sonra 40-50 nanometre (nm) boyutlarında amorf sferik silika eklenerek mikrofil kompozitler tanıtılmıştır. Bu kompozitler

estetik açıdan daha üstün olarak kabul edilmekle birlikte kırılma ve aşınma dayanımları düşüktür. Hem estetik ve hem de mekanik performansı iyileştirmek amacıyla partikül boyutları önemli ölçüde küçültülerek hibrit kompozitler geliştirilmiştir. Hibrit kompozitler posterior restorasyonlar için uygun materyaller olarak kabul edilse de, 10-50 µm ile 10-50 nm arasında değişen partikül boyutlarına sahip modern hibrit kompozitler; nispeten yüksek optik özellikleri ve farklı renk seçenekleriyle anterior estetik restorasyonlar için de uygun görülmüştür (Heintze ve ark., 2015). Nanoteknolojinin gelişimiyle birlikte 10-100 nm arasında değişen partikül boyutlarına sahip nano-dolduruculu kompozitler tanıtılmıştır (Randolph ve ark., 2016). Doldurucu partikül miktarının artması ve rezin matriks miktarının azalması sayesinde nano-dolduruculu kompozitlerin estetik ve mekanik özellikleri iyileşmiş, polimerizasyon büzülmesi azalmıştır (Chen, 2010) (Şekil 2).



Şekil 2. Mikrofil, nano-dolduruculu ve hibrit kompozitler (Oliveira, 2018).

4.1.2.2 Doldurucu partikül tipine ve şekline göre sınıflandırma

Diğer bir yaygın sınıflandırma sistemi, inorganik doldurucu partiküllerin türü ve bileşimini dikkate alır (Randolph ve ark., 2016). Sadece doldurucu partikül boyutuna dayalı bir sınıflandırma, rezin kompozitin bileşimini, inorganik doldurucusunun türünü, morfolojisini ve partikül geometrisi gibi özgül özelliklerini yansıtmayabilir (Kim ve ark., 2002; Randolph ve ark., 2016). Örneğin, tüm nanohibrit kompozitlerin benzer özellikler göstermemesi, bu sınıflandırmanın yetersizliğine işaret etmektedir. Bu nedenle, bazı araştırmacılar rezin kompozitleri, inorganik doldurucu türüne ve bileşimine göre; nano-seramikler, nano-zirkonya, nano-küme ve sferik gibi özgül kategoriler altında sınıflandırmayı önermiştir. İlaven bazı kompozit sistemlerine, polimerizasyon büzülmesini azaltmak ve yüzey cilalanabilirliğini arttırmak amacıyla önceden polimerize edilmiş partiküller de dahil edilmiştir (Randolph ve ark., 2016).

4.1.2.3. Polimerizasyon yöntemlerine göre sınıflandırma

Rezin kompozitler, başlatıcı sistemler ve polimerizasyon yöntemlerine göre kimyasal olarak polimerize olan, ışıkla polimerize olan, ısı ile polimerize olan, hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan (dual-cure) olarak sınıflandırılabilir (Kwon ve ark., 2012). Günümüzde en sık ışıkla polimerize olan rezin kompozitler tercih edilir ve polimerizasyonu başlatmak için görünür ışık veya ultraviyole (UV) ışık kullanır. Dental kliniklerde kullanılan ışık kaynakları genellikle dalga boyu 385 ile 515 nm arasında değişen mavi ışık üretir. Bu ışık, rezin kompozitlerin içerisinde yer alan foto-başlatıcı molekülleri aktive ederek polimerizasyon sürecini başlatır. Yaygın olarak kullanılan foto-başlatıcılar arasında kamforokinon (CQ), TPO (2,4,6-trimetilbenzoil difenilfosfin oksit), ivocerin yer almaktadır (Leprince ve ark., 2013). Ancak, TPO ve ivocerin mavi ışığa kıyasla mor ışık (385-420 nm) ile daha iyi aktive olmaktadır. Bu nedenle, bu tür foto-başlatıcıları etkili bir şekilde aktive edebilmek için hem mavi hem mor dalga boylarını kapsayan geniş spektruma sahip “çok dalga boylu (polywave)” ışık kaynakları geliştirilmiştir (Kwon ve ark., 2012).

4.1.2.4. Vizkozitelerine göre sınıflandırma

Kondanse edilebilir (paste) ve akıcı kompozitler, yıllardır hem anterior hem de posterior bölgedeki restoratif uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Akıcı kompozitler 1996 yılında piyasaya sürülmüş olup yüksek ıslatabilirlik özellikleri sayesinde; adeziv siman materyali, kavite astarı, immadiate dentin sealing (IDS) materyali ve fissür örtücü ajan olarak birçok uygulama alanında faydalı bulunmuştur (Zhou ve ark., 2019). Ancak, bu düşük viskoziteli materyallerin, geleneksel kompozitlere kıyasla polimerizasyon büzülmesinin daha yüksek olduğu bilinmektedir. Ayrıca, düşük doldurucu oranı (hacimce %37-53), zayıf mekanik özellikleri ve cilalanabilirliklerinin yetersiz olması nedeniyle restorasyonların dış yüzeyinde kullanılmaya uygun görülmemiştir (Baldi ve ark., 2022; Oz ve ark., 2022; Zhou ve ark., 2019). Son zamanlarda akıcı ve geleneksel kompozitlerin avantajlarını birleştirmek amacıyla hem anterior hem de posterior restorasyonlar için, yüksek doldurucu oranına sahip (hacimce %70 ve üzeri) akıcı kompozitler geliştirilmiş ve kondanse edilebilir kompozitlere alternatif olarak piyasaya sürülmüştür (Oz ve ark., 2022; Zhou ve ark., 2019).

4.1.2.5. Restoratif prosedüre göre sınıflandırma

Seçilen restoratif prosedüre göre rezin kompozitler; direkt ve indirekt rezin kompozitler olarak ikiye ayrılır (Zhou ve ark., 2019). Direkt kompozitler, restoratif tabakalama teknikleri

kullanılarak doğrudan uygulanırken; indirekt kompozitler, genellikle laboratuvar ortamında önceden polimerize edilir ve ardından simantasyon sağlanır (Lee ve ark., 2011). İndirekt restorasyonlar 1980’lerde Touati ve Mörmann tarafından posterior inley ve onleyler için kullanılmaya başlanmış; bu sayede büyük posterior restorasyonlar için estetik bir alternatif sunulmuştur (Leinfelder, 2005).

4.1.2.6. Rezin matriks yapısına göre sınıflandırma

İlk üretilen rezin kompozitler, herhangi bir doldurucu içermeyen silikat siman ve metil metakrilat karışımından meydana gelmekteydi. Bu sistemlerde, çok sayıda küçük silika partikülünü bir arada tutmak amacıyla adeziv epoksi rezinler kullanılmış, ancak epoksi formülasyonlarının yavaş polimerizasyon göstermesi, Bis-GMA’nın geliştirilmesini sağlamıştır (Miletic, 2017). 1956 yılında Bis-GMA adı verilen bu yeni monomerin senteziyle başlayan süreç, 1962’de vizkozitenin azaltılması amacıyla TEGDMA’nın dental kompozitlerin yapısına eklenmesiyle devam etmiştir. 1990’ların ortalarına gelindiğinde, piyasadaki kompozitlerin %80-90’ı Bis-GMA içermekteydi. Bu dönemde yaygın olarak kullanılan diğer monomerler arasında ise TEGDMA, UDMA, etoksillenmiş bisfenol a dimetakrilat (Bis-EMA) yer almaktaydı (German, 2022). 1990’lı ve 2000’li yıllarda polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı olarak gelişen streslerin azaltılması amacıyla yeni formülasyonlar üzerinde çalışılmış ve sonuç olarak daha düşük polimerizasyon büzülmesine sahip kompozit sistemleri geliştirilmiştir (Zhou ve ark., 2019).

Monomer sistemindeki modifikasyonlardan biri de, halka şeklinde polimer zinciri oluşturan monomerlerin kullanılması olmuştur. Bu yaklaşım düşük polimerizasyon büzülmesine sahip siloran bazlı rezin kompozitlerin geliştirilmesine olanak sağlamıştır. Siloranlar, siloksanlar ve oksiranların birleşiminden oluşur ve hidrofobik özellikler gösterir (Maghaireh ve ark., 2017). Ormocerler, ise “Organik olarak modifiye edilmiş seramikler” olup üç boyutlu, çapraz bağlı kopolimerler olarak tanımlanır. Geleneksel kompozitlere göre daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren ormocerler, yüksek aşınma direncine ve doğal dişe benzer termal genleşme katsayısına sahiptir (Alzraikat ve ark., 2018; Kavuncu ve ark., 2020). Giomerler ise cam iyonomerlerin estetik, fiziksel ve mekanik açıdan yetersiz özelliklerini en aza indirerek, bu materyalin iyi özelliklerinden faydalanmak üzere geliştirilmiş cam iyonomer ve polimer yapıdan oluşan kompozitlerdir. Bu materyaller, önceden reaksiyona girmiş floroboro-aluminosilikat cam partiküllerinin (S-PRG), Bis-GMA ve TEGDMA gibi organik monomerler ile birleşmesinden oluşmaktadır (Ozan & Eren, 2021).

4.1.2.7. İşlevsel özelliklerine göre sınıflandırma

Daha önce bahsedilen sınıflandırmalara ek olarak, piyasada farklı işlevsel özelliklere sahip çeşitli rezin kompozit materyaller de bulunmaktadır.

Fiberle güçlendirilmiş rezin kompozitler, aşırı madde kayıplı dişlerin restorasyonunda tercih edilen materyallerden biridir (Zhou ve ark., 2019). Bu materyallerde karbon, poliaramid, polietilen ve cam fiberler gibi fiber türleri kullanılabilmektedir ancak cam fiberler restoratif ve protetik materyaller için daha yaygın olarak kullanılmaktadır (Seemann ve ark., 2015; Tanner ve ark., 2018). Kompomerler poliasit modifiye rezin kompozitler olarak tanımlanmakta olup ve rezin kompozitler ve cam iyonomer simanların (polialkenoik asit ve cam bileşenleri) bir birleşimini ifade eder (Nicholson, 2007). Bu materyaller florür salımı gibi faydalı özellikler sunsa da; kırılgenlik, düşük dayanıklılık, uzun polimerizasyon süresi ve neme karşı duyarlılık gibi bazı dezavantajları klinik kullanım alanlarını sınırlamıştır (Itota ve ark., 2004; Kantovitz ve ark., 2010). İnfiltrasyon rezinleri, düşük vizkoziteye sahip, akışkan ışıqla sertleşen bir materyaldir ve kapiller etkiyle yüzey altı çürük lezyonlarına infiltre olurlar. Bu rezinler; çürük benzeri lezyonlar, beyaz nokta lezyonları ve mine demineralizasyonu gibi kavitsiyonsuz çürük lezyonlarının tedavisinde kullanılır (Kantovitz ve ark., 2010). Bulk-fill kompozitler; zaman alıcı tabakalama tekniğini iyileştirmek amacıyla geliştirilmiş olup, kullanım kolaylığı sayesinde posterior bölgedeki derin kavitelere tek seferde uygulanabilen materyallerdir (Ozan & Eren, 2021). Bulk-fill kompozitlerin hem kondanse edilebilir hem de akıcı tipleri vardır (Poitevin ve ark., 2013). Self adeziv (kendiliğinden bağlanabilen) kompozitler ise ayrı bir adeziv ajana ihtiyaç duymadan diş sert dokularına bağlanabilen materyallerdir (Poitevin ve ark., 2013). Bu kompozitler, içerdikleri 4-metakriloksietil trimellitik asit, gliserolfosfat dimetakrilat veya 10-MDP gibi self-etching (kendiliğinden asitleyebilen) veya self-adeziv monomerler ile diş sert dokularını dağlayarak veya hidroksiapatitle kimyasal bağ kurarak tutunma özelliğine sahiptir (Peterson ve ark., 2018).

4.1.2.8. Renk taklit potansiyeline göre sınıflandırma

Günümüzde rezin kompozitler renk taklit potansiyeline göre, çok renkli (polysade, simplyshade) kompozitler ve tek renkli (monoshade) üniversal kompozitler olarak sınıflandırılır (Korkut ve ark., 2023; Korkut & Türkmen, 2021). Çok renkli kompozitler VITA klasik skalasındaki 16 rengi çok sayıdaki renkle taklit edebilen, renk taklit potansiyeli çok fazla olmayan rezin kompozitlerdir. Ancak bazı çok renkli kompozitler (simplyshade) ise arttırılmış renk taklit yeteneğı sayesinde, basitleştirilmiş renkler içerir ve her bir renk VITA klasik

skalasından birçok rengi taklit edebilir (Korkut & Türkmen, 2021). Son olarak renk taklit yeteneği daha da geliştirilerek, renk seçimi gerektirmeyen tek renkli universal kompozit sistemleri piyasaya sürülmüştür (Korkut ve ark., 2023). Bu kompozitlerin VITA klasik skalasındaki 16 rengi tek bir materyal ile taklit edebildikleri belirtilmiştir. Bu yeni nesil materyaller sayesinde direkt restorasyonlarda renk seçimiyle alakalı olası hatalar en aza indirilebilmektedir (Korkut, 2022b).

4.2. Polimerizasyon

Monomer olarak adlandırılan küçük moleküllerin, kimyasal bağlarla bir araya gelerek uzun zincirler oluşturmasıyla polimerler meydana gelir. Bu sürece ise polimerizasyon denir (O'Brien, 2002). Diş hekimliğinde, rezin materyallerin polimerizasyon reaksiyonu sırasında tüm monomerlerin polimere dönüşmesi istenir (Chung & Greener, 1988). Yeterli polimerizasyon, restorasyonun optimal fiziksel özelliklerini ve uzun süreli klinik başarısını direkt olarak etkileyen önemli bir faktördür (Aguiar ve ark., 2005). Resin bazlı restoratif materyallerin yetersiz polimerizasyonu çeşitli olumsuzluklara sebep olabilmektedir. Bu olumsuz etkiler arasında; materyalin sitotoksitesinin artması, sertliğinin azalması, elastik modülüsünün düşmesi, aşınmanın artması, marjinal sızıntıya bağlı olarak restorasyonun renklenmesi, post operatif hassasiyetin ortaya çıkması ve sekonder çürük oluşması bulunmaktadır (Çoğulu ve ark., 2007).

4.2.1. Polimerizasyon aşamaları

Polimerizasyon süreci; aktivasyon, başlatma (inisiyasyon), ilerleme (propagasyon) ve sonlanma (terminasyon) olmak üzere dört temel reaksiyon aşamasından oluşur (McCabe & Walls, 2013).

Aktivasyon aşamasında, serbest radikal oluşumu gerçekleşir. Polimerizasyonu başlatmak için gerekli olan bu serbest radikaller, genellikle aktivatörlerin ısı ve ışıkla etkileşimi sonucunda ortaya çıkar.

Başlatma aşamasında, oluşan serbest radikal, metil metakrilat monomerindeki karbon atomu ile etkileşerek yapısında bulunan çift bağın açılmasını sağlar ve diğer monomerlerin bağlanabilmesi için gerekli enerjiyi üretir. Böylelikle monomer yapısındaki karbon atomu kararsız hale gelir ve bağın kendisi de serbest radikal özelliği kazanır (Phillips, 1973). Bu şekilde reaksiyon zinciri başlar.

İlerleme aşamasında açılmış çift bağa sahip kararsız monomer yapısı, komşu bir monomerin çift bağını da aktive eder. Bu reaksiyonlar sürekli olarak tekrar ederek polimer zincirin uzamasına neden olur. Zincirlerin büyümesi, ortamda monomer birimlerinin tükenmesi veya monomerlerin serbest radikal içeren başka reaktif maddelerle etkileşmesiyle sona erer. Böylelikle bu süreç tüm monomer molekülleri polimer zincirlerinin bir parçası haline gelene kadar devam eder.

Sonlanma aşamasında ise, polimer moleküllerinin reaktivitesi, molekül içi enerjinin tükenmesiyle sona erer. Bu durum doğrudan çift bağlar yoluyla veya büyümüş bir zincirden diğerine hidrojen atomlarının transferiyle gerçekleşebilir. Zincire monomerlerin eklenmesiyle birlikte zamanla ortamdaki monomer konsantrasyonu azalır; bu da büyüme reaksiyonlarının yavaşlamasına, sonlanma reaksiyonlarının artmasına neden olur. Ortamdaki monomerlerin tükenmesi sonrasında, serbest radikaller uzun süre kararlılıklarını sürdüremez ve su, oksijen ve karbondioksit gibi maddelerle etkileşime girerek reaktivitelerini kaybeder (O'Brien, 2002).

4.2.2. Polimerizasyon tipleri

İlave polimerizasyon, aynı yapıya sahip çok sayıda doymamış monomerin, kimyasal yapılarında herhangi bir değişiklik olmaksızın zincire ardışık olarak eklenmesiyle, yüksek moleküler ağırlıklı makromoleküllerin olduğu bir reaksiyon türüdür. Bu reaksiyon, monomerin iki karbon atomu arasındaki çift bağın açılmasıyla başlar ve ortamda monomer kalmayana kadar zincir büyümeye devam eder. Reaksiyon sırasında yan ürün oluşmaz. Diş hekimliğinde kullanılan rezin kompozitlerin büyük çoğunluğu bu mekanizma ile polimerize olur (Phillips, 1973; Taira ve ark., 1988).

Kondensasyon polimerizasyonu, farklı veya benzer yapıya sahip polifonksiyonel monomerler arasında gerçekleşir ve genellikle su gibi küçük moleküllerin açığa çıkmasına neden olur. Bu tür polimerizasyonlar, basamaklı polimerizasyon olarak da bilinir ve günümüzde dental restorasyonlarda ve protez uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaz.

Kopolimerizasyon, farklı kimyasal özelliklere sahip monomerlerin, çeşitli oranlarda reaksiyon ortamına eklenmesiyle gerçekleşen bir polimerizasyon türüdür. Bu süreç sonunda elde edilen ürüne de kopolimer adı verilir (Phillips, 1973). Diş hekimliğinde kullanılan rezin kompozit materyallerin çoğu bu yapıdadır. Örneğin rezin kompozit içindeki Bis-GMA monomerini seyreltmek amacıyla katılan TEGDMA monomeri kopolimerdir (O'Brien, 2002; Phillips, 1973).

Çapraz bağlantı, reaktif yan zincirler içeren monomerlerin, birbirine bağlı polimer moleküllerinden oluşan yapıya, zincir şeklinde eklenmesiyle gerçekleşir. Bu yan zincirler sayesinde farklı polimer zincirleri birbirine bağlanır ve üç boyutlu fiziksel olarak daha kararlı bir yapı oluşur. Ortaya çıkan çapraz bağlı polimerler, su emilimi ve çözünürlüğü daha az olan daha güçlü materyallerdir.

4.2.3. Polimerizasyon veya dönüşüm derecesi

Rezin kompozitler; organik matriks, inorganik doldurucu partikül ve silan bağlayıcı ajan olmak üzere üç ana bileşenden oluşur. Kompozitler ayrıca pigmentler, inhibitörler, özel katkı maddeleri ve başlatıcılar içerir. Başlatıcı sistemin etkisiyle polimerizasyon reaksiyonu başlar ve karbon-karbon çift bağları (C=C), karbon-karbon tek bağlarına (C-C) dönüştürülerek bir polimer ağı oluşturulur. Polimerizasyon/Dönüşüm derecesi (DC), monomerlerin polimer oluşturmak üzere reaksiyona girme oranı olarak ya da karbon çift bağlarının karbon tek bağlarına dönüşen oranı olarak tanımlanabilir (Yoshida & Greener, 1993). Polimerizasyon derecesi aşağıdaki formül ile hesaplanmaktadır (Moraes ve ark., 2008; Yılmaz Atalı ve ark., 2022).

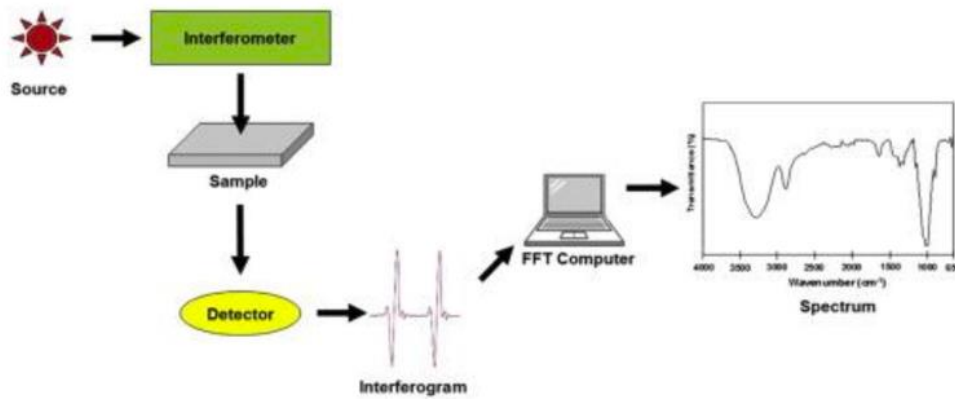
$$DC = 1 - \left[\frac{\left(\frac{C=C \text{ Alifatik}}{C=C \text{ Aromatik}} \right)_{\text{polimerize olmuş}}}{\left(\frac{C=C \text{ Alifatik}}{C=C \text{ Aromatik}} \right)_{\text{polimerize olmamış}}} \right] \times 100$$

Günümüzdeki resin kompozitlerin polimerizasyon derecesi, %50 ile %80 arasında değişmektedir. Bu durum da çift bağların %20 ile %50 arasında reaksiyona girmediğini gösterir (Yılmaz Atalı ve ark., 2022). Resin kompozitlerin polimerizasyon derecesi mekanik ve fiziksel özelliklerini direkt olarak etkilemektedir (Moraes ve ark., 2008). Yüksek DC, yüksek polimerizasyon büzülmesiyle ilişkilidir; düşük bir DC ise zayıf mekanik özellikler, düşük renk stabilitesi ve düşük biyouyumluluk ile ilişkilidir. Doldurucu partikül boyutu, monomer türü ve miktarı, foto-başlatıcı türü ve miktarı, materyalin rengi ve translüsensisi, ışık kaynağının gücü, dalga boyu ve ışık uygulama süresi gibi faktörler resin kompozitlerin polimerizasyon derecesini etkileyebilmektedir (Tarle & Par, 2018).

Rezin kompozitlerin polimerizasyon derecesini belirlemek için Fourier dönüşümlü kızılötesi (FT-IR) spektroskopisi ve mikrosertlik ölçümleri sıklıkla kullanılır. Bunun yanında Raman spektroskopisi, diferansiyel tarama kalorimetresi, diferansiyel termal analiz, yüksek performanslı sıvı kromatografisi gibi diğer yöntemler de dental araştırmalarda kullanılmaktadır ancak FT-IR hala en sık kullanılan tekniktir (Marovic ve ark., 2013).

4.2.3.1. Fourier dönüşümlü kızılötesi (FT-IR) spektroskopisi

FT-IR spektroskopisi, moleküler karakterizasyon ve kimyasal reaksiyonların takibi için yaygın olarak kullanılan güçlü bir tekniktir. Bir materyalin atomları arasındaki her kimyasal bağ, elektromanyetik dalgalarda, belirli dalga boylarında gerilime yol açan kendine özgü bir titreşimsel frekansa sahiptir. Işık bir örnek üzerinden geçirildiğinde, kimyasal bağlar bir kızılötesi dedektörü kullanılarak tanımlanabilir. Fourier dönüşüm algoritması, dalga boyu aralığında karakteristik bantlar içeren bir spektrum üretir ve bu spektrum moleküler yapının analizini sağlar (Sakaguchi & Powers, 2011) (Şekil 3). FT-IR spektroskopisi, katı, sıvı ve gaz halindeki materyallerin incelenmesinde kullanılabilir (Moraes ve ark., 2008).

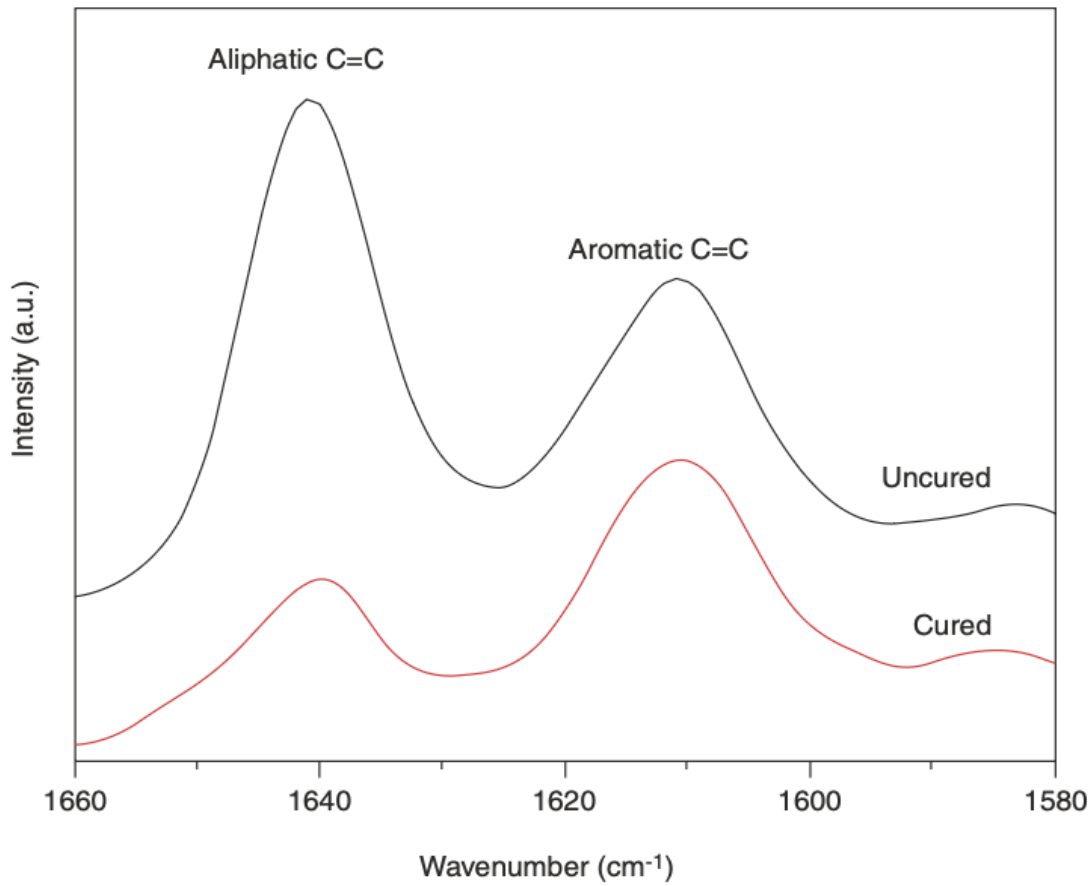


Şekil 3. Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (Ojeda & Dittrich, 2012)

Kızılötesi spektroskopisi, kızılötesi spektrumun farklı bölgelerinde gerçekleştirilebilir; bu bölgeler görünür ışığa olan konumlarına göre yakın-kızılötesi ($14.000-4000\text{ cm}^{-1}$), orta-kızılötesi ($4000-400\text{ cm}^{-1}$) ve uzak-kızılötesi ($400-4\text{ cm}^{-1}$) olarak adlandırılır (Smith, 2011). Dental kompozitlerin polimerizasyon derecesi genellikle orta-kızılötesi bölge kullanılarak belirlenir. Bu analizde, metakrilat moleküllerindeki alifatik $\text{C}=\text{C}$ bağlarının yaklaşık 1640 cm^{-1} 'deki gerilme titreşim bandının yoğunluğundaki değişiklikler ölçülerek belirlenir. Alifatik $\text{C}=\text{C}$ bağları konsantrasyonunun, karşılık gelen titreşim bandı yoğunluğuyla orantılı olduğu varsayıldığında, dönüşen bağların miktarı, polimerize edilmiş ve polimerize edilmemiş materyallerdeki bant yoğunluğunun karşılaştırılmasıyla elde edilebilir. İç referans olarak 1610 cm^{-1} 'deki aromatik $\text{C}=\text{C}$ bağlarını temsil eden bant yaygın olarak kullanılır. Bu titreşim bandının varlığı, Bis-GMA ve Bis-EMA gibi aromatik çekirdek içeren metakrilat monomerlerinin varlığına bağlıdır. Ancak UDMA gibi alifatik yapıları monomerler içeren kompozitlerde

1610 cm^{-1} 'deki titreşimsel bant bulunmaz. Bunu yerine başka alternatif referans bantlar kullanılır (Tarle & Par, 2018)(Şekil 4).

FT-IR analizinde geçirgenlik prensibinin kullanılmasının zor olduğu durumlarda, yansıma prensibini kullanan, zayıflatılmış toplam yansıma (Attenuated Total Reflectance, ATR) aksesuarları tercih edilmiştir (Schmidt ve ark., 2006). ATR-FTIR spektroskopisi, kızılötesi ışık kullanan en güçlü materyal tanımlama sistemlerinden biridir ve az miktarda örnekle hızlı ve etkili ölçümler yapılmasını sağlar (Vigano ve ark., 2005).



Şekil 4. Polimerizasyon derecesini belirlemek için kullanılan kızılötesi spektrum kısmı (Tarle & Par, 2018)

4.2.4. Rezin kompozitlerin polimerizasyonunda kullanılan ışık kaynakları

Işıkla polimerize olan dental materyallerin tanıtılmasından bu yana ışıklı kürleme cihazları (Light Curing Unit, LCU) için çeşitli teknolojiler sunulmuştur. İlk olarak UV ışıklar kullanıma alınmış, ardından quartz tungsten halojen (QTH), plazma ark (PAC), lazerler ve son olarak ışık yayan diyotlar (Light Emitting Diode, LED) gibi sistemler geliştirilmiştir (Neumann ve ark., 2006).

4.2.4.1. Quartz tungsten halojen (QTH) ışık kaynakları

Başlangıçta, mavi ışık üreten ışık kaynakları arasında; yakın UV bölgesinden kızılötesi bölgesine kadar geniş bir elektromanyetik spektrum üretebilen quartz tungsten halojen (QTH) ampuller kullanılmıştır. QTH ampulünden gelen ışık, rezinin foto-kürlenmesi için gereken mavi ışığı sağlamak amacıyla ve hem UV hem de kızılötesi ışık dalga boylarını kaldırmak için güçlü bir şekilde filtrelenmiştir (Rueggeberg, 1999; Rueggeberg, 2011). QTH ışık kaynaklarının geniş bir emisyon spektrumu olmasına rağmen bu cihazlar nispeten düşük bir ışıma gücü sunar ve 2 mm kalınlığındaki resin kompozitin yeterli polimerizasyonu için 30 ile 60 saniye arasında bir süreyle uygulanmalıdır. Bu cihazların çoğu şebeke elektriği ile çalışmakta olup soğutma fanı gürültülüdür (Price, 2018). Ayrıca enerji verimliliği açısından değerlendirildiğinde QTH ampulüne giren enerjinin yaklaşık %70'i ısıya dönüşürken, yalnızca %10'u görünür ışık üretir. Giriş enerjisinin yalnızca %0,5-2'si faydalı mavi ışık olarak yayılmaktadır (Shortall ve ark., 2016; Yaman ve ark., 2011).

4.2.4.2. Plazma ark (PAC) ışık kaynakları

Kompozit resinlerde polimerizasyon etkinliğini arttırmak ve hekimin ışıkla çalışma süresini kısaltmak amacıyla, yüksek güçlü plazma ark (PAC) ışık kaynakları geliştirilmiştir. Bu cihazların çok yüksek ışık gücü sağlandığı iddia edilip, 2 mm kalınlığındaki resinin polimerizasyonu için 3-5 saniye gibi kısa bir uygulama süresinin yeterli olduğu belirtilmiştir (Rueggeberg, 1999; Rueggeberg, 2011). Bu ışık kaynakları ile resinin yeterli polimerizasyonu ve iyileştirilmiş mekanik özellikler hedeflenmiştir ancak; kısa ışıqlama süresiyle ısı kontrolü yapılan bu sistemlerde, hızlı polimerizasyona bağlı olarak oluşan polimerizasyon büzülmesi önemli bir dezavantaj olmuştur (Rueggeberg, 2011). Ayrıca bu ışık kaynaklarında, istenmeyen iyonlaştırıcı radyasyon ve kızılötesi ışık yayılmasını engellemek için güçlü bir optik filtreleme gereklidir; aksi takdirde sıcaklık artışı klinik olarak kabul edilemez seviyelere ulaşabilmektedir. İlaveyen, bu cihazlar, pahalıdır, büyüktür, gürültülü bir fana sahiptir ve pille çalıştırılmaz. Sonuç olarak son yıllarda popülerliklerini yitirmiştir (Price, 2018).

4.2.4.3. Lazer ışık kaynakları

Günümüzde, lazer teknolojisindeki gelişmeler ve cihazların daha erişilebilir hale gelmesiyle birlikte lazerler, diş hekimliği uygulamalarında farklı alanlarda yaygın olarak kullanılmıştır (ŞENER & UĞURLU, 2012). 1990'ların başından itibaren restoratif diş hekimliğinde 400-500 nm dalga boyunda ışık üretebilen argon lazer cihazları kompozit polimerizasyonunda

kullanılmıştır. Argon lazerler ile kompozit polimerizasyonunun görünür ışık kaynaklarına göre daha kısa sürede gerçekleştiği bildirilmiştir (Fleming & Maillet, 1999; Lloret ve ark., 2004). Lazer ışık kaynaklarıyla çalışma süresi 10 saniyeden kısadır, ancak pahalı olmaları, taşınabilir olmamaları, dar bir emisyon spektrumuna sahip olmaları ve pil ile çalıştırılmamaları nedeniyle popülerlik kazanmamıştır (Price, 2018).

4.2.4.4. LED ışık kaynakları

LED ışık kaynakları, 1990'lı yılların ortalarında geliştirilmiş olup yaklaşık 10.000 saatlik uzun bir kullanım ömrüne sahiptir. LED ışık kaynakları, halojenlere kıyasla ürettikleri enerjinin yalnızca çok küçük kısmını ısıya dönüştürürler. Ayrıca kablosuz olmaları, pil ile çalışabilmeleri, sessiz olmaları, darbeye karşı dirençli olmaları, filtreleme gereksinimi göstermemeleri gibi birçok avantaja sahiptir (Leonard ve ark., 2002; Salmaz ve ark., 2023). İlaveten, diğer ışık kaynaklarının aksine ,devamlı uygulanan sabit ışık yoğunluğunun (standart polimerizasyon) yanında hekimlere yavaş, hızlı, kesikli, atımlı ve kademeli polimerizasyon gibi alternatifler de sunmaktadır (Bektaş ve ark., 2006). LED ışık kaynakları, tüm bu olumlu özellikleri sayesinde diş hekimliği pratiğinde kısa sürede geniş bir kullanım alanı bulmuştur (Leonard ve ark., 2002; Salmaz ve ark., 2023).

Birinci nesil LED ışık kaynaklarının gücü 160-400 mW/cm² arasında olup bu da geleneksel ışık kürleme cihazlarına kıyasla daha düşük kürleme potansiyeline işaret etmektedir. Daha sonra 2002 yılında, 500-1400 mW/cm² arasında daha yüksek ışık gücüne sahip yeni nesil LED'ler piyasaya sürülmüştür (Flury ve ark., 2013; Rahiotis ve ark., 2010). Bu versiyonlar, rezin bazlı restoratif materyallerin en yaygın foto-başlatıcısı olan CQ'nun emilim spektrumuna uyum sağlayacak şekilde, benzer dar bir spektrum yaymaktadır. 2004 yılında ise, LED teknolojisindeki gelişmeler, daha yüksek ışık gücü sunabilen üçüncü nesil LED ışık kaynaklarının geliştirilmesine olanak sağlamıştır (Jandt & Mills, 2013). Bu cihazlar, 5000 mW/cm²'ye kadar ışık gücü sunabilmektedir. Üçüncü nesil LED ışık kaynaklarına, yalnızca CQ değil, aynı zamanda farklı foto-başlatıcı sistemlerini etkinleştirebilmek amacıyla ek emisyon piki eklenmiştir. Bu amaçla LED'lere, 400-500 nm aralığında hem mavi hem de mor ışık yayabilen çoklu diyotlar entegre edilmiştir. LED kürleme teknolojisi, zaman içerisinde düşük ışık gücüne sahip birinci nesil cihazlardan, daha kısa uygulama süresiyle daha yüksek ışık gücü sağlayabilen geniş spektral uyumluluk sunan çok dalga boylu sistemlere evrilmiştir (Jandt & Mills, 2013; Mohammed & Ario, 2015).

4.2.5. İdeal polimerizasyon cihazında aranan özellikler

- Güncel restoratif tedaviler açısından ışık şiddeti (iradyans) $\geq 1000 \text{ mW/cm}^2$ olmalıdır. Işık kaynaklarının uç çapları mümkün olduğunca büyük (9-12 mm) olmalıdır. Bu durum geniş restorasyonların etkili polimerizasyonu için kritik bir öneme sahiptir.
- Işık kaynağının etkili olduğu dalga boyu spektrumu, olabildiğince geniş olmalıdır. Geniş spektral aralık, farklı içeriğe sahip rezin materyallerin polimerizasyonuna olanak tanır. Bu nedenle daha geniş dalga boyu spektrumunda etkili olan çok dalga boylu ışık kaynakları kullanılmalıdır. Bu tür cihazlar hem CQ hem de ivocerin ve asilfosin gibi foto-başlatıcıların aktivasyonunu sağlayarak, daha fazla rezin materyalde kullanılabilir.
- Işık kaynağının uç açısı mümkün olduğunca geniş olmalıdır. Özellikle posterior bölgede azalan ağız açıklığı, ışığın restorasyona ulaşmasını dolayısıyla polimerizasyon yeterliliğini doğrudan etkilemektedir.
- Ergonomik ve dayanıklı olmalıdır.
- Işık kaynağının ürettiği ışığın, rezin bazlı materyaldeki penetrasyonu, mümkün olan en az saçılma ve şiddet kaybıyla, olabildiğince derine ulaşmalıdır. Penetrasyon derinliği özellikle bulk-fill kompozitlerin polimerizasyonu açısından büyük önem taşır (Korkut, 2022a).

4.3. Isısal Değişim

Dental tedaviler sırasında kullanılan çeşitli materyaller ve aletler, pulpa sağlığını olumsuz etkileyebilecek düzeyde ısı artışına neden olabilir (Cavalcanti ve ark., 2002). Sürtünme kaynaklı sıcaklık artışı başta olmak üzere; kavite preparasyonu, lazer uygulamaları, restorasyonların cilalanması ve ışıkla polimerizasyon gibi işlemler sırasında pulpa dokusunda sıcaklık artışı görülebilir (Cavalcanti ve ark., 2002; Schneider ve ark., 2006).

Rezin esaslı materyallerin polimerizasyon reaksiyonu sırasında meydana gelen ısısal değişim, pulpal hasara sebep olabilecek en önemli faktörlerden biridir. Bu ısısal artış, rezin kompozit materyalin egzotermik reaksiyonunun yanı sıra, ışık kaynağının yaydığı radyant ısıdan da kaynaklanmaktadır. Işıkla polimerize olan materyallerdeki ısısal artış, tercih edilen ışık kaynağının türü ve özelliklerine göre farklılık göstermektedir (Hannig & Bott, 1999). Yapılan çoğu araştırmada, düşük yoğunluklu kürleme cihazlarına kıyasla yüksek yoğunluklu cihazların,

pulpa odasında anlamlı derecede daha yüksek sıcaklık artışı oluşturduğu bildirilmiştir. (Kim ve ark., 2017; Runnacles ve ark., 2019).

Rezin kompozitlerin bileşimi de termal değişiklikleri etkileyebilir. C=C bağlarının miktarı, polimerizasyon sırasında açığa çıkan egzotermik ısı ile orantılıdır. Ayrıca inorganik bileşenler, dış enerjiyi emme kapasiteleri sayesinde materyal içindeki ısının difüzyonunu etkiler (Atai ve ark., 2007; Watts ve ark., 1987). Matriks/doldurucu oranı, dimetakrilat monomerlerinin karakteristik özellikleri, doldurucu partiküller ve pigmentler sıcaklık artışında önemli rol oynamaktadır (Al-Qudah ve ark., 2007; Baroudi ve ark., 2009).

4.3.1. Isı ve pulpa ilişkisi

Pulpa; odontoblastların varlığı ve sert mineralize bir dokuyla çevrili olması ile karakterize, özelleşmiş bir mezenkimal dokudur (Nör, 2006). Dental pulpa, apikal bölgeden yayılan kan damarları ve sinir demetleri içeren bir ağ tarafından beslenir (Nakashima & Akamine, 2005). Pulpaya verilen mekanik, kimyasal, termal ve mikrobiyal iritanlar pulpal hasara neden olup çeşitli iltihabi yanıtları tetikler (Bjørndal & Mjör, 2001).

Pulpal sağlığın sürdürülmesi, restoratif tedavi pratiğinde klinisyenler için zorluk teşkil etmektedir (Öztürk ve ark., 2004). Kavite preparasyonu, restoratif materyallerin polimerizasyonu, ışık kütleme cihazlarının kullanımı; kavite duvarlarında sıcaklık artışına neden olarak, intrapulpal sıcaklıkta artışa yol açabilir (Smail ve ark., 1988). Ayrıca, yüksek hızlı döner kesici aletler ile mineralize dokunun etkili bir biçimde şekillendirilmesine olanak tanınır; ancak bu aletlerin uygunsuz veya kontrolsüz kullanımı da pulpada geri dönüşümü olmayan hasara neden olabilir (Rueggeberg, 2011; Spierings ve ark., 1985).

Son on yılda, LED ışıklı kaynaklarının dişte meydana getirdiği sıcaklık artışı, klinisyenler ve araştırmacılar için endişe kaynağı haline gelmiştir. Bu endişeler, piyasada bulunan gücü 2000 mW/cm²'yi aşan cihazların mevcut olmasına dayanmaktadır (Rueggeberg, 2011).

Zach ve Cohen tarafından yapılan *in vivo* çalışmaya göre; vital dişlerin pulpa odasında meydana gelen 5,5 °C'lik pulpa içi sıcaklık artışı durumunda dişlerin %15'inin, 11,1 °C'lik artışta dişlerin %60'ının, 16 °C'lik artışta ise dişlerin %100'ünün geri dönüşümsüz hasara uğradıkları bildirilmiştir (Zach & Cohen, 1965).

4.3.2. Sıcaklık tespit yöntemleri

Rezin kompozitlerin polimerizasyonu sırasında oluşan ısıyı değerlendirmek için kullanılan termal analiz yöntemlerinden biri, K tipi termokupl telidir. Bu sistem, ısındığında voltaj üreten ve birbirine temas eden iki farklı iletken (nikel-krom/nikel-alüminyum) oluşur. Bu termokupl doğrudan temasla belirli bir noktadan sıcaklık ölçümü yapar; bu nedenle invaziv bir teknik olarak kabul edilir (Hamze ve ark., 2018). Bu dezavantajına rağmen, termokupl yöntemiyle rezin kompozitlerin polimerizasyonu sırasında meydana gelen termal değişiklikleri değerlendiren birçok çalışma yapılmıştır (Bouillaguet ve ark., 2005; Khajuria ve ark., 2015).

Alternatif olarak kullanılan kızılötesi (IR) termal kamera, bir nesnenin sıcaklığını non-invaziv değerlendiren iki boyutlu bir görüntüleme sistemidir. Yaklaşık 0,1°C hassasiyetle çalışabilen bu yöntemde, nesne ile doğrudan temas gerekmez ölçüm yapılabilir (Bakhsh ve ark., 2020). IR termografi, termal kamera kullanılarak nesne tarafından yayılan IR radyasyonu ölçer ve nesnenin her pikselinin sıcaklık değerini verir (Nash ve ark., 2020).

4.4. Mikrosertlik

Sertlik, restoratif materyallerin en önemli mekanik özelliklerinden biri olup, yüzeyin penetrasyona veya deformasyona karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir (Nair ve ark., 2022).

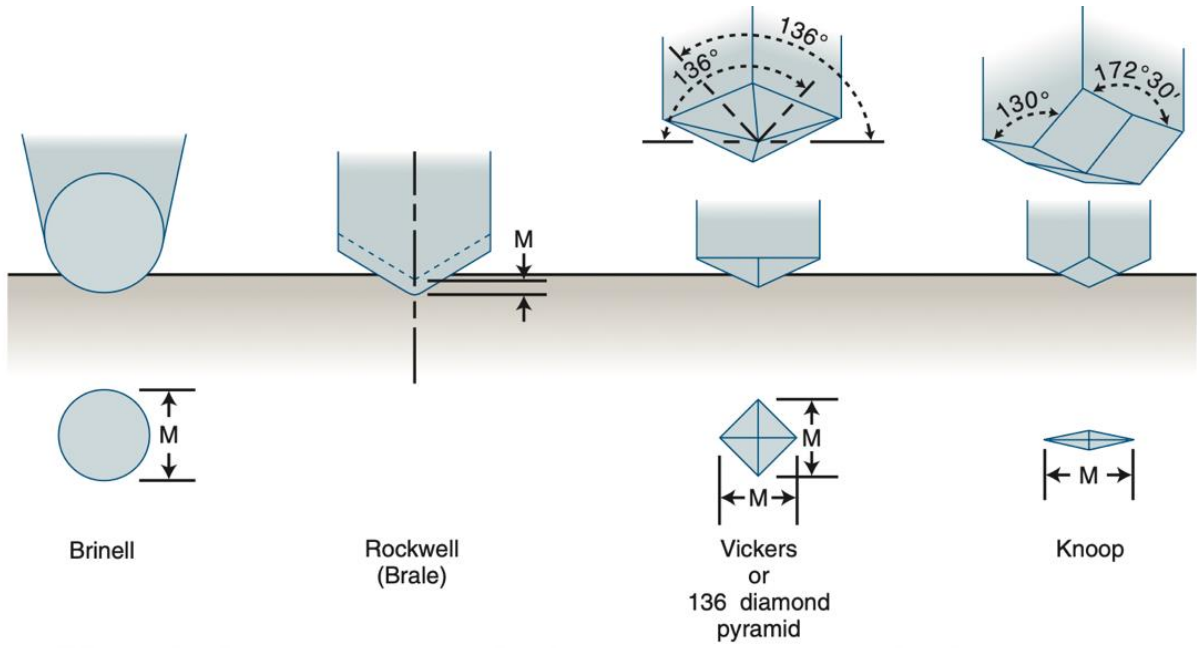
Sertlik değerleri; aşınmaya karşı direnç, dayanıklılık, polimerizasyon derecesi ve polimerizasyon derinliği gibi diğer özelliklerin bir göstergesi olarak kullanılabilir. Sertliğin özellikle aşınmaya karşı direnç açısından belirleyici bir rolü vardır ve bazı materyallerde sertlik ile mekanik dayanıklılık arasında pozitif bir ilişki olduğu bildirilmiştir. Sertlik, polimerizasyon derecesini belirtmek için de kullanılır; daha yüksek sertlik değerlerinin daha yüksek polimerizasyon derecesini gösterdiği iddia edilir.

Benzer şekilde rezin kompozitlerin polimerizasyon derinlikleri de sertlik testleri kullanılarak değerlendirilebilir. Örneğin; ışıkla kürlenmiş rezin kompozitin yüzey sertliği kürlenmiş yüzeyde ve alt yüzeyde değerlendirilir. Eğer materyal tamamen polimerize olmuşsa alt yüzeyin sertliğinin, üst yüzeyin en az %80 i kadar olması beklenir (Mahalaxmi, 2020).

4.4.1. Mikrosertlik belirleme yöntemleri

Dental materyallerin sertliğini belirlemek için sıklıkla kullanılan testler arasında Brinell, Knoop, Barcol, Shore, Vickers, Rockwell yer alır (Nair ve ark., 2022). Her testin kendine özgü avantaj ve dezavantajlar bulunmakla birlikte, genel olarak tüm testlerde; sertliği ölçülmek istenen materyalin yüzeyine küçük, simetrik bir ucun penetrasyonu ile meydana getirilen izlerin boyutlarının ölçülmesi esas alınır (O'Brien, 2002; Von Fraunhofer, 2009). Uygulanan sertlik testine göre ucun yapısı, şekli, yüzeye uyguladığı kuvvet değişebilir. Bu uçlar; çelik, tungsten karbit veya elmas materyallerden yapılabilir ve şekil olarak küre, konik, piramit ya da çubuk şeklinde olabilir. Ayrıca, materyale 1-3000 kgf arasında değişen bir kuvvet uygulanabilir (O'Brien, 2002).

Testin seçimi ölçülen materyalin türüne göre belirlenmelidir. Brinell sertlik testi, diş hekimliğinde metaller ve metalik malzemelerin sertliğini belirlemek için yaygın olarak kullanılır. Bu testte, çelik bilye şeklindeki uç, belirtilen yük altında materyalin yüzeyine uygulanır. Rockwell sertlik testinde ise, Brinell testine benzer şekilde çelik bilye veya konik bir elmas uç kullanılır; ancak burada bırakılan izin çapını ölçmek yerine, penetrasyon derinliği ölçülür. Vickers sertlik testi, Brinell testine benzer bir çalışma prensibine sahiptir fakat bu testte çelik bilye yerine kare tabanlı bir piramit kullanılır. Knoop testinde ise, romboidal piramit elmas uç kullanılır ve oluşturulan izin uzun eksenini ölçülerek sertlik belirlenir (Şekil 5). Shore ve Barcol testleri genellikle endüstride kalite kontrolü için kullanılır; ancak bazen, lastik ve plastik dental materyallerin sertliğini ölçmek için de tercih edilir. Knoop ve Vickers testleri, Brinell ve Rockwell makrosertlik testleriyle karşılaştırıldığında, mikrosertlik testleri olarak sınıflandırılır. Hem Knoop hem de Vickers testlerinde kullanılan yükler 9,8 Newton (N)'dan daha düşüktür. Materyal üzerinde meydana getirilen izler küçüktür ve 19 µm daha derine inmez. Bu özellikleri sayesinde ince materyallerin küçük bölgelerindeki sertliği ölçme yeteneğine sahiptir. Rockwell ve Brinell testleri ise, çok daha büyük alanlar üzerinde ortalama sertlik değeri verir (Anusavice ve ark., 2012).

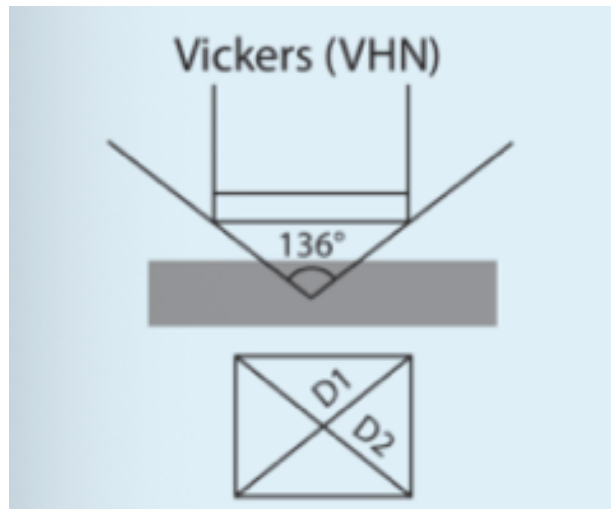


M: Sertliği hesaplamada her test için ölçülen M boyutu kullanılmaktadır.

Şekil 5. Sertlik ölçüm yöntemleri (Anusavice ve ark., 2012).

4.4.1.1. Vickers mikrosertlik testi

Vickers sertlik testinde, 136° 'lık açısı olan kare tabanlı piramit şekilli elmas uç kullanılmaktadır (Şekil 6). Materyale 10-15 sn yük uygulanır ve elmas uç tarafından oluşturulan izin köşegen uzunlukları, iz alanının hesaplanmasına olanak sağlar. Materyalde oluşturulan izin boyutunu optik olarak ölçmek gerektiğinden, materyal iyi derecede cilalanmış yüzeye sahip olmalıdır. Kırılgan materyallerin test edilmesi için en uygun yöntemdir. Hem yumuşak hem de sert materyaller için kullanılır, sertlik testleri arasında en geniş skalalardan birine sahiptir (Mahalaxmi, 2020).



Şekil 6. Vickers mikrosertlik testinde kullanılan piramit şekilli uç ve materyalde oluşturulan iz (Mahalaxmi, 2020)

5. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışma yalnızca laboratuvar ortamında ve materyal düzeyinde yürütüldüğü için etik kurul onayı gerekmemiştir.

Bu çalışmada; son yıllarda kullanım kolaylığı ile öne çıkan, farklı yapıdaki tek renk kompozitlerin, farklı üreticilere ait LED ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sırasında oluşan ısısal değişimlerin değerlendirilmesi, ışık cihazlarının güçlerinin kıyaslanması, polimerize edilen örneklerin mikrosertliklerinin ve polimerizasyon derecelerinin araştırılması amaçlandı.

Bu çalışma, *in vitro* koşullarda yapılmış ve deneyler Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalında gerçekleştirilmiştir.

5.1. Çalışmada Kullanılan Rezin Kompozitler

Örneklerin hazırlanmasında, üç farklı üreticiye ait tek renkli rezin kompozit materyal kullanıldı (Admira Fusion x-tra, VOCO, Almanya; Charisma Topaz One, Kulzer, Almanya; Omnicroma, Tokuyama, Japonya) (Tablo 2). Rezin kompozitlere ait Şekil 7- 9’da sunulmuştur.

Tablo 2. Çalışmada kullanılan tek renkli universal rezin kompozitlerin üretici firmaları, monomerleri, içerikleri, doldurucu oranları *.

Kompozit	Üretici	Kompozit tipi	Monomer	İçerik	Doldurucu oranı (W/V%)
Admira Fusion x-tra	VOCO, Almanya	Nanohibrit	ORMOCER	Silikon dioksit nano doldurucu (20-50 nm) ve Silikon oksit bazlı hibrit doldurucu	84/(N/A)
Charisma Topaz One	Kulzer, Almanya	Nanohibrit	UDMA, TCD-U TEGDMA	Baryum alüminyum florür cam, silika, TiO ₂ , PPF 5 nm- 5 µm boyut	75/59
Omnicroma	Tokuyama, Japonya	Supra-nanofil	UDMA, TEGDMA	Düzgün boyutlu supra-nano sferik doldurucu (260 nm SiO ₂ -ZrO ₂) ve CF	79/68

Kısaltmalar: Bis-GMA = Bisfenol A-glisidil metakrilat; TEGDMA = trietilen glikol dimetakrilat; UDMA= üretilen dimetakrilat; TCD-U=Trisiklodekan-üretan dimetakrilat (TCD-DI-HEA); PPF = önceden polimerize edilmiş dolgu maddesi; SiO₂ = silikon oksit (silika); TiO₂=Titanyum dioksit; ZrO₂= zirkonyum dioksit; CF = Kompozit dolgu maddesi; * Veriler üreticiler tarafından sağlanmıştır.



Şekil 7. Admira Fusion x-tra (VOCO, Almanya)



Şekil 8. Charisma Topaz One (Kulzer, Almanya)



Şekil 9. Omnichroma (Tokuyama, Japonya)

5.2. Çalışmada Kullanılan LED Işık Kaynakları

Örneklerin polimerizasyonunda, üç farklı üreticiye ait LED ışık kaynağı (Valo Grand, Ultradent, ABD; Vega, Öncü Dental, Türkiye; Rubydent, İnci Dental, Türkiye) kullanıldı (Tablo 3). Işık kaynaklarına ait görseller Şekil 10-12’de sunulmuştur.

Tablo 3. Çalışmada kullanılan LED ışık kaynakları ve özellikleri

LED ışık kaynağı	Emisyon	Belirtilen uç çapı	Üretici firma	Dalga boyu	Mod	Belirtilen irradyans mW/cm ²
Valo Grand	Çoklu pik	12 mm	Ultradent, ABD	385-515 nm	Standart Mod	1000
					Yüksek güç modu	1600
					Ekstra Güç Modu	3200
Rubydent	Tek pik	10 mm	İnci Dental, Türkiye	385-515 nm	P1	2500± %10
					P2	1500 ± %10
					P3	0-1500 ± %10 (Ramp)
					P4	1500 ± %10 (Pulse)
Vega	Çoklu pik	8 mm	Öncü Dental, Türkiye	385-515 nm	M1	800-2000
					M2	1600
					M3	1800
					M4	800-1200
					M5	2000-3000
					M6	800-2000
					M7	Kullanıcı belirleyebilir



Şekil 10. Vega (Öncü Dental, Türkiye)



Şekil 11. Rubydent (İnci Dental, Türkiye)



Şekil 12. Valo Grand (Ultradent, ABD)

5.3. Çalışmada Kullanılan Cila Materyalleri

Örneklerin cilalanmasında, iki farklı cila sistemi kullanıldı (Soflex Disc, 3M ESPE, ABD; Diacomp Plus Twist, EVE Ernst Vetter GmbH, Almanya) (Tablo 4). Cila sistemlerine ait görseller Şekil 13-14’te sunulmuştur.

Tablo 4. Çalışmada kullanılan cila materyalleri

Marka	Aşındırıcı Partikül	İçerik	Üretici Firma
Soflex Disc	Kalın 55 µm, Orta 40 µm, İnce 24 µm, Çok ince 8 µm	Dört aşamalı cila sistemi Alüminyum oksit kaplı disk	3M ESPE, ABD
Diacomp Plus Twist	Pre-polisher: 14 µm High-shine polisher: 10 µm elmas partiküller	İki aşamalı elmas emdirilmiş spiral	EVE Ernst Vetter GmbH, Almanya



Şekil 13. Sof-lex (3M ESPE, ABD)



Şekil 14. Diacomp Plus Twist (EVE Ernst Vetter GmbH, Almanya)

5.4. Çalışmada Kullanılan Test Cihazları

5.4.1. Spektroradyometre

Polimerizasyon sürecinde kullanılan ışık kaynaklarının spektral özelliklerini ölçmek amacıyla, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan MSC15-W (Gigahertz-Optik GmbH, Almanya) spektoradyometre kullanılmıştır (Şekil 15). Bu cihaz, 380-830 nm dalga boyu aralığında 10 nm spektral bant genişliğiyle ölçüm yapabilen, taşınabilir yüksek hassasiyetli bir optik ölçüm cihazı olup; irradyans, spektral dağılım ve renk koordinatları gibi verileri yüksek hassasiyetle kaydedebilir.



Şekil 15. MSC15-W spektoradyometre (Gigahertz-Optik GmbH, Almanya).

5.4.2. Termal analiz cihazı

Polimerizasyon süreci sırasında oluşan ısısal değişimlerin kaydedilmesinde, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan CA-20 Termal Analiz Cihazı (Dianyang Technology, Çin) kullanılmıştır (Şekil 16). Bu cihaz, 260x200 piksel çözünürlüğe ve 70 milikelvin (mK) termal hassasiyete sahip olup -10°C ile +450°C arasında $\pm 2^\circ\text{C}$ doğrulukla temassız ölçüm yapabilmektedir.



Şekil 16. CA-20 Termal analiz cihazı (Dianyang Technology, Çin)

5.4.3. Vickers mikrosertlik test cihazı

Materyallerin yüzey sertlik ölçümleri, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge laboratuvarında bulunan Vickers 412A Mikrosertlik Cihazı (INNOVATEST, Hollanda) kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 17). Cihaz, 10 gramdan 1 kilogram kuvvete kadar yük uygulayabilen hassas bir mekanizmaya sahiptir. Test sürecinde, 136° açığına sahip piramit formu

elmas uç ile materyal üzerinde iz oluşturulmakta; bu izler 10x ve 40x büyütme okülerleri ile izlenebilmektedir. Cihaza entegre bilgisayar ekranı üzerinden oluşturulan iz büyütülerek değerlendirilip ve Impressions XT yazılımı yardımıyla, iz köşelerine teğet geçen paralel rehber çizgiler belirlenerek sertlik değeri hesaplanabilmektedir.



Şekil 17. Vickers 412A mikrosertlik ölçüm cihazı (INNOVATEST, Hollanda)

5.4.4. FT-IR spektroskopisi

Çalışmada, FT-IR spektroskopisi ölçümleri, Marmara Üniversitesi Nanoteknoloji ve Biyomalzemeler Uygulama ve Araştırma Merkezinde bulunan FT-IR spektroskopi (FT/IR-4700, JASCO, Japonya) cihazı kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 18). Cihaz, zayıflatılmış toplam yansıma (ATR) moduna sahip olup, $0,4\text{ cm}^{-1}$ çözünürlük ve 35.000:1 sinyal/gürültü oranı ile yüksek hassasiyetli ölçümler gerçekleştirebilmektedir.



Şekil 18. FT-IR spektroskopi cihazı (FT/IR-4700, JASCO, Japonya)

5.5. Çalışma Gruplarının Oluşturulması ve İstatistiksel Güç Analizi

Bu *in vitro* çalışmada; farklı ışık kaynakları (Valo Grand, Vega, Rubydent, ile polimerize edilen tek renkli kompozitlerin (Admira Fusion x-tra, Charisma Topaz One, Omnichroma) ısısal değişimleri, mikrosertlikleri ve polimerizasyon derecelerinin değerlendirilmesi amacıyla toplamda 9 ana deney grubu oluşturuldu.

Çalışmanın istatistiksel geçerliliğini sağlamak amacıyla, ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesini değerlendiren benzer nitelikteki çalışmalar incelendi. Isısal değişim ve mikrosertlik analizleri için yapılan güç analizinde (G*Power) %95 güven düzeyi ($1-\alpha$) ve %95 test gücü ($1-\beta$) ile her bir grupta çalışmaya dahil edilmesi gereken minimum örnek sayısı $n \cong 6(47/9)$ olmak üzere toplamda 54 olarak bulundu. Deneysel hata payını azaltmak ve verilerin güvenilirliğini arttırmak amacıyla her grup için $n=7$ örnek hazırlandı. Polimerizasyon derecesinin analizi için yapılan güç analizinde ise %95 güven düzeyi ($1-\alpha$) ve %95 test gücü ($1-\beta$) ile her bir grupta çalışmaya dahil edilmesi gereken minimum örnek sayısı $n \cong 3(22/9)$ olmak üzere toplamda 27 olarak bulundu.

Çalışma iki aşamada yürütüldü. Birinci aşamada, toplam 63 örneğin (n=7) polimerizasyon süreci, meydana gelen sıcaklık değişimlerini değerlendirmek amacıyla termal kamera ile kaydedildi. İkinci aşamada ise, 63 yeni örnek (n=7) hazırlanarak 24. saatte mikrosertlik testi uygulandı. Polimerizasyon derecesinin hesaplanması için ise her gruptan rastgele seçilen 3 örneğe, 48. saatte FT-IR analizi yapıldı. Çalışmada toplam 126 adet örnek hazırlanıp kullanıldı.

5.6. Işık Kaynaklarının Güç Ölçümleri

Literatürde de vurgulandığı üzere, ışık kaynaklarının ışık güçlerinde zamanla meydana gelen değişiklikleri izleyebilmek için rutin olarak kontrol edilmesi önemlidir. Bu nedenle, klinik kullanıma uygun, kolay kalibre edilebilen ve her türlü ışık kaynağının ışın özelliklerini ölçebilen bir radyometrenin diş hekimliği pratiğinde bulunması gerekmektedir (Assaf ve ark., 2020).

Bu doğrultuda deneylere başlamadan önce çalışmada kullanılan tüm ışık kaynaklarının (Valo Grand, Vega, Rubydent) standart moddaki ışık güçleri (irradiyans, mW/cm^2), spektrometre (MSC15-W) kullanılarak ölçüldü (n=7) (Şekil 19).



Şekil 19. Işık kaynaklarının ışık çıkış gücünün MSC15-W spektrometre ile ölçümü.

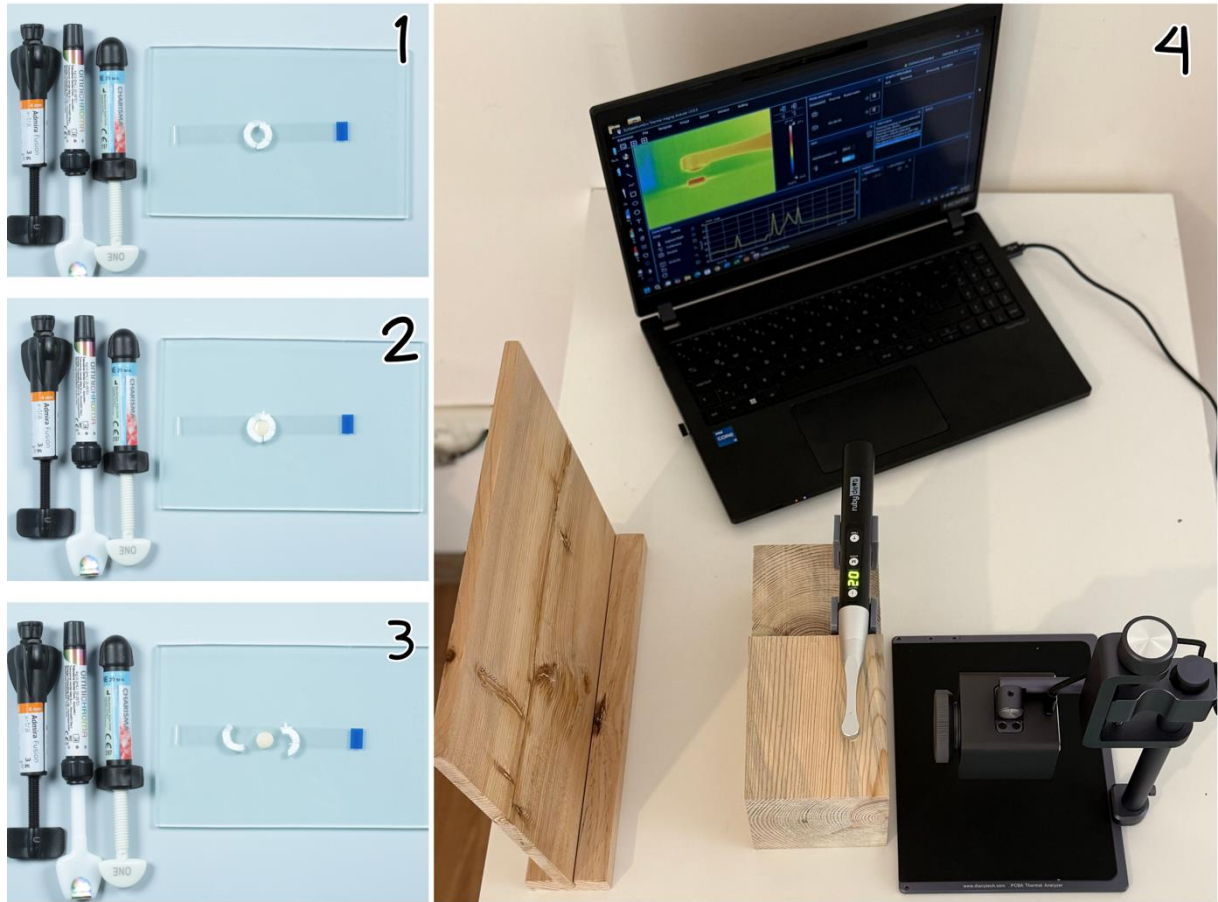
5.7. Kompozit Örneklerin Hazırlanması ve Test Süreci

5.7.1. Isısal değişimin değerlendirilmesi: örnek hazırlığı ve termal analiz süreci

Polimerizasyon işlemi sırasında rezin kompozit materyallerde meydana gelen ısısal değişimlerin kaydedilmesinde CA-20 Termal Analiz Cihazı kullanıldı. Termal analiz cihazı, her örneğe dik açıyla ve sabit 9 cm mesafede (Marovic ve ark., 2025) olacak şekilde konumlandırıldı ve ölçüm süresince hareket etmesi engellenecek şekilde sabitlendi. Termal

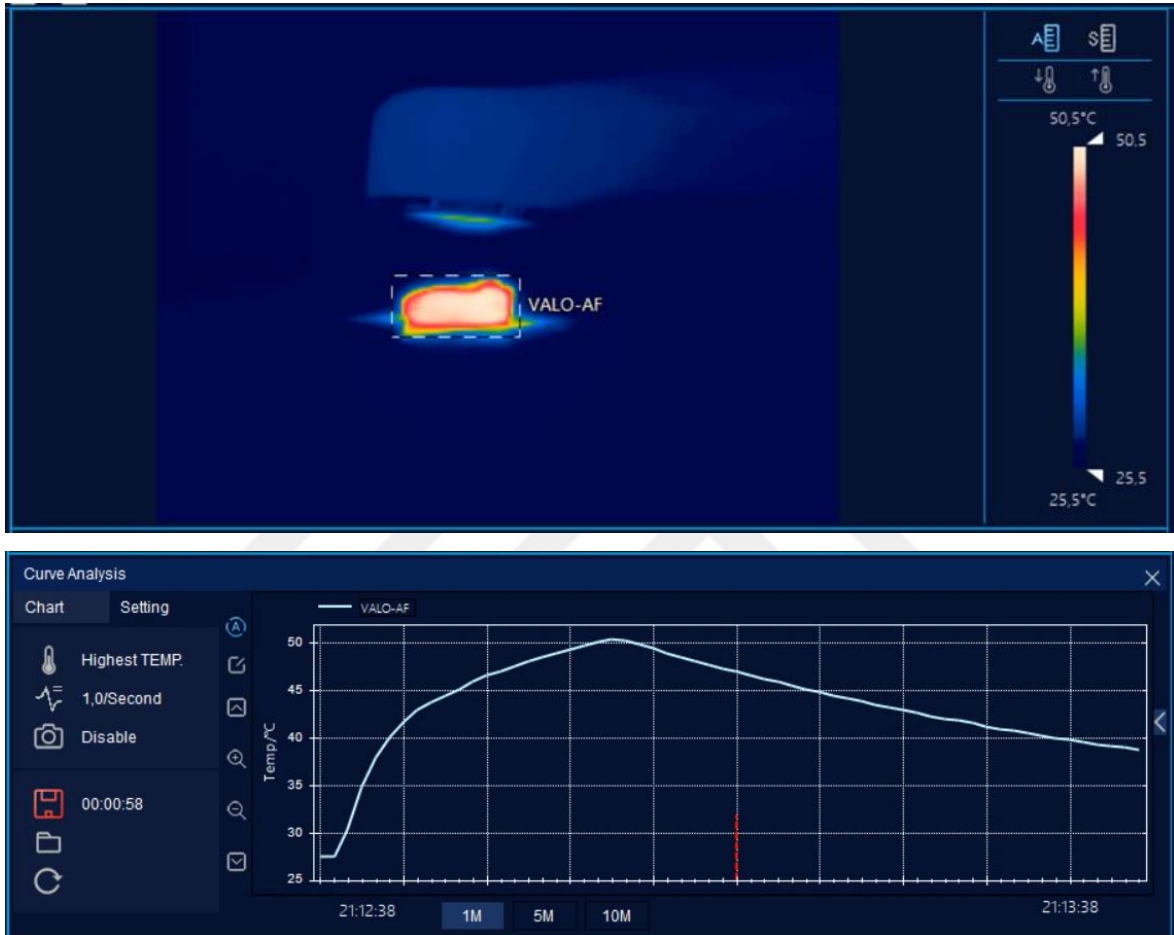
analiz cihazının arka plan hareketlerinden ve çevresel sıcaklık değişimlerinden etkilenmemesi amacıyla, ölçüm düzeneği ısı yalıtkan özellikteki tahta bir panel ile izole edilerek ortam kaynaklı ısı yansımaları en aza indirildi. Aynı malzemeden yapılmış düz tahta bir yüzey üzerinde, örneklerin konumlandırılacağı yer işaretlendi. Ayrıca, her bir ışık cihazı için özel olarak tasarlanmış stabil tutucular yardımıyla polimerizasyon mesafesi ve açısı sabitlendi. Bu sayede, tüm örnekler standart bir şekilde ışık uygulanması sağlandı.

Isısal analizde kullanılan kompozit örneklerin, boyut ve şekil standardizasyonunu temin etmek için 2 mm kalınlığında ve 8 mm çapında iki parçadan oluşan silikon kalıplar kullanıldı. Kalıpların iç yüzeyleri, kompozit materyalin yüzeye yapışmasını önlemek amacıyla teflon bant ile kaplandı; alt yüzeyine ise yine yapışmayı önlemek amacıyla 0,05 mm kalınlığında şeffaf bant (Hawe™ Transparent Strips, Kerr, ABD) yerleştirildi. Resin kompozit materyaller, bu şekilde hazırlanan kalıplara ağız spatülü kullanılarak yerleştirildi ve bu sayede istenilen kalınlık ve şekil elde edildi. Daha sonra, kalıbın iki parçası dikkatlice ayrılarak örnekler polimerizasyon işlemine hazır hale getirildi (Şekil 20).



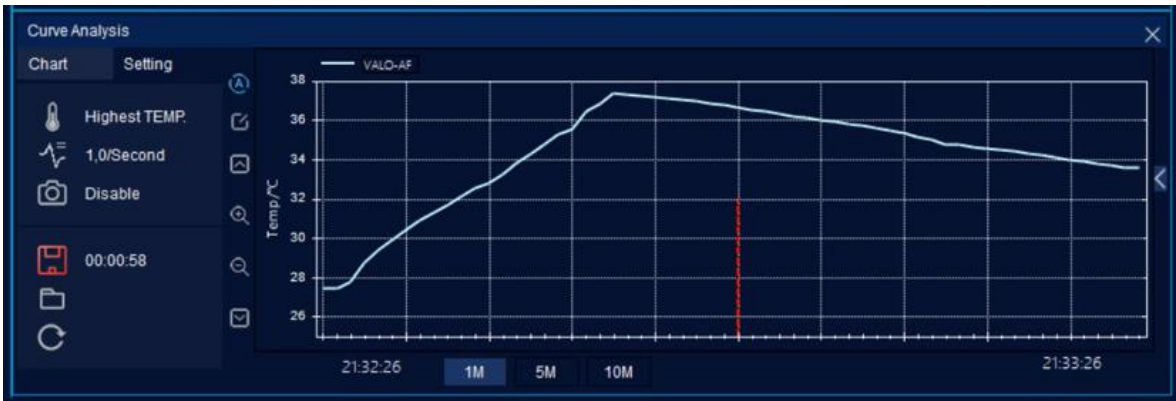
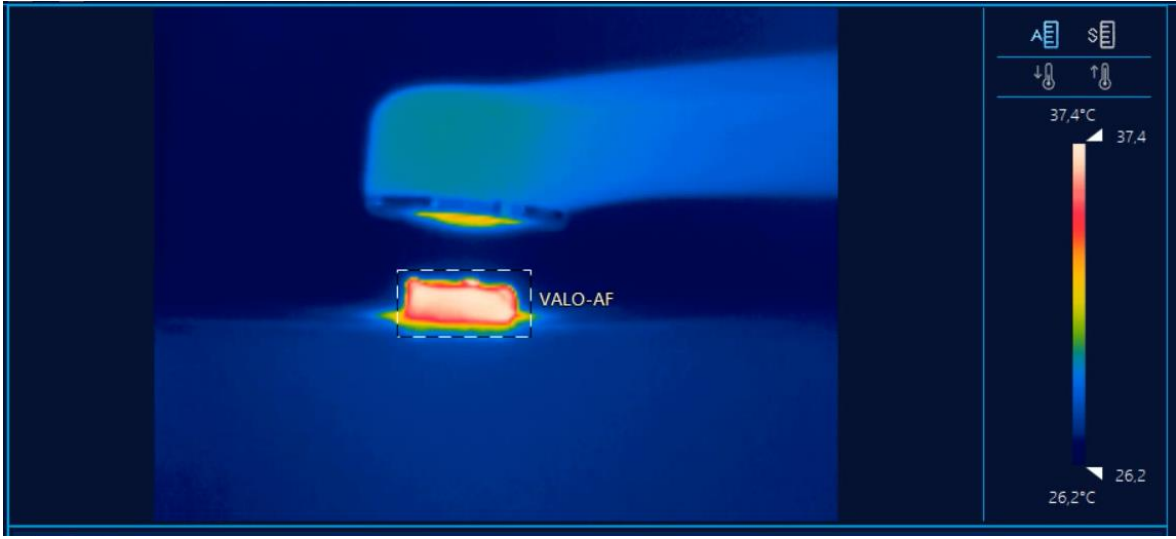
Şekil 20. Isısal değişimin değerlendirilmesi: örnek hazırlığı ve test süreci

T1 Sıcaklık Değeri: Her gruptan hazırlanan örnekler, ilgili ışık kaynağı ile 20 saniye süreyle polimerize edildi. Polimerizasyonun başlamasıyla eş zamanlı olarak, termal analiz cihazıyla kayıt başlatıldı ve her örnek için toplam 60 saniye boyunca video kaydı alındı. Bu süreçte, 20. saniyede ölçülen sıcaklık değeri “T1” olarak kaydedildi (Şekil 21). T1 değeri, hem ışık kaynağının etkisiyle oluşan ısıyı hem de rezin kompozit materyalin egzotermik reaksiyonundan kaynaklanan ısıyı temsil etmektedir.



Şekil 21. Valo Grand ile polimerize edilen Admira Fusion x-tra'nın, 20. saniyede kaydedilen “T1” sıcaklık değeri ve ısısal değişim grafiği

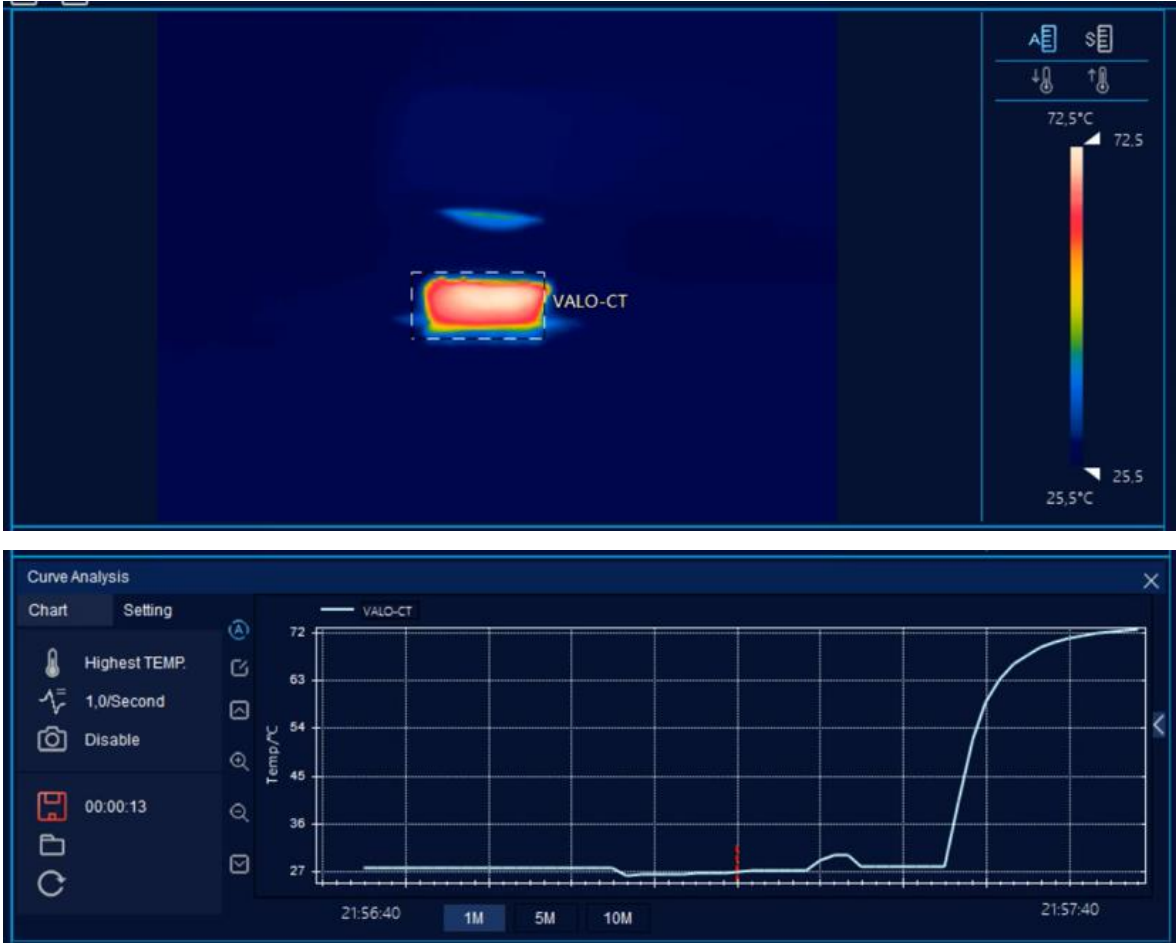
T2 Sıcaklık Değeri: Polimerizasyon işleminin ardından örnekler, ortam sıcaklığına ulaşması için 15 dakika süreyle bekletildi. Polimerize edilmiş olan örnekler daha sonra aynı ışık kaynağı ile ikinci kez 20 saniyelik ışık uygulaması gerçekleştirildi ve termal analiz cihazı ile yeniden kayıt alındı. 20. saniyede ölçülen sıcaklık değeri “T2” olarak kaydedildi (Şekil 22). Bu aşamada elde edilen T2 değeri, yalnızca ışık kaynağının etkisiyle ulaşılan sıcaklığı göstermektedir.



Şekil 22. Valo Grand ile ilk polimerizasyondan 15 dakika sonra, ikincil ışıklama uygulanan Admira Fusion x-tra'nın, 20. saniyede elde edilen T2 sıcaklık değeri ve ısısal değişim grafiği.

ΔT (T1-T2) Değeri: Resin kompozit materyalin polimerizasyon reaksiyonuna bağlı olarak meydana gelen sıcaklık artışını belirlemek amacıyla, " $\Delta T = T1 - T2$ " formülü kullanıldı ve her örnek için " ΔT " değeri hesaplandı.

T1max Değeri ve T1max'a Ulaşma Süresi: Her örnek için, polimerizasyon süreci boyunca ulaşılan maksimum sıcaklık değeri "T1max" ve bu sıcaklık değerine ulaşılma süresi (saniye cinsinden) kaydedildi (Şekil 23).



Şekil 23. Valo Grand ile polimerizasyon sırasında Charisma Topaz One ile kaydedilen T1max değeri ve T1max'a ulaşma süresi.

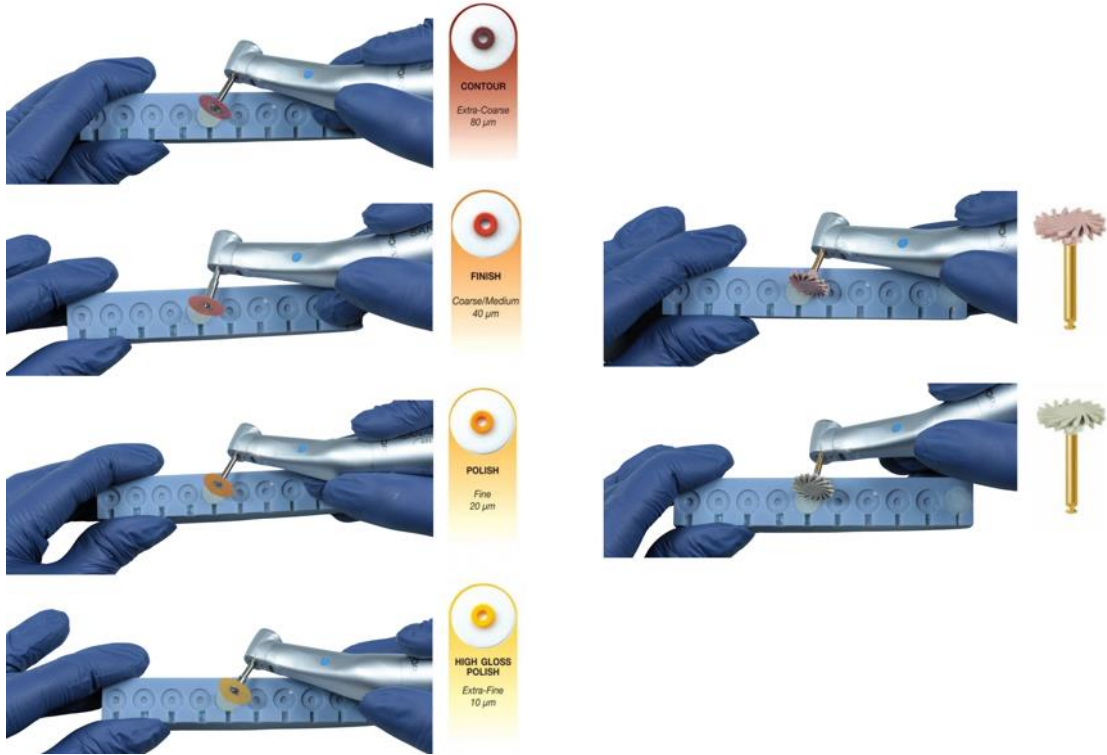
5.7.2. Mikrosertlik ve polimerizasyon derecesinin belirlenmesi: örnek hazırlığı ve test süreci

Mikrosertlik analizlerinde kullanılmak üzere, toplamda 63 adet yeni kompozit örnek hazırlandı (n=7). Örneklerin hazırlanmasında, çapı 8 mm kalınlığı 2 mm olan silikon kalıplar kullanıldı. Kalıpların alt yüzeyine şeffaf bant (HaweTM Transparent Strips, Kerr, ABD) yerleştirilerek rezin kompozit kalıp içerisine kondanase edildi. Üst yüzeye tekrar bir şeffaf bant yerleştirildi ve bir lam ile hafif parmak basıncı uygulanarak örneklerin hem alt hem üst yüzeyinin düz olması ve oksijen inhibisyon tabakasının önlenmesi amaçlandı. Her grup için belirlenen ışık cihazları (Valo Grand, Vega, Rubydent) standart modda 20 saniye boyunca kullanılarak polimerizasyon işlemi gerçekleştirildi. Polimerizasyon sırasında, ışık kaynağının ucu her örneğe dik olacak şekilde konumlandırıldı ve yeterli kapsama alanı ile etkin ışıklama sağlandı (Şekil 24).



Şekil 24. Mikrosertlik ve polimerizasyon derecesini değerlendirmek amacıyla 63 yeni örneğin hazırlanması

Polimerizasyon sonrası, örneklerin hem alt hem üst yüzeyleri; alüminyum oksit kaplı 4 aşamalı diskler (Sof-Lex) ve iki aşamalı elmas emdirilmiş spiraller (Diacomp Plus Twist) kullanılarak cilalandı. Her cila aşaması 10 saniye boyunca, su soğutması olmaksızın uygulandı (Şekil 25). Cila işleminin ardından, örneklerin alt yüzeyleri işaretlenerek artık monomerlerden arınması amacıyla, 37°C’de 24 saat süreyle distile su içeren kaplarda bekletildi.



Şekil 25. Rezin kompozitlerin cilalanması

Örnekler, 24 saatlik bekleme süresi sonunda, mikrosertlik ölçümü için 412A Vickers mikrosertlik test cihazına yerleştirildi. Her örneğin üst ve alt yüzeyindeki 3 farklı noktadan ölçüm yapıldı. Ölçüm noktaları arasında 1 mm’den az olmayacak şekilde mesafe bırakıldı ve ölçümler, örneklerin orta bölgelerine yakın alanlardan alındı. Ölçüm sırasında her noktaya

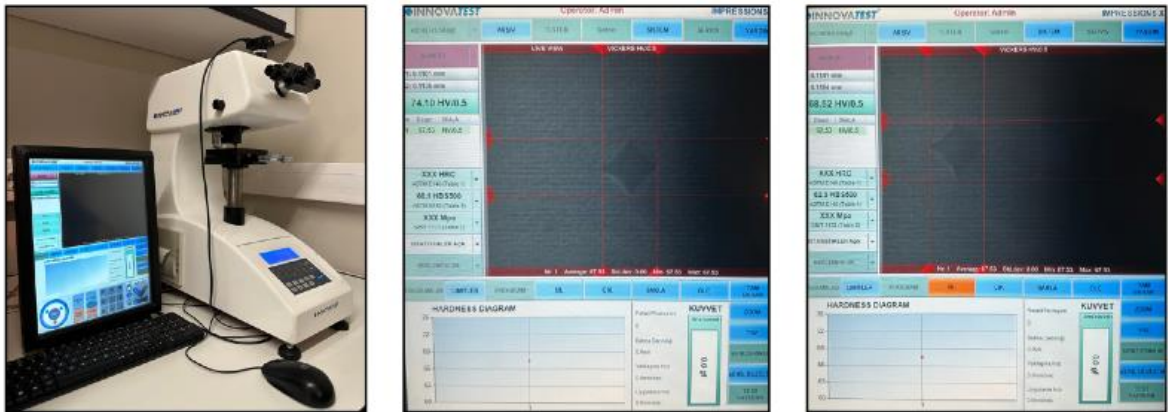
Vickers mikrosertlik cihazının elmas ucu tarafından 500 gram sabit yük, 15 saniye süreyle uygulandı. Örnekler üzerinde elmas uç tarafından bırakılan izler, cihaza bağlı bilgisayar ekranı yardımıyla x10 büyütmede tespit edilip x40 büyütmede ölçülerek Vickers mikrosertlik değeri olarak kaydedildi (Şekil 26).

Üst yüzey mikrosertlik değeri: Örneklerin üst yüzeylerinden alınan üç ayrı ölçümün, ortalaması hesaplanarak üst yüzey mikrosertlik değeri elde edildi.

Alt yüzey mikrosertlik değeri: Örneklerin alt yüzeylerinden alınan üç ayrı ölçümün, ortalaması hesaplanarak alt yüzey mikrosertlik değeri elde edildi.

Mikrosertlik oranı: Polimerizasyon derinliğini (depth of cure) değerlendirmek amacıyla, alt yüzey sertliğinin üst yüzey sertliğine oranı alındı ve sonuç 100 ile çarpılarak mikrosertlik oranı (%) elde edildi. Bu hesaplama şu formül ile yapıldı.

Mikrosertlik Oranı (%) = (Alt yüzey mikrosertlik değeri/ Üst yüzey mikrosertlik değeri) x100



Şekil 26. Vickers mikrosertlik test cihazı ve mikrosertlik ölçüm görüntüleri.

Rezin kompozit materyallerin polimerizasyon derecesi, Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FT-IR) kullanılarak değerlendirildi. Analizler ATR (Zayıflatılmış toplam yansıma) modunda çalışan FT/IR-4700 cihazı kullanılarak, 4 cm⁻¹ çözünürlük, 32 tarama ve 4000-400 cm⁻¹ spektral aralık parametreleri ile gerçekleştirildi.

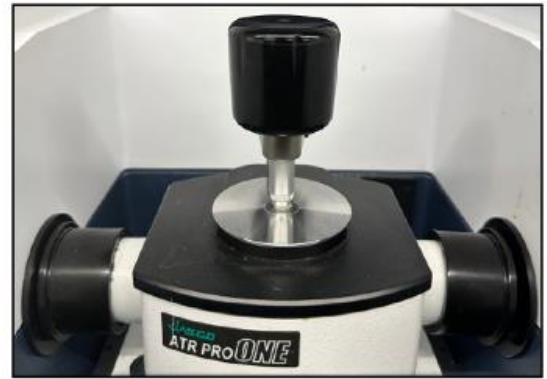
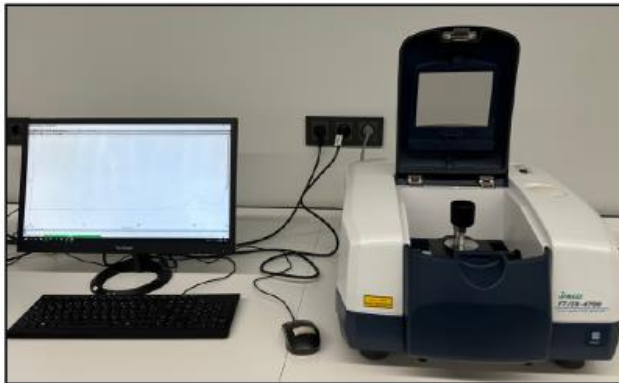
Her deney grubundan, mikrosertlik testinde kullanılan kürlenmiş örneklerden rastgele üç tanesi seçildi (n=3). Toplamda 27 adet kürlenmiş örneğe polimerizasyon işlemini takiben, 48. saatte FT-IR analizi yapıldı. Ayrıca her kompozitten (Admira Fusion x-tra, Charisma Topaz One, Omnichroma) üçer adet kürlenmemiş örnek analiz için hazırlandı. Kürlenmemiş örneklerin

hazırlığı ışık kaynaklarından bağımsız olduğundan, toplam 9 adet örnek ile analiz gerçekleştirildi. Böylece FT-IR analizine toplamda 36 örnek dahil edildi. Örnekler herhangi bir fiziksel işleme tabi tutulmaksızın, doğrudan cihazın ATR kristali üzerine yerleştirilerek analiz edildi (Şekil 27).

FT-IR analizlerinde, standart taban düzeltme (baseline correction) işlemi uygulandıktan sonra 1575-1660 cm^{-1} aralığındaki spektral bölge değerlendirmeye alındı. Polimerizasyon Derecesi (DC), FT-IR spektrumlarında alifatik C=C bağlarına karşılık gelen 1637 cm^{-1} dalga boyundaki absorbands pikinin, referans olarak kullanılan aromatik C=C piklerine (metakrilat bazlı materyaller için 1608 cm^{-1} , ormocer bazlı materyaller için 1592 cm^{-1}) oranı üzerinden değerlendirildi. Kürlenmiş ve kürlenmemiş örnekler için bu piklerin absorbands oranları karşılaştırılarak, polimerizasyon derecesi aşağıdaki formülle hesaplandı.

$$DC = 1 - \left[\frac{\left(\left(\frac{1637 \text{ cm}^{-1}}{1608 \text{ cm}^{-1} \text{ or } 1592 \text{ cm}^{-1}} \right) \text{polimerize olmuş} \right)}{\left(\left(\frac{1637 \text{ cm}^{-1}}{1608 \text{ cm}^{-1} \text{ or } 1592 \text{ cm}^{-1}} \right) \text{polimerize olmamış} \right)} \right] \times 100$$

Polimerizasyon Derecesi Yüzdesi: Her kompozit için belirlenen pik değerleri, ilgili formüle yerleştirilerek polimerizasyon derecesi yüzdesel olarak hesaplandı.



Şekil 27. Kompozit örneğin FT-IR spektroskopisi ile analizi

5.8. İstatistiksel Analiz

Araştırma verilerinin analizi ve görselleştirilmesi, SPSS v29 (IBM, ABD) programı kullanılarak gerçekleştirildi. Tanımlayıcı verilerin sunumunda ortalama $\pm$ Standart Sapma (SS), ortanca (1.-3. Çeyreklik) değerleri kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu; ortalama/standart sapma, basıklık-çarpıklık, Shapiro Wilk Testi ve görsel dağılımlar incelenerek değerlendirildi. Varyans homojenliği Levene testi ile kontrol edildi. Gruplar arası

karşılaştırmalarda Tek Yönlü ANOVA Testi kullanıldı. Post-hoc ikili karşılaştırmalarda ise grupların homojenitesine göre Tukey HSD veya Tamhane Testi kullanıldı. ΔT , sertlik oranı ve polimerizasyon derecesi arasındaki dağılım ilişkisi, Spearman Korelasyon Testi kullanılarak incelendi. Tüm istatistiksel analizlerde anlamlılık düzeyi %5 (tip I hata) olarak kabul edildi.



6. BULGULAR

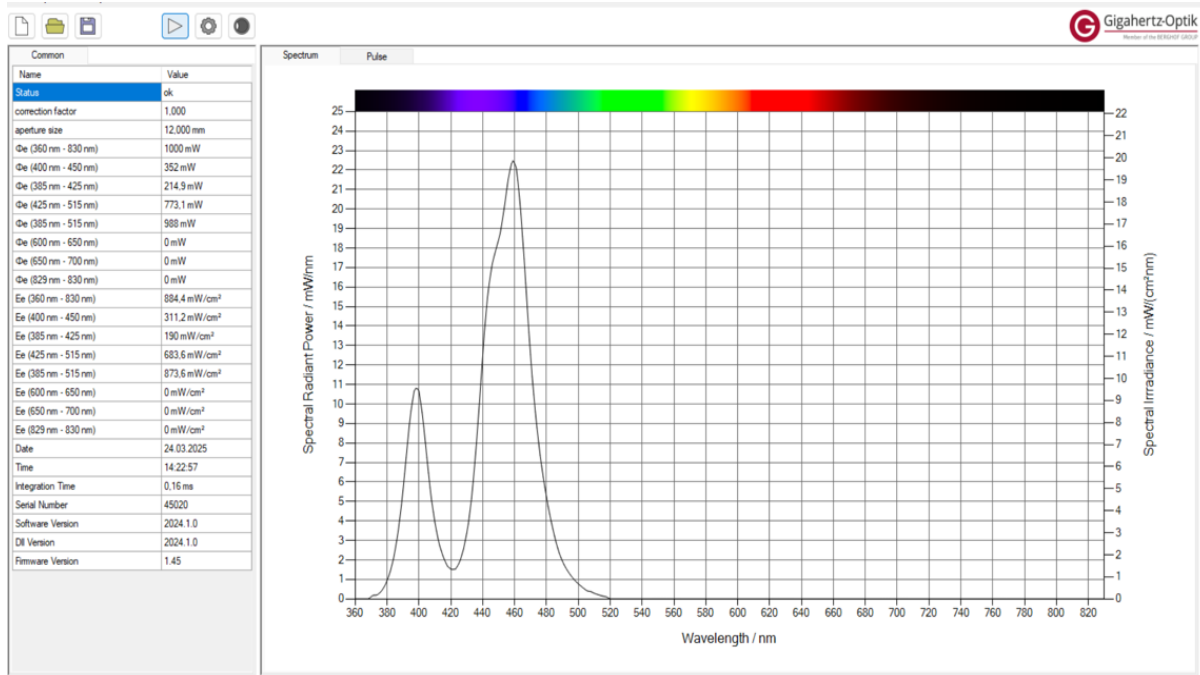
Bu *in vitro* çalışmada; farklı yapıdaki tek renk kompozitlerin, farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sırasında meydana gelen ısısal değişimlerin, yüzey sertliklerinin ve polimerizasyon derecelerinin değerlendirilmesi amaçlandı.

6.1. Işık Kaynaklarının Güç Ölçümleri

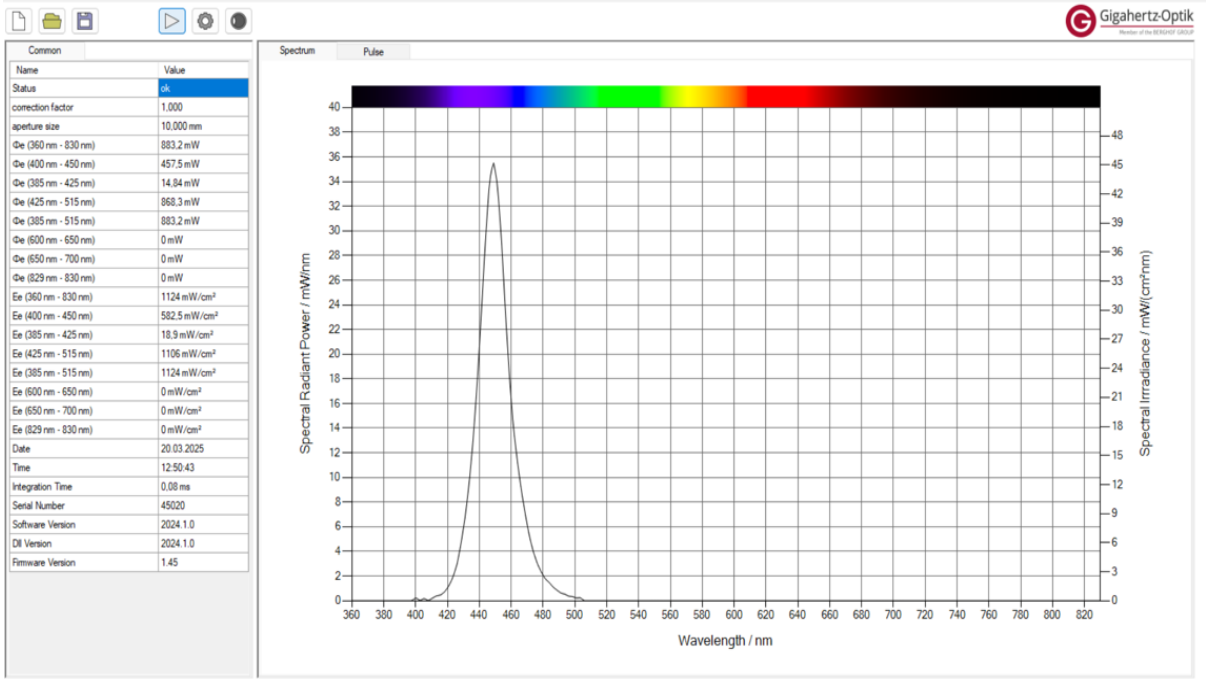
Çalışmada kullanılan ışık kaynaklarının (Vega, Rubydent, Valo Grand) standart moddaki ışık çıkış güçleri, çalışmaya başlamadan önce bir spektoradyometre (MSC15-W, Gigahertz-Optik GmbH, Almanya) kullanılarak 7 tekrar ile ölçüldü ve ortalama değerler elde edildi (Tablo 5). Ortalama ışık çıkış güçleri Valo Grand için 881,9 mW/cm², Vega için 1.019,3 mW/cm² ve Rubydent için 1.128,0 mW/cm² olarak hesaplandı. Tüm cihazlara ait spektoradyometre ölçüm örnekleri Şekil 28-30'da gösterilmiştir.

Tablo 5. Işık kaynaklarının standart moddaki tekrarlı güç ölçümleri (mW/cm²) ve ortalaması

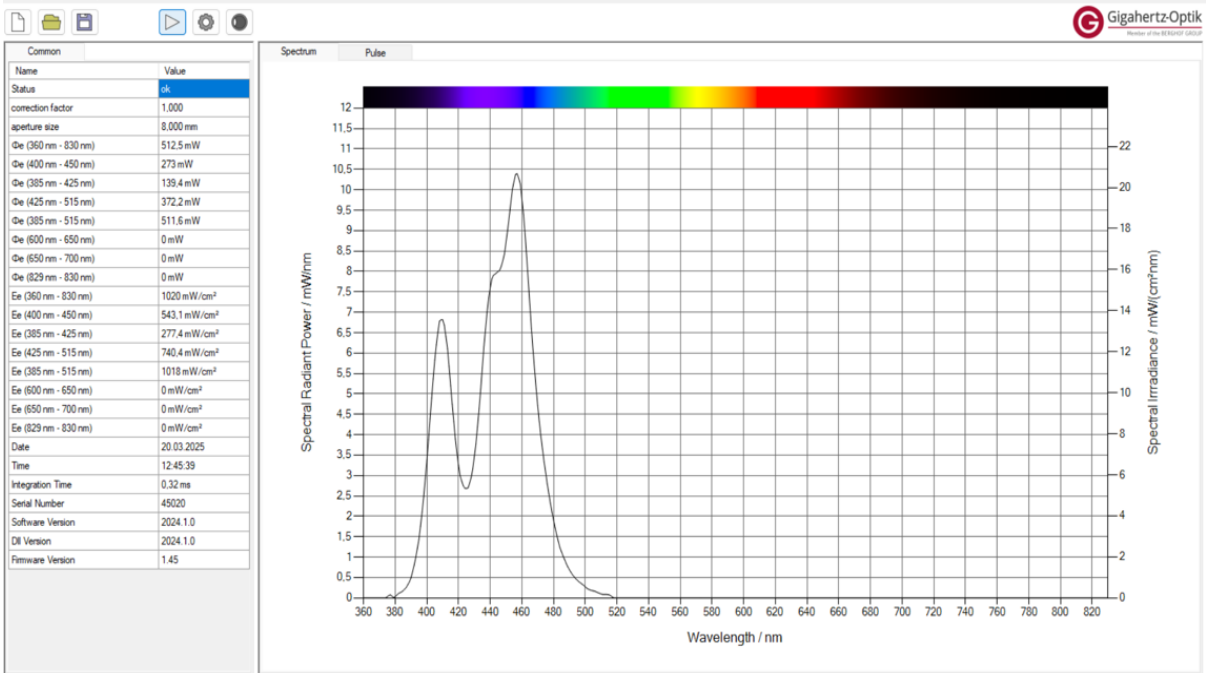
Işık Kaynağı	Işık gücü (irradiyans, mW/cm ²) ölçümleri							Ortalama
	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	
Valo Grand	879.9	878.6	881.8	885.2	884.1	879.6	884.4	881.9
Vega	1,021.0	1,022.0	1,018.0	1,020.0	1,017.0	1,018.0	1,019.0	1,019.3
Rubydent	1,133.0	1,131.0	1,129.0	1,124.0	1,116.0	1,129.0	1,134.0	1,128.0



Şekil 28. Valo Grand (Ultradent, ABD) cihazı için spektoradyometre ölçüm örneği



Şekil 29. Rubydent (İnci Dental, Türkiye) cihazı için spektoradyometre ölçüm örneği



Şekil 30. Vega (Öncü Dental, Türkiye) cihazı için spektoradyometre ölçüm örneği

6.2. Isısal Değişim, Mikrosertlik ve Polimerizasyon Derecesi Bulguları

Tüm materyallerin ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı Tablo 6'da sunulmuştur. Kompozit örneklerde; T1 değeri (20. Saniyede kaydedilen, ışık kaynağı ve polimerizasyon reaksiyonun birlikte oluşturduğu toplam sıcaklık) ortalama $54,8 \pm 7,8$; T2 değeri (20. Saniyede kaydedilen, ışık kaynağına bağlı oluşan sıcaklık) ortalama

37,0 ± 2,9; $\Delta T=T_1-T_2$ değeri (polimerizasyon reaksiyonuna bağlı oluşan sıcaklık artışı) ortalama 17,8 ± 7,3; T1max değeri (polimerizasyon sırasında kaydedilen en yüksek sıcaklık) ortalama 55,2 ± 7,9; T1max'a ulaşma süresi ortalama 15,5 ± 3,1 olarak bulunmuştur. Örneklerde elde edilen ortalama mikrosertlik değerleri üst yüzey için 68,9 ± 5,8; alt yüzey için 66,5 ± 5,3 olup sertlik oranı değeri ortalaması 96,6 ± 1,0 olarak hesaplanmıştır. Polimerizasyon derecesi değeri ortalaması ise 64,3 ± 14,5 olarak bulunmuştur.

Tablo 6. Tüm materyallerin ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı

Parametre	Ortalama ± SS	1. – 3. Çeyreklik
T1	54,8 ± 7,8	49 – 62
T2	37,0 ± 2,9	35 – 40
$\Delta T (T_1-T_2)$	17,8 ± 7,3	11 – 25
T1max	55,2 ± 7,9	50 – 62
T1max'a ulaşma süresi	15,5 ± 3,1	13 – 18
Üst yüzey mikrosertliği	68,9 ± 5,8	61,6 – 72,8
Alt yüzey mikrosertliği	66,5 ± 5,3	59,9 – 70,0
Sertlik oranı (%)	96,6 ± 1,0	95,9 – 97,3
Polimerizasyon Derecesi (%)	64,3 ± 14,5	52,2 – 83,1

6.2.1. Vega ışık kaynağı ile elde edilen bulgular

Vega ışık kaynağı ile polimerize edilen tek renkli rezin kompozitlerin ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı Tablo 7'de sunulmuştur.

T1 değeri ortalamaları, Admira Fusion x-tra için 44,4 ± 0,5; Charisma Topaz One için 62,1 ± 1,9; Omnichroma için 53,2 ± 1,1 olup gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğu bulundu ($p<0,001$). Gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark olduğu görüldü ($p<0,05$).

Tablo 7. Vega ışık kaynağı ile polimerize edilen kompozitlerin ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı

Değişken*	Rezin Kompozit			p**
	Admira Fusion x-tra (Ortalama ± SS)	Charisma Topaz One (Ortalama ± SS)	Omnichroma (Ortalama ± SS)	
T1	44,4 ± 0,5 ^a	62,1 ± 1,9 ^b	53,2 ± 1,1 ^c	<0,001
T2	34,0 ± 1,4	35,3 ± 1,3	35,3 ± 1,5	0,252
ΔT (T1-T2)	10,4 ± 1,7 ^x	27,6 ± 2,3 ^y	18,6 ± 2,0 ^z	<0,001
T1max	44,4 ± 0,5 ^x	62,7 ± 1,6 ^y	53,1 ± 1,1 ^z	<0,001
T1max'a ulaşma süresi	18,3 ± 1,3 ^a	12,7 ± 1,9 ^b	15,6 ± 2,4 ^c	<0,001
Üst yüzey mikrosertliği	73,4 ± 0,7 ^a	71,4 ± 0,8 ^b	61,0 ± 0,3 ^c	<0,001
Alt yüzey mikrosertliği	70,8 ± 0,9 ^x	69,1 ± 0,8 ^y	59,9 ± 0,5 ^z	<0,001
Sertlik oranı (%)	96,5 ± 0,7 ^a	96,7 ± 0,6 ^a	98,1 ± 0,8 ^b	0,001
Polimerizasyon derecesi (%)	83,1 ± 0,1 ^x	56,4 ± 0,6 ^y	52,1 ± 0,5 ^z	<0,001

*Her grup için n=7 (Polimerizasyon derecesi için n=3)

**Tek Yönlü ANOVA Testi, aynı satırda yer alan aynı harfler (^{a,b,c} veya ^{x,y,z}) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur.

T2 değeri ortalamaları, Admira Fusion x-tra için 34,0 ± 1,4; Charisma Topaz One için 35,3 ± 1,3; Omnichroma için 35,3 ± 1,5 olarak tespit edildi ancak gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı (p=0,252).

ΔT değerleri, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılıklar gösterdi (p<0,001). Tespit edilen ortalama ΔT değerleri, Admira Fusion x-tra için 10,4 ± 1,7; Charisma Topaz One için 27,6 ± 2,3; Omnichroma için 18,6 ± 2,0 olup gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark olduğu görüldü (p<0,05).

Bununla birlikte ortalama T1max değerleri, Admira Fusion x-tra için 44,4 ± 0,5; Charisma Topaz One için 62,7 ± 1,6; Omnichroma için 53,1 ± 1,1 olarak ölçülmüş olup gruplar arası

farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğu görüldü ($p<0,001$). Ayrıca gruplar arası ikili karşılaştırmalarda da tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark saptandı ($p<0,05$).

T1max'a ulaşma süresi ortalamaları, Admira Fusion x-tra için $18,3 \pm 1,3$; Charisma Topaz One için $12,7 \pm 1,9$; Omnichroma için $15,6 \pm 2,4$ olup gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlılık gösterdi ($p<0,001$). Benzer şekilde, gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark saptandı ($p<0,05$).

Üst yüzey mikrosertlik değerleri, Admira Fusion x-tra için ortalama $73,4 \pm 0,7$; Charisma Topaz One için ortalama $71,4 \pm 0,8$; Omnichroma için ortalama $61,0 \pm 0,3$ olup gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğu saptandı ($p<0,001$). Ayrıca gruplar arası ikili karşılaştırmalarda da tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark olduğu görüldü ($p<0,05$).

Alt yüzey mikrosertlik değerleri, Admira Fusion x-tra için ortalama $70,8 \pm 0,9$; Charisma Topaz One için ortalama $69,1 \pm 0,8$; Omnichroma için ortalama $59,9 \pm 0,5$ olup gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğu saptandı ($p<0,001$). İlaveeten, tüm ikili karşılaştırmalarda, gruplar arasında anlamlı düzeyde fark olduğu görüldü ($p<0,05$).

Sertlik oranı (%) ortalamaları, Admira Fusion x-tra için $96,5 \pm 0,7$; Charisma Topaz One için $96,7 \pm 0,6$; Omnichroma için $98,1 \pm 0,8$ olup gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlılık gösterdi ($p=0,001$). Gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, farkın Omnichroma grubundan kaynaklandığı görüldü ($p<0,05$).

Polimerizasyon derecesi (%) ortalamaları, Admira Fusion x-tra için $83,1 \pm 0,1$; Charisma Topaz One için $56,4 \pm 0,6$; Omnichroma için $52,1 \pm 0,5$ olarak belirlenmiş olup gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü ($p<0,001$). Tüm ikili karşılaştırmalarda, anlamlı düzeyde farklılık tespit edildi ($p<0,05$).

6.2.2. Valo ışık kaynağı ile elde edilen bulgular

Valo ışık kaynağı ile polimerize edilen tek renkli rezin kompozitlerin ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı Tablo 8'de sunulmuştur.

T1 değeri ortalamaları, Admira Fusion x-tra için $49,9 \pm 1,1$; Charisma Topaz One için $68,1 \pm 2,3$; Omnichroma için $59,4 \pm 2,1$ olup gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğu saptandı ($p<0,001$). Gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark olduğu görüldü ($p<0,05$).

T2 değeri ortalamaları Admira Fusion x-tra için $39,7 \pm 1,6$; Charisma Topaz One için $40,7 \pm 1,9$; Omnichroma için $41,0 \pm 1,4$ olarak tespit edildi ancak gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,331$).

Tablo 8. Valo ışık kaynağı ile polimerize edilen kompozitlerin ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı

Değişken*	Rezin Kompozit			p **
	Admira Fusion x-tra (Ortalama $\pm$ SS)	Charisma Topaz One (Ortalama $\pm$ SS)	Tokuyama (Ortalama $\pm$ SS)	
T1	$49,9 \pm 1,1^a$	$68,1 \pm 2,3^b$	$59,4 \pm 2,1^c$	<0,001
T2	$39,7 \pm 1,6$	$40,7 \pm 1,9$	$41,0 \pm 1,4$	0,331
ΔT (T1-T2)	$10,1 \pm 2,2^x$	$27,4 \pm 2,4^y$	$18,4 \pm 2,4^z$	<0,001
T1max	$50,4 \pm 1,4^x$	$68,3 \pm 2,3^y$	$59,6 \pm 2,2^z$	<0,001
T1max'a ulaşma süresi	$19,4 \pm 1,3^a$	$12,9 \pm 1,1^b$	$16,3 \pm 2,1^c$	<0,001
Üst yüzey mikrosertliği	$76,3 \pm 1,4^a$	$71,8 \pm 0,5^b$	$62,1 \pm 0,5^c$	<0,001
Alt yüzey mikrosertliği	$73,1 \pm 1,0^x$	$69,2 \pm 0,6^y$	$59,9 \pm 0,2^z$	<0,001
Sertlik oranı (%)	$95,9 \pm 1,3$	$96,5 \pm 0,6$	$96,5 \pm 0,9$	0,486
Polimerizasyon derecesi (%)	$84,6 \pm 1,2^a$	$58,3 \pm 6,4^b$	$52,0 \pm 0,2^b$	<0,001

*Her grup için n=7 (Polimerizasyon derecesi için n=3)

**Tek Yönlü ANOVA Testi, aynı satırda yer alan aynı harfler (^{a,b,c} veya ^{x,y,z}) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur.

ΔT değerleri, Admira Fusion x-tra için ortalama; $10,1 \pm 2,2$ Charisma Topaz One için ortalama $27,4 \pm 2,4$; Omnichroma için ortalama $18,4 \pm 2,4$ olup gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğu tespit edildi ($p<0,001$). Yapılan ikili karşılaştırmalarda, tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark olduğu görüldü ($p<0,05$).

Bununla birlikte, ortalama T1max değeri, Admira Fusion x-tra için $50,4 \pm 1,4$; Charisma Topaz One için $68,3 \pm 2,3$; Omnichroma için $59,6 \pm 2,2$ olup gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğu saptandı ($p<0,001$). Ayrıca gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark olduğu görüldü ($p<0,05$).

T1max'a ulaşma süresi ortalama değerleri, Admira Fusion x-tra için $19,4 \pm 1,3$; Charisma Topaz One için $12,9 \pm 1,1$; Omnichroma için $16,3 \pm 2,1$ olup gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlılık gösterdi ($p<0,001$). Benzer şekilde gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark olduğu görüldü ($p<0,05$).

Üst yüzey mikrosertliği ortalama değerleri, Admira Fusion x-tra için $76,3 \pm 1,4$; Charisma Topaz One için $71,8 \pm 0,5$; Omnichroma için $62,1 \pm 0,5$ olarak ölçülmüş olup gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar gözlemlendi ($p<0,001$). Ayrıca yapılan ikili karşılaştırmalarda da tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark olduğu görüldü ($p<0,05$).

Alt yüzey mikrosertlik değerleri, Admira Fusion x-tra için ortalama $73,1 \pm 1,0$; Charisma Topaz One için ortalama $69,2 \pm 0,6$; Omnichroma için ortalama $59,9 \pm 0,2$ olup gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar saptandı ($p<0,001$). Bununla birlikte gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark olduğu görüldü ($p<0,05$).

Sertlik oranı (%) ortalama değerleri, Admira Fusion x-tra için $95,9 \pm 1,3$; Charisma Topaz One için $96,5 \pm 0,6$; Omnichroma için $96,5 \pm 0,9$ olup gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,486$).

Polimerizasyon derecesi (%) ortalamaları, Admira Fusion x-tra için $84,6 \pm 1,2$; Charisma Topaz One için $58,3 \pm 6,4$; Omnichroma için $52,0 \pm 0,2$ olup gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptandı ($p<0,001$). Yapılan ikili karşılaştırmalarda, farkın Admira Fusion x-tra grubundan kaynaklandığı görüldü ($p<0,05$).

6.2.3. Rubydent ışık kaynağı ile elde edilen bulgular

Rubydent ışık kaynağı ile polimerize edilen tek renkli rezin kompozitlerin ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı Tablo 9'da sunulmuştur.

T1 değeri Admira Fusion x-tra için ortalama $45,1 \pm 0,7$; Charisma Topaz One için $59,9 \pm 2,3$; Omnichroma için $51,3 \pm 1,5$ olup gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde

olduğu tespit edildi ($p<0,001$). Yapılan ikili karşılaştırmalarda, tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark olduğu görüldü ($p<0,05$).

Tablo 9. Rubydent ışık kaynağı ile polimerize edilen kompozitlerin ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı

Değişken*	Kompozit			p **
	Admira Fusion x-tra (Ortalama $\pm$ SS)	Charisma Topaz One (Ortalama $\pm$ SS)	Tokuyama (Ortalama $\pm$ SS)	
T1	45,1 $\pm$ 0,7 ^a	59,9 $\pm$ 2,3 ^b	51,3 $\pm$ 1,5 ^c	<0,001
T2 (	36,3 $\pm$ 2,0	35,3 $\pm$ 1,0	36,3 $\pm$ 1,8	0,436
ΔT (T1-T2)	8,9 $\pm$ 2,0 ^x	24,6 $\pm$ 2,1 ^y	15,0 $\pm$ 3,2 ^z	<0,001
T1max	45,3 $\pm$ 0,8 ^x	61,1 $\pm$ 2,0 ^y	51,6 $\pm$ 1,3 ^z	<0,001
T1max'a ulaşma süresi	18,4 $\pm$ 2,1 ^a	11,4 $\pm$ 1,3 ^b	14,3 $\pm$ 1,4 ^c	<0,001
Üst yüzey mikrosertliği	72,4 $\pm$ 0,4 ^a	71,2 $\pm$ 0,3 ^b	60,3 $\pm$ 0,5 ^c	<0,001
Alt yüzey mikrosertliği	69,4 $\pm$ 0,2 ^x	68,8 $\pm$ 0,4 ^x	58,6 $\pm$ 0,8 ^y	<0,001
Sertlik oranı (%)	95,8 $\pm$ 0,5 ^a	96,5 $\pm$ 0,4 ^b	97,2 $\pm$ 1,2 ^{a,b}	0,017
Polimerizasyon derecesi (%)	84,0 $\pm$ 0,6 ^x	57,6 $\pm$ 3,0 ^y	50,6 $\pm$ 3,6 ^z	<0,001

*Her grup için n=7 (Polimerizasyon derecesi için n=3)

**Tek Yönlü ANOVA Testi, aynı satırda yer alan aynı harfler (^{a,b,c} veya ^{x,y,z}) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur.

T2 değerleri, Admira Fusion x-tra için ortalama 36,3 $\pm$ 2,0; Charisma Topaz One için ortalama 35,3 $\pm$ 1,0; Omnicroma için ortalama 36,3 $\pm$ 1,8 olup gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlılık göstermedi ($p=0,436$).

ΔT değeri, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar gösterdi ($p<0,001$). Tespit edilen ortalama ΔT değeri, Admira Fusion x-tra için 8,9 $\pm$ 2,0; Charisma Topaz One için 24,6 $\pm$ 2,1; Omnicroma için 15,0 $\pm$ 3,2 olup gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark olduğu görüldü ($p<0,05$).

T1max ortalama değeri, Admira Fusion x-tra için $45,3 \pm 0,8$; Charisma Topaz One için $61,1 \pm 2,0$; Omnichroma için $51,6 \pm 1,3$ olup gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlılık gösterdi ($p<0,001$). Benzer şekilde gruplar arası ikili karşılaştırmalarda da tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark olduğu görüldü ($p<0,05$).

T1max'a ulaşma süresi ortalamaları, Admira Fusion x-tra için $18,4 \pm 2,1$; Charisma Topaz One için $11,4 \pm 1,3$; Omnichroma için $14,3 \pm 1,4$ olup gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,001$). Yapılan ikili karşılaştırmalarda, tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark olduğu gözlemlendi ($p<0,05$).

Üst yüzey mikrosertlik ortalama değerleri, Admira Fusion x-tra için $72,4 \pm 0,4$; Charisma Topaz One için $71,2 \pm 0,3$; Omnichroma için $60,3 \pm 0,5$ olup gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlılık gösterdi ($p<0,001$). Gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark olduğu saptandı ($p<0,05$).

Alt yüzey mikrosertlik değerleri, Admira Fusion x-tra için ortalama $69,4 \pm 0,2$; Charisma Topaz One için ortalama $68,8 \pm 0,4$; Omnichroma için ortalama $58,6 \pm 0,8$ olup gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,001$). Yapılan ikili karşılaştırmalarda, farkın Omnichroma grubundan kaynaklandığı görüldü ($p<0,05$).

Sertlik oranı (%) ortalama değerleri, Admira Fusion x-tra için $95,8 \pm 0,5$; Charisma Topaz One için $96,5 \pm 0,4$; Omnichroma için $97,2 \pm 1,2$ olup gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlılık gösterdi ($p=0,017$). Gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, sadece Admira Fusion x-tra ve Charisma Topaz One arasında anlamlı düzeyde fark olduğu tespit edildi ($p<0,05$).

Polimerizasyon derecesi (%) değerleri, Admira Fusion x-tra için ortalama $84,0 \pm 0,6$; Charisma Topaz One için ortalama $57,6 \pm 3,0$; Omnichroma için ortalama $50,6 \pm 3,6$ olup gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,001$). İlaveeten, gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark olduğu görüldü ($p<0,05$).

6.2.4. Admira Fusion x-tra kompoziti ile elde edilen bulgular

Admira Fusion x-tra kompozitinin, farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonucu elde edilen ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı Tablo 10'da sunulmuştur.

T1 değeri ortalamaları, Valo Grand için $49,9 \pm 1,1$; Vega için $44,4 \pm 0,5$; Rubydent için $45,1 \pm 0,7$ olup gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0,001$). Gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark olduğu tespit edildi ($p < 0,05$).

Tablo 10. Farklı ışık kaynakları ile polimerize edilen Admira Fusion x-tra kompozitinin ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı

Değişken*	Işık Kaynağı			p **
	Valo Grand (Ortalama $\pm$ SS)	Vega (Ortalama $\pm$ SS)	Rubydent (Ortalama $\pm$ SS)	
T1	$49,9 \pm 1,1^a$	$44,4 \pm 0,5^b$	$45,1 \pm 0,7^c$	<0,001
T2	$39,7 \pm 1,6^x$	$34,0 \pm 1,4^y$	$36,3 \pm 2,0^z$	<0,001
ΔT (T1-T2)	$10,1 \pm 2,2$	$10,4 \pm 1,7$	$8,9 \pm 2,0$	0,314
T1max	$50,4 \pm 1,4^a$	$44,4 \pm 0,5^b$	$45,3 \pm 0,8^b$	<0,001
T1max'a ulaşma süresi	$19,4 \pm 1,3$	$18,3 \pm 1,3$	$18,4 \pm 2,1$	0,358
Üst yüzey mikrosertliği	$76,3 \pm 1,4^x$	$73,4 \pm 0,7^y$	$72,4 \pm 0,4^y$	<0,001
Alt yüzey mikrosertliği	$73,1 \pm 1,0^a$	$70,8 \pm 0,9^b$	$69,4 \pm 0,2^c$	<0,001
Sertlik oranı (%)	$95,9 \pm 1,3$	$96,5 \pm 0,7$	$95,8 \pm 0,5$	0,425
Polimerizasyon derecesi (%)	$84,6 \pm 1,2$	$83,1 \pm 0,1$	$84,0 \pm 0,6$	0,116

*Her grup için n=7 (Polimerizasyon derecesi için n=3)

**Tek Yönlü ANOVA Testi, aynı satırda yer alan aynı harfler (^{a,b,c} veya ^{x,y,z}) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur

T2 değerleri, Valo Grand için ortalama $39,7 \pm 1,6$; Vega için ortalama $34,0 \pm 1,4$; Rubydent için ortalama $36,3 \pm 2,0$ olup gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlılık gösterdi ($p < 0,001$). Yapılan ikili karşılaştırmalarda, tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark olduğu görüldü ($p < 0,05$).

ΔT değeri ortalamaları, Valo Grand için $10,1 \pm 2,2$; Vega için $10,4 \pm 1,7$; Rubydent için $8,9 \pm 2,0$ olarak tespit edilmekle birlikte gruplar arasında farklar istatistiksel olarak anlamlılık göstermedi ($p=0,314$).

Bununla birlikte, T_{1max} ortalama değerleri, Valo Grand için $50,4 \pm 1,4$; Vega için $44,4 \pm 0,5$; Rubydent için $45,3 \pm 0,8$ olup gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptandı ($p<0,001$). Ayrıca gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, Valo Grand ile Vega ve Valo Grand ile Rubydent arasında anlamlı düzeyde fark olduğu görüldü ($p<0,05$).

T_{1max} 'a ulaşma süreleri, Valo Grand için ortalama $19,4 \pm 1,3$; Vega için ortalama $18,3 \pm 1,3$; Rubydent için ortalama $18,4 \pm 2,1$ olarak tespit edildi ancak gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,358$).

Üst yüzey mikrosertlik ortalama değerleri, Valo Grand için $76,3 \pm 1,4$; Vega için $73,4 \pm 0,7$; Rubydent için $72,4 \pm 0,4$ olup gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü ($p<0,001$). Gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, Valo Grand ile Vega ve Valo Grand ile Rubydent arasında anlamlı düzeyde fark olduğu tespit edildi ($p<0,05$).

Alt yüzey mikrosertlik değerleri, Valo Grand için ortalama $73,1 \pm 1,0$; Vega için ortalama $70,8 \pm 0,9$; Rubydent için ortalama $69,4 \pm 0,2$ olup gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğu saptandı ($p<0,001$). Yapılan ikili karşılaştırmalarda, tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark olduğu görüldü ($p<0,05$).

Sertlik oranı (%) ortalama değerleri, Valo Grand için $95,9 \pm 1,3$; Vega için $96,5 \pm 0,7$; Rubydent için $95,8 \pm 0,5$ olarak bulunmakla birlikte gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olmadığı görüldü ($p=0,425$).

Polimerizasyon derecesi (%) değerleri, Valo Grand için ortalama $84,6 \pm 1,2$; Vega için ortalama $83,1 \pm 0,1$; Rubydent için $84,0 \pm 0,6$ olmakla birlikte gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlılık göstermedi ($p=0,116$).

6.2.5. Charisma Topaz One kompoziti ile elde edilen bulgular

Charisma Topaz One kompozitinin, farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonucu elde edilen ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı Tablo 11'de sunulmuştur.

T1 değeri ortalamaları, Valo Grand için $68,1 \pm 2,3$; Vega için $62,1 \pm 1,9$; Rubydent için $59,9 \pm 2,3$ olup gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğu görüldü ($p<0,001$). Yapılan ikili karşılaştırmalarda, Valo Grand ile Vega ve Valo Grand ile Rubydent arasında anlamlı düzeyde fark olduğu tespit edildi ($p<0,05$).

T2 değeri ortalamaları, Valo Grand için $40,7 \pm 1,9$; Vega için $35,3 \pm 1,3$; Rubydent için $35,3 \pm 1,0$ olup gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğu bulundu ($p<0,001$). Gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, Valo Grand ile Vega ve Valo Grand ile Rubydent arasında anlamlı düzeyde fark olduğu görüldü ($p<0,05$).

Tablo 11. Farklı ışık kaynakları ile polimerize edilen Charisma Topaz One kompozitinin ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı

Değişken*	Işık Kaynağı			p **
	Valo Grand (Ortalama $\pm$ SS)	Vega (Ortalama $\pm$ SS)	Rubydent (Ortalama $\pm$ SS)	
T1	$68,1 \pm 2,3^a$	$62,1 \pm 1,9^b$	$59,9 \pm 2,3^b$	<0,001
T2	$40,7 \pm 1,9^x$	$35,3 \pm 1,3^y$	$35,3 \pm 1,0^y$	<0,001
ΔT (T1-T2)	$27,4 \pm 2,4$	$27,6 \pm 2,3$	$24,6 \pm 2,1$	0,052
T1max	$68,3 \pm 2,3^a$	$62,7 \pm 1,6^b$	$61,1 \pm 2,0^b$	<0,001
T1max'a ulaşma süresi	$12,9 \pm 1,1$	$12,7 \pm 1,9$	$11,4 \pm 1,3$	0,157
Üst yüzey mikrosertliği	$71,8 \pm 0,5$	$71,4 \pm 0,8$	$71,2 \pm 0,3$	0,235
Alt yüzey mikrosertliği	$69,2 \pm 0,6$	$69,1 \pm 0,8$	$68,8 \pm 0,4$	0,384
Sertlik oranı (%)	$96,5 \pm 0,6$	$96,7 \pm 0,6$	$96,5 \pm 0,4$	0,749
Polimerizasyon derecesi (%)	$58,3 \pm 6,4$	$56,4 \pm 0,6$	$57,6 \pm 3,0$	0,852

*Her grup için n=7 (Polimerizasyon derecesi için n=3)

**Tek Yönlü ANOVA Testi, aynı satırda yer alan aynı harfler (^{a,b,c} veya ^{x,y,z}) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur.

ΔT değeri ortalamaları, Valo Grand için $27,4 \pm 2,4$; Vega için $27,6 \pm 2,3$; Rubydent için $24,6 \pm 2,1$ olmakla birlikte gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olmadığı görüldü ($p=0,052$).

T1max değerleri, Valo Grand için ortalama $68,3 \pm 2,3$; Vega için ortalama $62,7 \pm 1,6$; Rubydent için ortalama $61,1 \pm 2,0$ olup gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlılık gösterdi ($p<0,001$). Gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, Valo Grand ile Vega ve Valo Grand ile Rubydent arasında anlamlı düzeyde fark olduğu tespit edildi ($p<0,05$).

T1max'a ulaşma süresi ortalamaları, Valo Grand için $12,9 \pm 1,1$; Vega için $12,7 \pm 1,9$; Rubydent için $11,4 \pm 1,3$ olup gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olmadığı görüldü ($p=0,157$).

Üst yüzey mikrosertlik değeri ortalamaları Valo Grand için $71,8 \pm 0,5$ Vega için $71,4 \pm 0,8$; Rubydent için $71,2 \pm 0,3$ olmakla birlikte gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olmadığı tespit edildi ($p=0,235$).

Alt yüzey mikrosertlik değerleri, Valo Grand için ortalama $69,2 \pm 0,6$ Vega için ortalama $69,1 \pm 0,8$; Rubydent için ortalama $68,8 \pm 0,4$ olarak bulundu ancak gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlılık göstermedi ($p=0,384$).

Sertlik oranı (%) ortalamaları, Valo Grand için $96,5 \pm 0,6$; Vega için $96,7 \pm 0,6$; Rubydent için $96,5 \pm 0,4$ olup gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olmadığı tespit edildi ($p=0,749$).

Polimerizasyon derecesi (%) değerleri, Valo Grand için ortalama $58,3 \pm 6,4$; Vega için ortalama $56,4 \pm 0,6$; Rubydent için $57,6 \pm 3,0$ olmakla birlikte gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlılık göstermediği saptandı ($p=0,852$).

6.2.6. Omnichroma kompoziti ile elde edilen bulgular

Omnichroma kompozitinin, farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonucu elde edilen ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı Tablo 12'de sunulmuştur.

T1 değeri ortalamaları, Valo Grand için $59,4 \pm 2,1$; Vega için $53,2 \pm 1,1$; Rubydent için $51,3 \pm 1,5$ olup gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğu görüldü ($p<0,001$). Gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, Valo Grand ile Vega ve Valo Grand ile Rubydent arasında anlamlı düzeyde fark olduğu tespit edildi ($p<0,05$).

T2 değerleri, Valo Grand için ortalama $41,0 \pm 1,4$; Vega için ortalama $35,3 \pm 1,5$; Rubydent için ortalama $36,3 \pm 1,8$ olup gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğu

saptandı ($p<0,001$). Yapılan ikili karşılaştırmalarda, Valo Grand ile Vega ve Valo Grand ile Rubydent arasında anlamlı düzeyde fark olduğu görüldü ($p<0,05$).

ΔT değerleri, Valo Grand için ortalama $18,4 \pm 2,4$; Vega için ortalama $18,6 \pm 2,0$; Rubydent için ortalama $15,0 \pm 3,2$ olmakla birlikte gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olmadığı görüldü ($p=0,051$).

Tablo 12. Farklı ışık kaynakları ile polimerize edilen Omnichroma kompozitinin ısısal değişim, mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi değerlerinin dağılımı

Değişken*	Işık Kaynağı			p **
	Valo Grand (Ortalama $\pm$ SS)	Vega (Ortalama $\pm$ SS)	Rubydent (Ortalama $\pm$ SS)	
T1	$59,4 \pm 2,1^a$	$53,2 \pm 1,1^b$	$51,3 \pm 1,5^b$	<0,001
T2	$41,0 \pm 1,4^a$	$35,3 \pm 1,5^b$	$36,3 \pm 1,8^b$	<0,001
ΔT (T1-T2)	$18,4 \pm 2,4$	$18,6 \pm 2,0$	$15,0 \pm 3,2$	0,051
T1max	$59,6 \pm 2,2^x$	$53,1 \pm 1,1^y$	$51,6 \pm 1,3^y$	<0,001
T1max'a ulaşma süresi	$16,3 \pm 2,1$	$15,6 \pm 2,4$	$14,3 \pm 1,4$	0,196
Üst yüzey mikrosertliği	$62,1 \pm 0,5^a$	$61,0 \pm 0,3^b$	$60,3 \pm 0,5^c$	<0,001
Alt yüzey mikrosertliği	$59,9 \pm 0,2^x$	$59,9 \pm 0,5^x$	$58,6 \pm 0,8^y$	<0,001
Sertlik oranı (%)	$96,5 \pm 0,9^a$	$98,1 \pm 0,8^b$	$97,2 \pm 1,2^{a,b}$	0,024
Polimerizasyon derecesi (%)	$52,0 \pm 0,2$	$52,1 \pm 0,5$	$50,6 \pm 3,6$	0,655

*Her grup için n=7 (Polimerizasyon derecesi için n=3)

**Tek Yönlü ANOVA Testi, aynı satırda yer alan aynı harfler (^{a,b,c} veya ^{x,y,z}) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur.

T1max değerleri, Valo Grand için ortalama $59,6 \pm 2,2$ Vega için ortalama $53,1 \pm 1,1$; Rubydent için ortalama $51,6 \pm 1,3$ olup gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlılık gösterdi ($p<0,001$). Gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, Valo Grand ile Vega ve Valo Grand ile Rubydent arasında anlamlı düzeyde fark olduğu saptandı ($p<0,05$).

T1max'a ulaşma süreleri, Valo Grand için ortalama $16,3 \pm 2,1$; Vega için ortalama $15,6 \pm 2,4$; Rubydent için ortalama $14,3 \pm 1,4$ olarak tespit edildi ancak gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olmadığı görüldü ($p=0,196$).

Üst yüzey mikrosertlik değerleri, Valo Grand için ortalama $62,1 \pm 0,5$; Vega için ortalama $61,0 \pm 0,3$; Rubydent için ortalama $60,3 \pm 0,5$ olup gruplar arası farkların istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğu görüldü ($p<0,001$). Bununla birlikte gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, tüm ikililer arasında anlamlı düzeyde fark olduğu saptandı ($p<0,05$).

Alt yüzey mikrosertlik değerleri, Valo Grand için ortalama $59,9 \pm 0,2$; Vega için ortalama $59,9 \pm 0,5$; Rubydent için ortalama $58,6 \pm 0,8$ olup gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlılık gösterdi ($p<0,001$). Gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, Valo Grand ile Rubydent ve Vega ile Rubydent arasında anlamlı düzeyde fark bulundu ($p<0,05$).

Sertlik oranı (%) değerleri, Valo Grand için ortalama $96,5 \pm 0,9$; Vega için ortalama $98,1 \pm 0,8$; Rubydent için ortalama $97,2 \pm 1,2$ olup gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlılık gösterdi ($p=0,024$). Gruplar arası ikili karşılaştırmalarda, sadece Valo Grand ile Vega arasında anlamlı düzeyde fark olduğu tespit edildi ($p<0,05$).

Polimerizasyon derecesi (%) ortalama değerleri, Valo Grand için $52,0 \pm 0,2$; Vega için $52,1 \pm 0,5$; Rubydent için $50,6 \pm 3,6$ olarak bulundu ancak gruplar arası farklar istatistiksel olarak anlamlılık göstermedi ($p=0,655$).

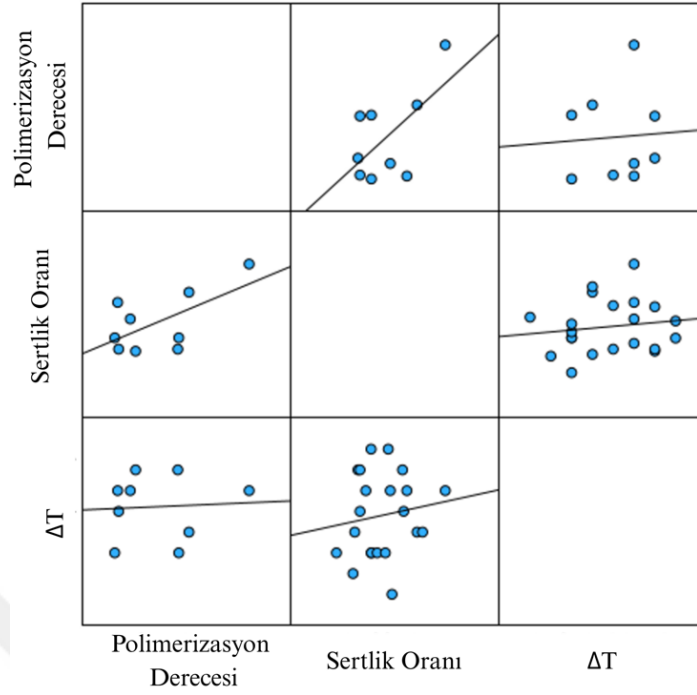
6.2.7. Rezin kompozitlerin polimerizasyon derecesi, sertlik oranı ve ΔT değerlerinin dağılımı

Admira Fusion x-tra kompozitinin polimerizasyon derecesi, sertlik oranı ve ΔT değerlerinin dağılımı Şekil 31'de sunulmuştur. Değerler arasındaki dağılımlarda istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bir ilişki saptanmamıştır.

Charisma Topaz One kompozitinin polimerizasyon derecesi, sertlik oranı ve ΔT değerlerinin dağılımı Şekil 32'de görülmektedir. Değerler arasındaki dağılımlarda istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bir ilişki tespit edilmemiştir.

Omnichroma kompozitinin polimerizasyon derecesi, sertlik oranı ve ΔT değerlerinin dağılımı Şekil 33'te yer almaktadır. Değerler arasındaki dağılımlarda istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bir ilişki bulunmamıştır.

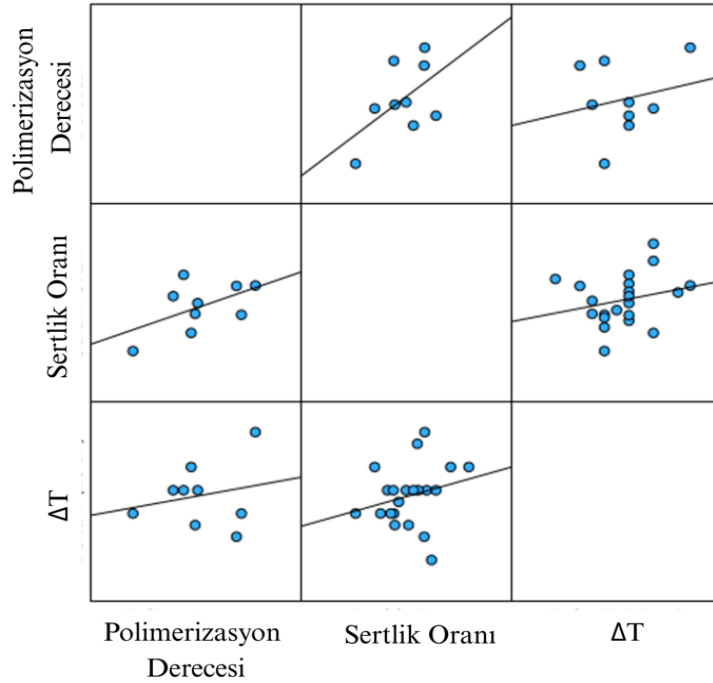
Admira Fusion x-tra



Spearman Korelasyon Testi, hepsi için $p > 0,05$; korelasyon katsayısı > 0

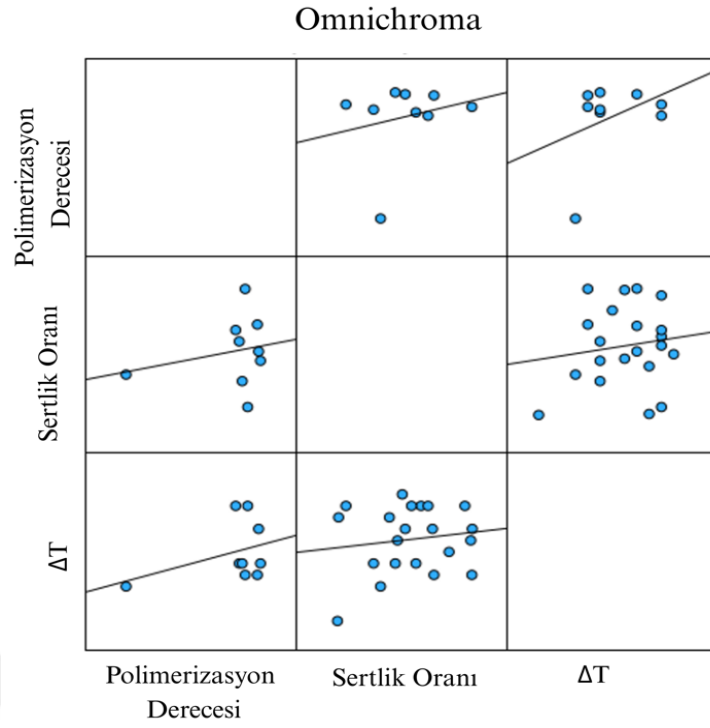
Şekil 31. Admira Fusion x-tra kompozitinin, polimerizasyon derecesi sertlik oranı ve ΔT değerlerinin dağılımı

Charisma Topaz One



Spearman Korelasyon Testi, hepsi için $p > 0,05$; korelasyon katsayısı > 0

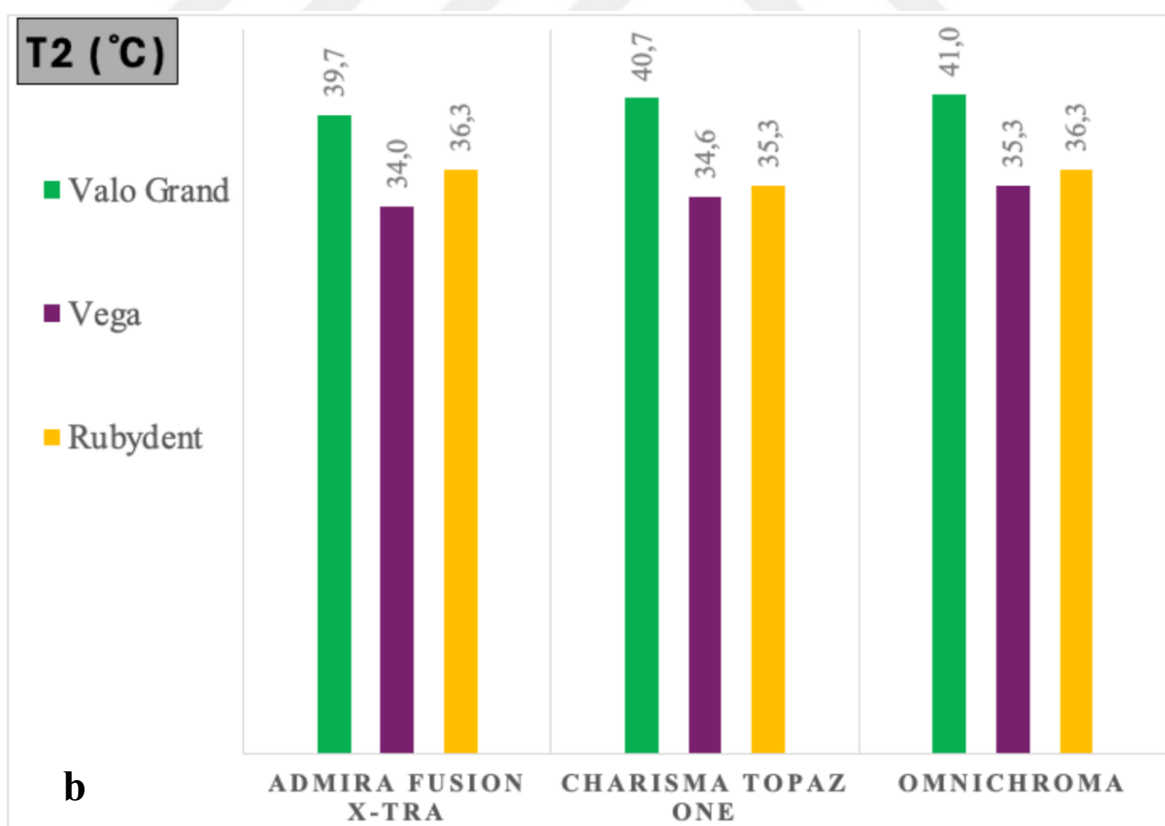
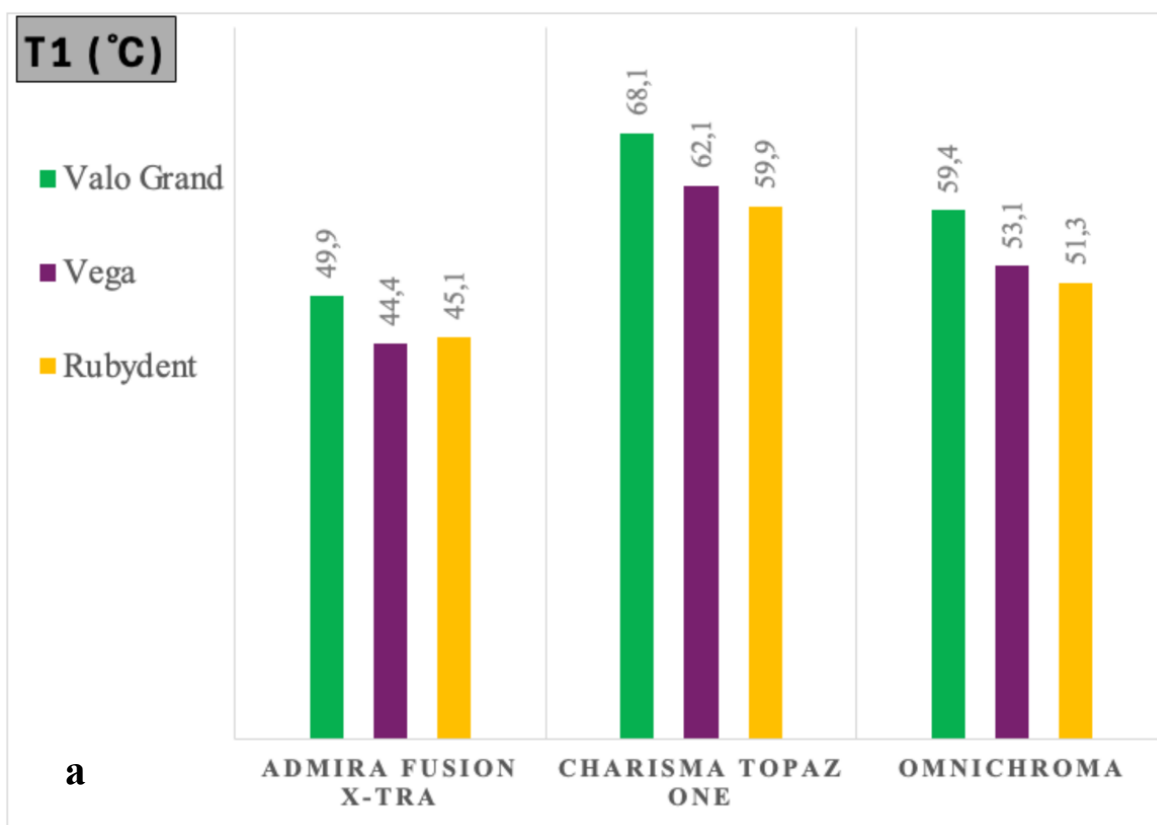
Şekil 32. Charisma Topaz One kompozitinin, polimerizasyon derecesi sertlik oranı ve ΔT değerlerinin dağılımı

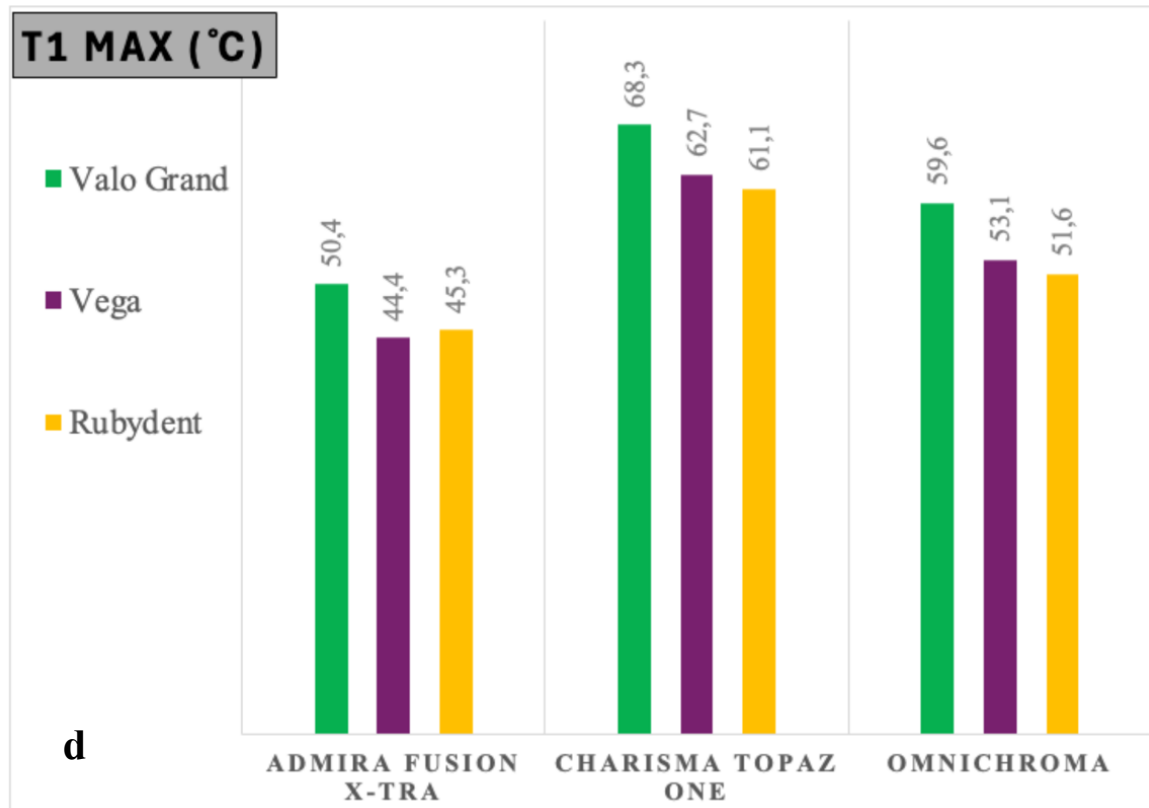
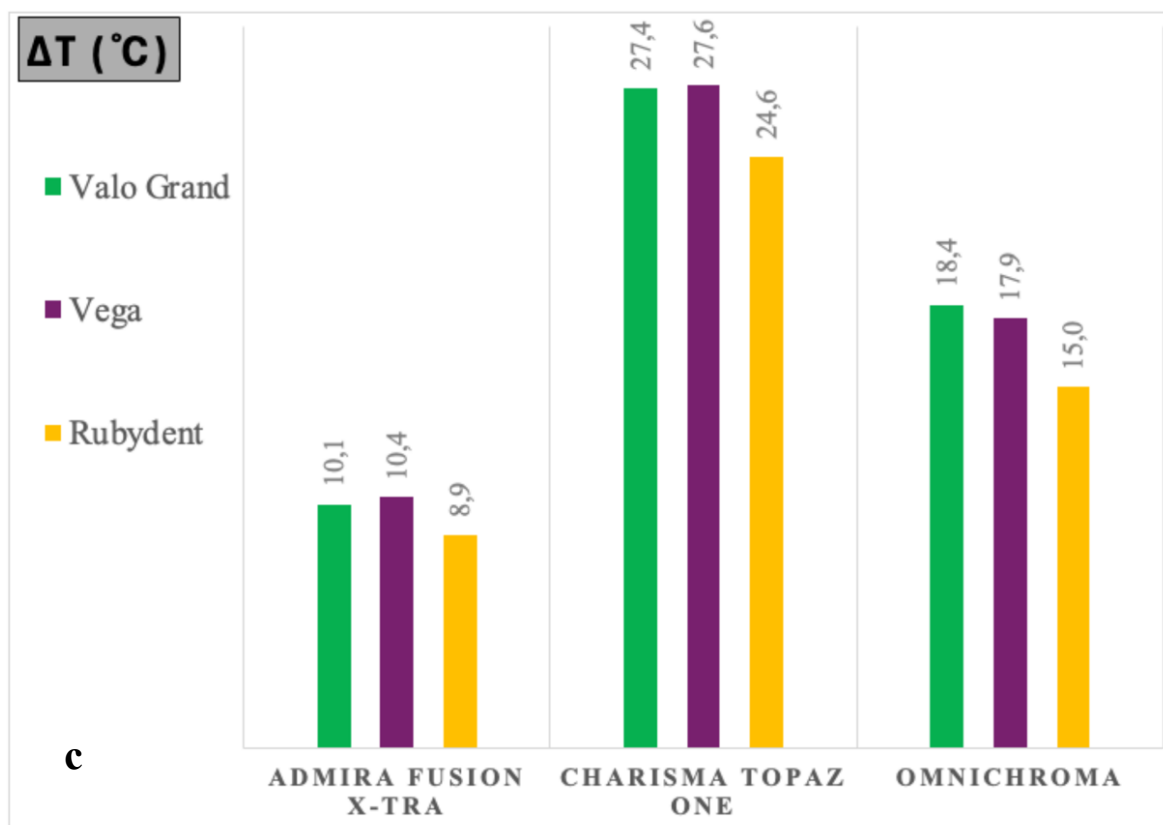


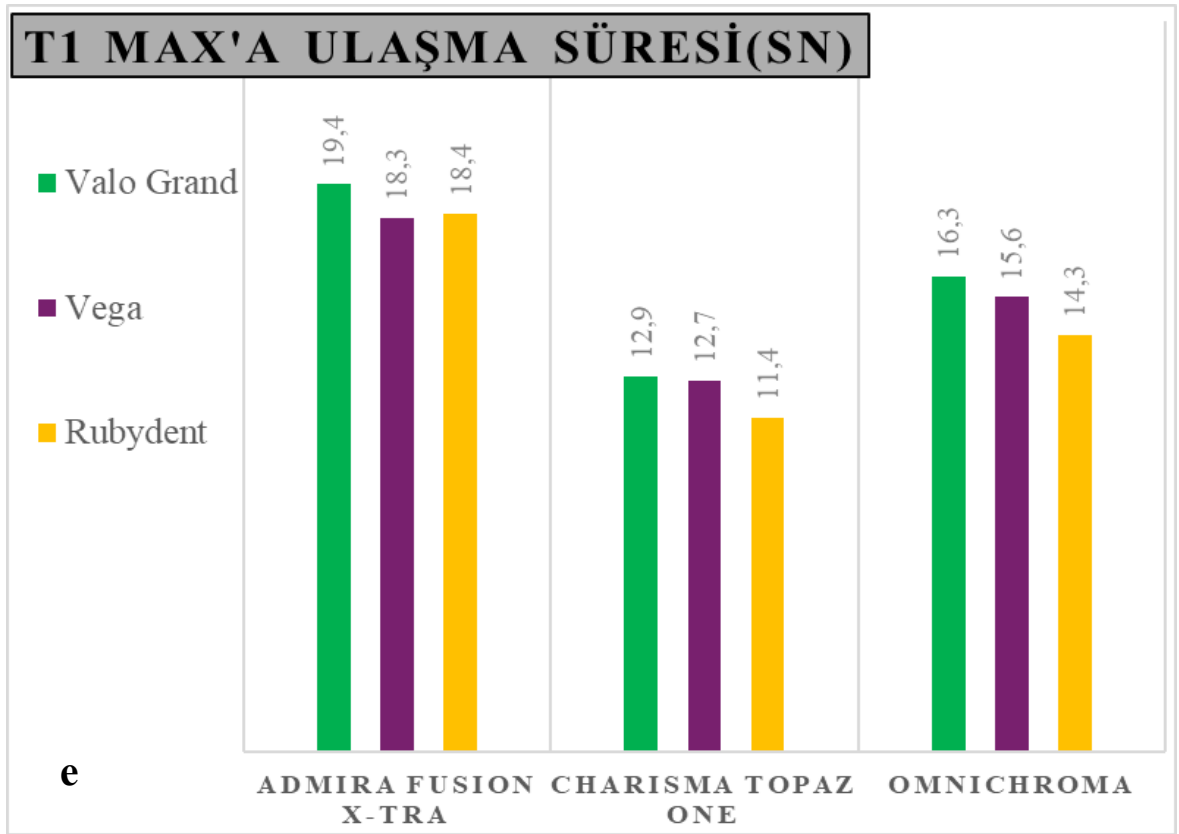
Şekil 33. Omnichroma kompozitinin, polimerizasyon derecesi sertlik oranı ve ΔT değerlerinin dağılımı

6.2.8. Kompozitlerin, ışık kaynaklarına göre ısısal değişimleri

Kompozitlerin, ışık kaynaklarına göre ısısal değişim (T_1 , T_2 , ΔT , T_{1max} , T_{1max} 'a ulaşma süresi) ortalama değerlerinin dağılımı Şekil 34 (a-e)'te gösterilmiştir.

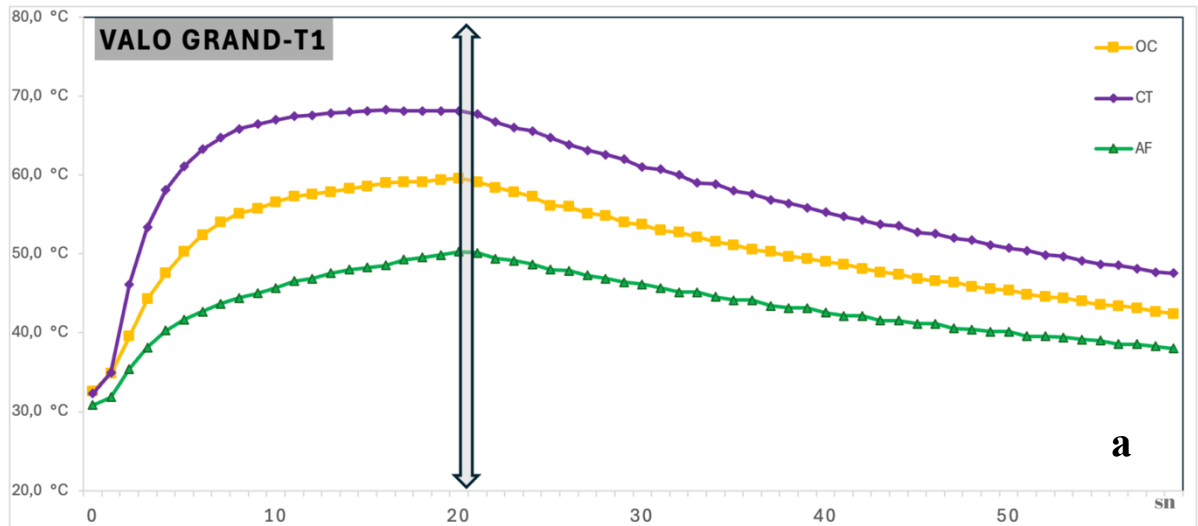


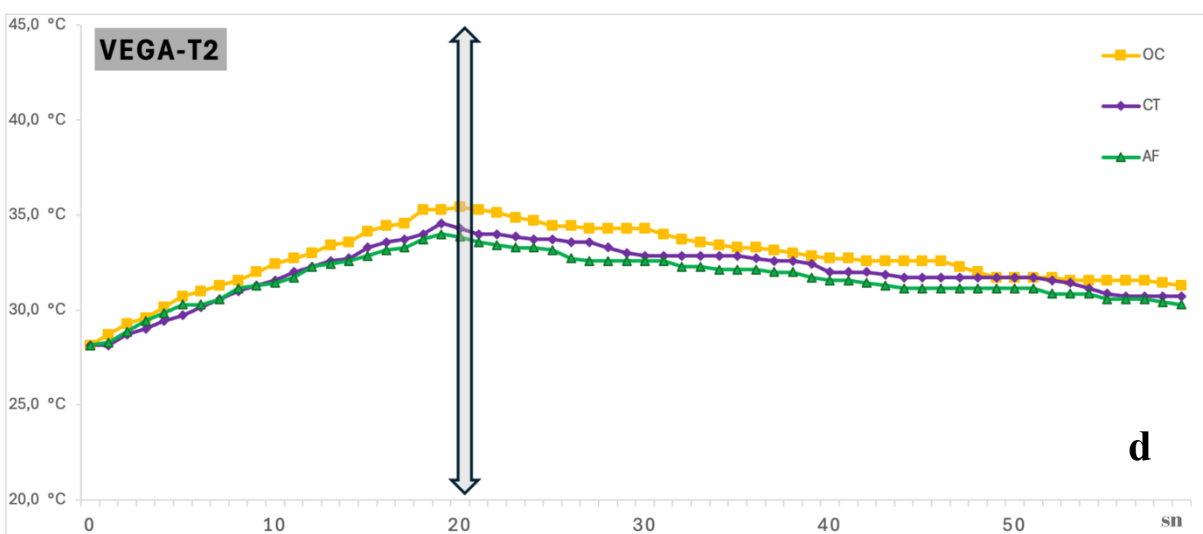
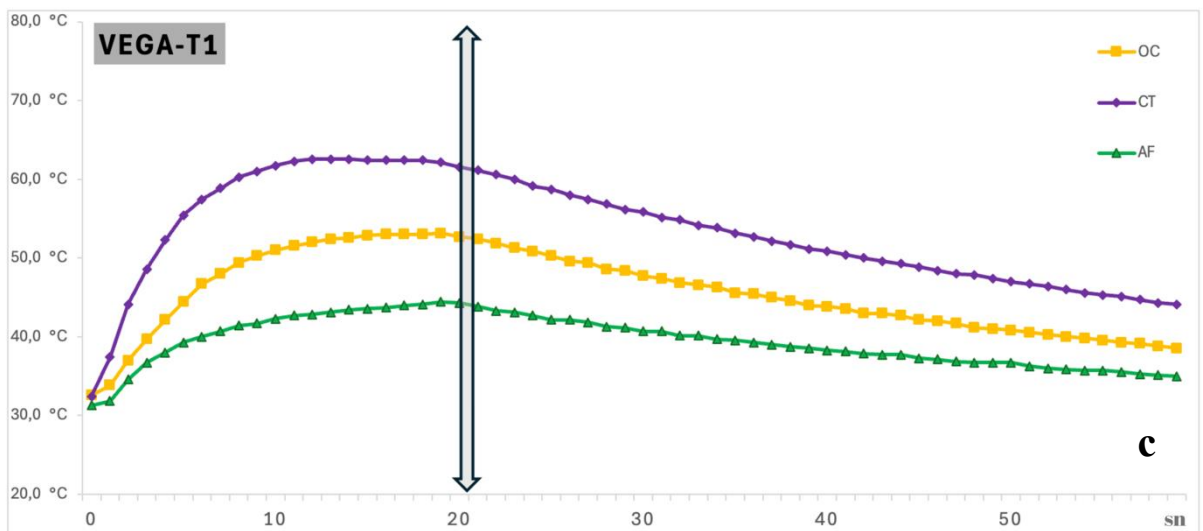
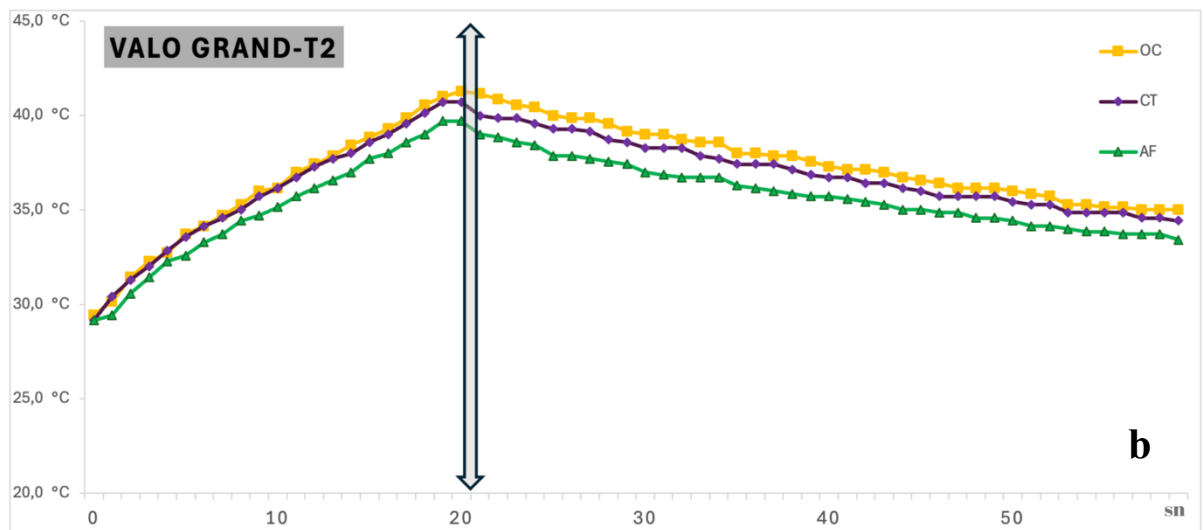


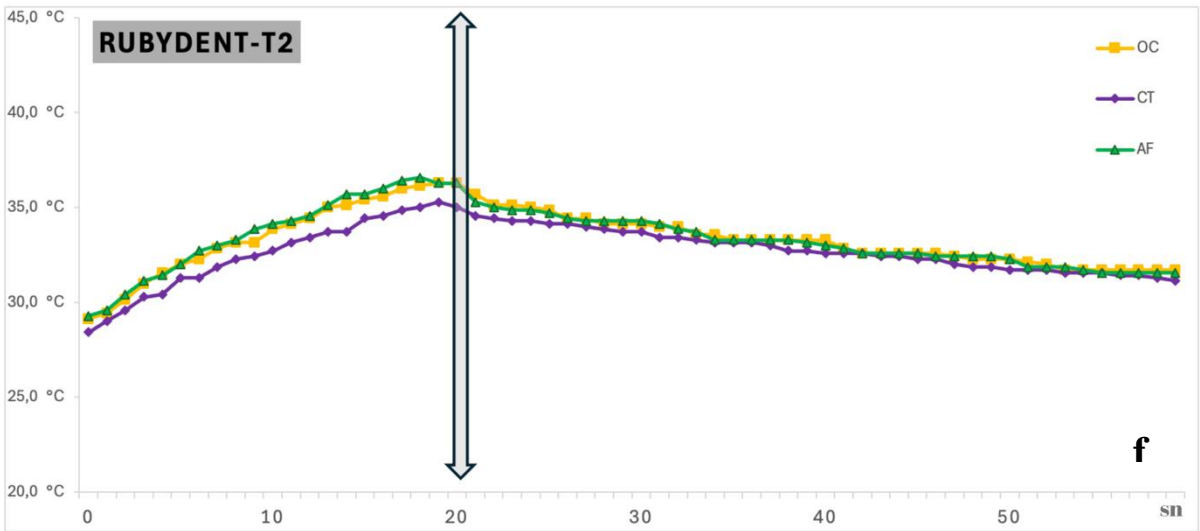
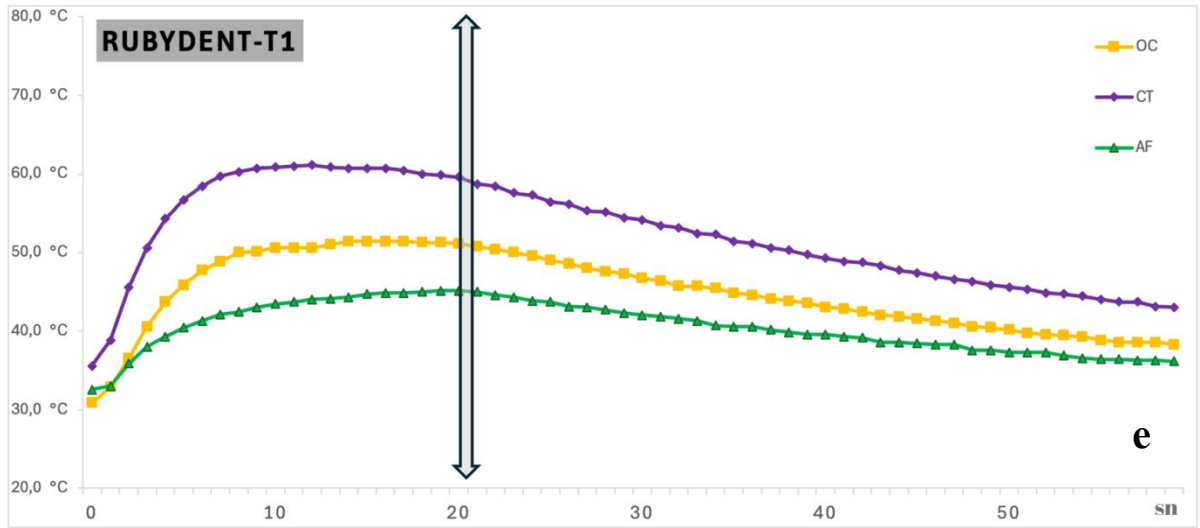


Şekil 34 (a-e). Kompozitlerin, ışık kaynaklarına göre ısısal değişim ortalama değerlerinin dağılımı **a:** T1, **b:** T2, **c:** ΔT **d:** T1max, **e:** T1max'a ulaşma süresi.

Kompozitlerin ışık kaynaklarına göre 60 saniyelik ısısal değişim grafikleri Şekil 35 (a-f)'te gösterilmiştir.





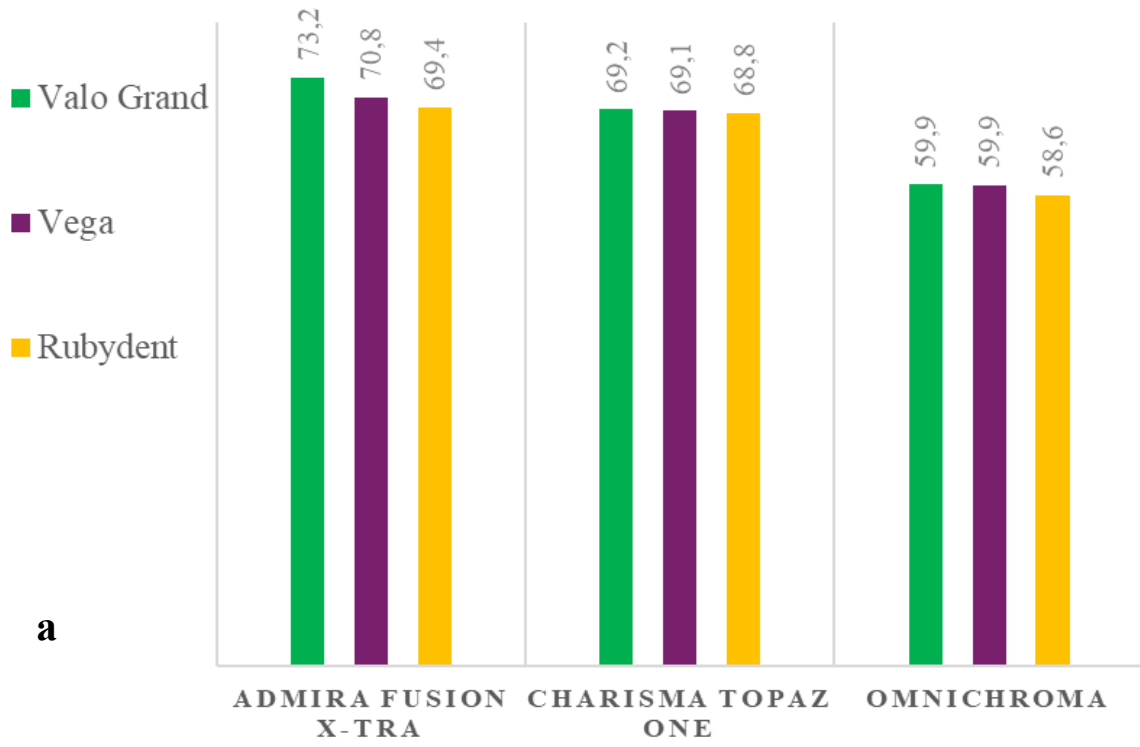


Şekil 35 (a-f). Işık kaynaklarına göre kompozitlerin ortalama T1 ve T2 değeri ve ısısal değişim grafiği **a:** Valo Grand-T1 **b:** Valo Grand-T2 **c:** Vega-T1 **d:** Vega-T2 **e:** Rubydent-T1 **f:** Rubydent-T2

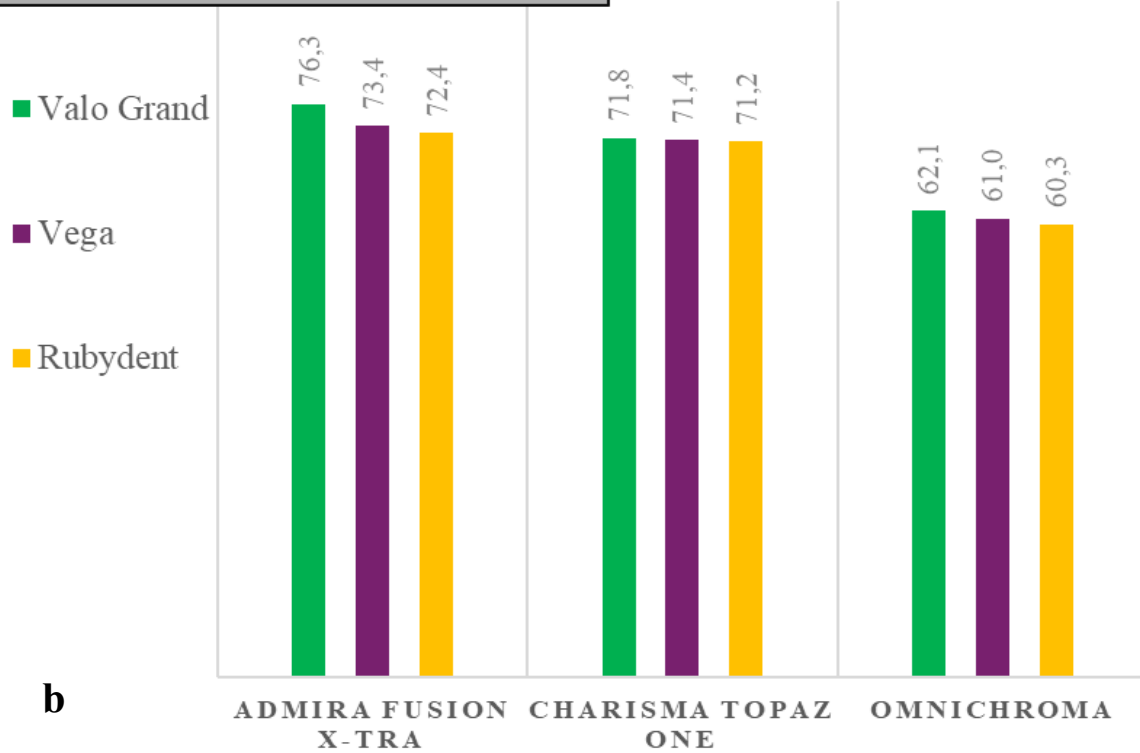
6.2.9. Kompozitlerin, ışık kaynaklarına göre mikrosertlikleri

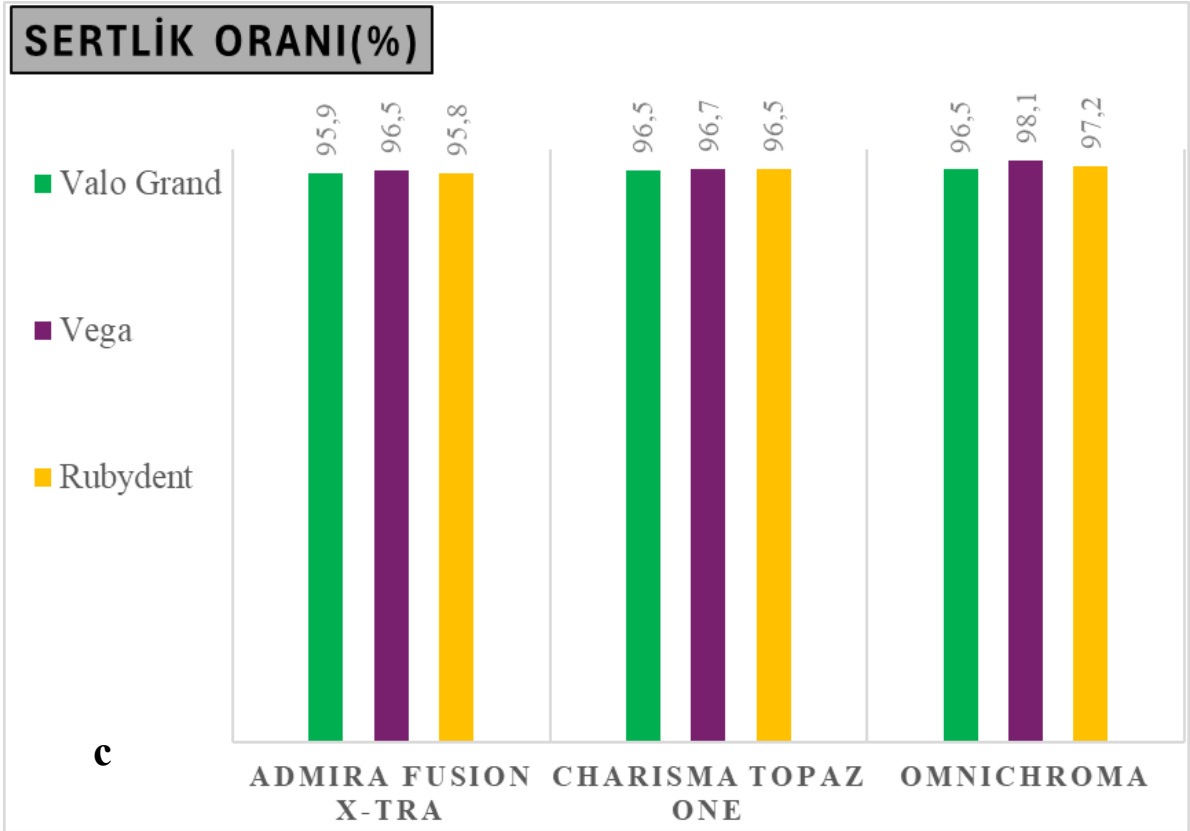
Kompozitlerin, ışık kaynaklarına göre mikrosertlik (üst yüzey mikrosertliği, alt yüzey mikrosertliği, sertlik oranı) ortalama değerlerinin dağılımı Şekil 36 (a-c)'da gösterilmiştir.

MİKROSERTLİK-ALT YÜZEY



MİKROSERTLİK-ÜST YÜZEY

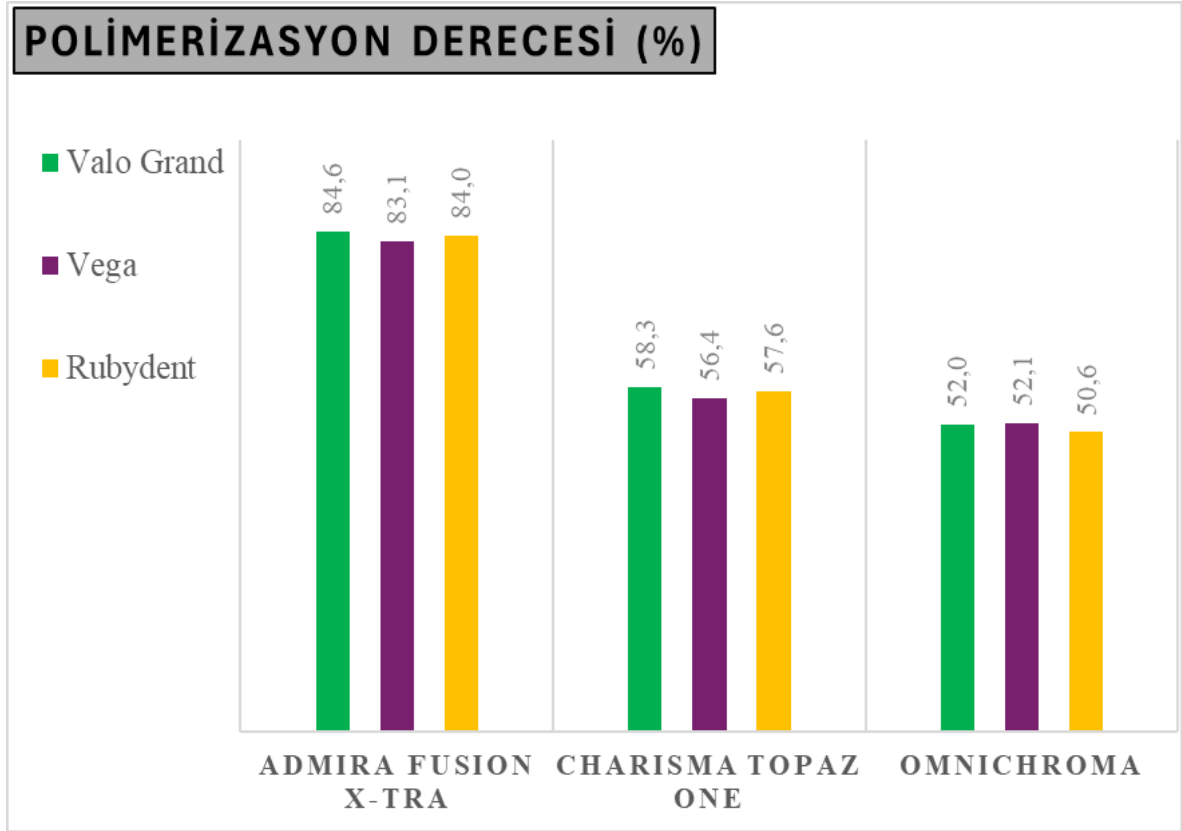




Şekil 36 (a-c). Kompozitlerin, ışık kaynaklarına göre mikrosertlik ortalamaları **a:** Üst yüzey mikrosertliği, **b:** Alt yüzey mikrosertliği **c:** Sertlik oranı

6.2.10. Kompozitlerin, ışık kaynaklarına göre polimerizasyon dereceleri

Kompozitlerin, ışık kaynaklarına göre polimerizasyon derecesi ortalama değerlerinin dağılımı Şekil 37’de gösterilmiştir.



Şekil 37. Kompozitlerin, ışık kaynaklarına göre polimerizasyon dereceleri

7. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu tez çalışmasında, farklı rezin kompozit materyallerin ve ışık kaynaklarının; polimerizasyon reaksiyonuna bağlı meydana gelen ısısal değişim, polimerizasyon sonrası elde edilen yüzey mikrosertliği ve polimerizasyon derecesi üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. Elde edilen bulgular, rezin kompozit materyaller ve ışık kaynaklarının oluşturduğu etkilerin çok yönlü ve karşılaştırmalı biçimde analiz edilmesine olanak tanımıştır. Bu veriler güncel literatür ışığında yorumlanarak, kullanılan rezin kompozitlerin kimyasal yapıları ve ışık kaynaklarının teknik özelliklerine bağlı olarak gözlenen farklılıkların olası nedenleri bilimsel temelde tartışılmıştır.

Bu çalışmada, rezin kompozitlerin polimerizasyon sürecinde meydana gelen ısısal değişimleri değerlendirmek amacıyla kızılötesi (IR) termal analiz cihazı (CA-20, Dianyong Technology, Çin) kullanılmıştır. Deneylerde 2 mm yüksekliğinde ve 8 mm çapında silindirik kompozit örnek hazırlanmış ve ölçüm sırasında görüntü alanında yalnızca kompozit materyalin bulunduğu bölge seçilerek, analiz bu sınırlı alanda gerçekleştirilmiştir. Bu sayede çevresel etkiler elimine edilerek, yalnızca materyalde oluşan ısısal değişimlerin değerlendirilmesi sağlanmıştır.

Kızılötesi (IR) termografi, yüzeyden yayılan IR ışınımı temassız şekilde algılayarak materyal yüzeyindeki sıcaklık dağılımını anlık olarak değerlendirme imkânı sunmaktadır. Bouillaguet ve ark. (2005), termokuplların yalnızca temas ettiği noktadaki sıcaklığı ölçmeleri nedeniyle dış dokusuna iletilen gerçek sıcaklık artışını olduğundan düşük gösterebildiğini; buna karşılık IR termografinin, sıcaklık değişimleri hakkında daha ayrıntılı bir sıcaklık profili sağlayabildiğini bildirmişlerdir (Bouillaguet ve ark., 2005). Bu verilerin aksine, Bakhsh ve ark. (2023) tarafından yakın zamanda gerçekleştirilen bir çalışmada ise IR termografi ve K tipi termokupl sistemleri doğrudan karşılaştırılmış; her iki yöntemle elde edilen veriler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı rapor edilmiştir. Benzer şekilde, Hamze ve ark. (2018) tarafından yürütülen çalışmada IR termal kamera ve K tipi termokupl sistemlerinden elde edilen sıcaklık ölçümlerinin karşılaştırılabilir olduğu belirtilmiştir (Bakhsh ve ark., 2023; Hamze ve ark., 2018)

Bu bağlamda, çalışmamızda IR termografi ile elde edilen sıcaklık verilerinin hem yöntemsel geçerlilik hem de uygulama kolaylığı açısından literatür ile tutarlı olduğu ve alan sınırlaması sayesinde ölçümlerin doğru ve tekrarlanabilir şekilde gerçekleştirildiği düşünülmektedir.

Rezin kompozit materyallerin sertleşmesi, ışıkla aktive olan polimerizasyon reaksiyonu ile gerçekleşmektedir ve bu süreç restorasyonların uzun ömürlü olabilmesi açısından kritik öneme

sahiptir (Albino ve ark., 2011). Yetersiz polimerizasyon; postoperatif hassasiyet, marjinal sızıntı, restorasyon renklenmesi ve sekonder çürük oluşumu gibi birçok olumsuz klinik duruma yol açabilmektedir. Bu nedenle etkili ve güvenilir bir polimerizasyon sağlayan ışık kaynakları, klinik uygulamalarda edinilmesi gereken öncelikli ekipmanlardan biri olmalıdır. (Korkut, 2022a).

Bu çalışmada, literatürde yaygın olarak kullanılan Valo Grand ışık kaynağına ek olarak, yerli üreticiler tarafından tanıtılan ve yakın zamanda klinik kullanıma sunulan Vega ve Rubydent isimli iki farklı LED ışık kaynağı tercih edilmiştir. Kompozit materyallerin polimerizasyon etkinliğini değerlendiren çok sayıda çalışmada yer alan Valo Grand, teknik özellikleri ayrıntılı biçimde tanımlanmış, güvenilirliği literatür bulgularıyla desteklenmiş bir ışık kaynağıdır (Adams ve ark., 2022; Peres ve ark., 2024; Rocha ve ark., 2022; Shimokawa ve ark., 2018). Buna karşın, Vega ve Rubydent ışık kaynaklarına ait bilimsel veri henüz sınırlıdır. Bu yönüyle mevcut çalışma, söz konusu ışık kaynaklarının performanslarını değerlendiren öncü araştırmalardan biri olma niteliğindedir.

Son yıllarda geliştirilen tek renkli rezin kompozit materyaller, restoratif işlemleri klinik açıdan daha pratik hale getirmektedir. Bu materyaller, neredeyse tüm diş renkleriyle uyum sağlayarak renk seçimi aşamasını ortadan kaldırmakta ve restorasyonların daha kısa sürede tamamlanmasına olanak tanımaktadır (Ebaya ve ark., 2022). Yılmaz Atalı ve ark. (2022) tarafından yapılan güncel bir çalışmada, piyasada bulunan yedi farklı tek renkli universal rezin kompozitin yüzey mikrosertliği, polimerizasyon derecesi ve eğilme dayanımı değerlendirilmiş; ayrıca bu materyallerin yüzey morfolojisi incelenmiştir (Yılmaz Atalı ve ark., 2022). Bu tez çalışmasında ise, son yıllarda kullanım kolaylığı nedeniyle klinik uygulamalarda öne çıkan, üç farklı tek renkli rezin kompozit (Admira Fusion x-tra, Charisma Topaz One, Omnicroma) değerlendirilmiştir. Materyallerin, farklı ışık kaynakları altında polimerizasyon sürecinde gösterdiği ısısal değişimler bir termal kamera kullanılarak incelenmiş ve bu materyallerin termal profili ortaya konmuştur. Ek olarak, yüzey mikrosertliği ve polimerizasyon dereceleri de analiz edilerek materyaller arasında kapsamlı bir karşılaştırma yapılmıştır.

Emami ve Söderholm (2023), araştırmalarında farklı polimerizasyon sürelerinin rezin kompozitlerin polimerizasyon derecesi üzerindeki etkilerini incelemiş ve polimerizasyon süresi arttıkça polimerizasyon derecesinin anlamlı düzeyde yükseldiğini bildirmiştir (Emami & Söderholm, 2003). Lima ve ark. (2012) ise çalışmalarında, uzatılmış polimerizasyon süresinin mikrosertlik değerlerini artırmasına karşın polimerizasyon derecesi üzerinde anlamlı bir

etkisinin bulunmadığını bildirmiştir (Lima ve ark., 2012). Bu bulgular doğrultusunda, bu çalışmada ısısal değişimlerin analizi sırasında örneklerin ikinci kez ışıklanması durumunun fiziksel özellikleri etkileyebileceği göz önünde bulundurularak; mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi analizleri için ayrı örnekler hazırlanmıştır.

Bu çalışmada, ısısal değişimin değerlendirilmesi amacıyla hazırlanan örneklerde, ışık kaynakları kompozit yüzeyinden 2 mm mesafede olacak şekilde konumlandırılmıştır. Bu yaklaşım, özellikle arka dişlerde tüberküllerin varlığı nedeniyle ışık kaynağının materyale her zaman doğrudan temas ettirilememesi gerçeğine dayanmaktadır (Lima ve ark., 2012). Öte yandan sıcaklık ölçümünde kullanılan termal kamera, kompozit örneklerin yüzeyinden 9 cm uzaklıkta olacak şekilde yerleştirilmiş olup, bu mesafe Marovic ve ark. (2025) tarafından yürütülen benzer bir çalışmadaki ölçüm protokolü referans alınarak belirlenmiştir (Marovic ve ark., 2025).

Mikrosertlik değerlendirmelerinde sıklıkla tercih edilen yöntemler arasında Knoop ve Vickers mikrosertlik testleri yer almaktadır. Daha önceki çalışmalarda, bu iki mikrosertlik testinin benzer sonuçlar verdiği gösterilmiştir (Poskus ve ark., 2004). Ayrıca Yılmaz Atalı ve ark. (2022) tarafından yapılan güncel bir çalışmada ise tek renkli universal rezin kompozitlerin alt ve üst yüzey mikrosertlikleri Vickers testi ile değerlendirilmiş, sertlik oranı hesaplanmıştır (Yılmaz Atalı ve ark., 2022). Bu çalışmada benzer rezin kompozit materyallerin tercih edilmesi ve ölçüm parametrelerinin örtüşmesi nedeniyle mikrosertlik değerlendirilmesinde Vickers testi tercih edilmiştir.

Yoldaş ve ark. (2004) tarafından yapılan çalışmada, 50 gf gibi düşük yüklerle gerçekleştirilen mikrosertlik testlerinde bazı materyaller arasında anlamlı farklar saptanmamıştır. Ancak yük 100 gf ve 500 gf seviyelerine çıkarıldığında, tüm materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların gözlemlendiği bildirilmiştir. Yazarlar, düşük yükler altında oluşan izlerin küçük ve sınırlarının belirsiz olması nedeniyle ölçüm hassasiyetinin azalabileceğini ve bu durumun hata payını arttırabileceğini belirtmişlerdir (Yoldas ve ark., 2004). Bu nedenle, mevcut çalışmada örneklere 500 gf yük altında ve 15 saniye bekleme süresiyle Vickers mikrosertlik testi uygulanmıştır. Bu tercih, literatürdeki birçok çalışmayla da uyum göstermektedir (Nagi ve ark., 2015; Say ve ark., 2003; Yap ve ark., 2002). Dolayısıyla kullanılan test yöntemi hem önceki çalışmalarla uyumlu hem de ölçüm doğruluğunu arttırmaya yönelik tasarlanmıştır.

Literatürde, şeffaf bant ile polimerize edilen kompozitlerin yüzeyinde rezinden zengin bir tabaka oluştuğu ve bu tabakanın yüzey sertliği üzerinde olumsuz etki oluşturduğu bildirilmiştir.

İlaveten, bu tabakanın, bitim ve polisaj işlemleri ile uzaklaştırılması sonrasında mikrosertlik değerlerinde anlamlı artış sağlandığı belirtilmiştir (Gordan ve ark., 2003; Korkmaz ve ark., 2008). Bu tez çalışmasında söz konusu etkiyi en aza indirmek amacıyla, tüm kompozit örneklerin üst ve alt yüzeylerine dört aşamalı alüminyum oksit kaplı diskler ve iki aşamalı elmas emdirilmiş spiraller ile bitim ve polisaj işlemi uygulanmıştır.

Işıkla aktive edilen rezin kompozitlerin polimerizasyonunun yaklaşık %75'inin ilk 10 dakika içerisinde gerçekleştiği ve reaksiyonun 24 saat boyunca devam edebileceği belirtilmiştir (Craig & Powers, 2002). Benzer birçok çalışmada olduğu gibi, bu çalışmada da mikrosertlik ölçümleri, örneklerin maksimum sertlik düzeyine ulaşmasını sağlamak amacıyla polimerizasyondan 24 saat sonra gerçekleştirilmiştir (Gonulol ve ark., 2016; İyibilir ve ark., 2024).

Bu tez çalışmasında, kompozit materyallerin polimerizasyon derecesi doğrudan ATR FT-IR spektroskopisi ile dolaylı olarak ise Vickers mikrosertlik testleri aracılığıyla değerlendirilmiştir. FT-IR analizi ile elde edilen ve polimerizasyon derecesinin hesaplanmasında kullanılan karakteristik pikler, kompozit materyallerin kimyasal yapısına bağlı olarak farklılık göstermektedir. Bu çalışmada, tüm kompozitler için alifatik C=C bağlarına karşılık gelen 1637 cm^{-1} piki kullanılmıştır. Metakrilat bazlı kompozitlerde, referans pik olarak aromatik C=C bağlarına karşılık gelen 1608 cm^{-1} piki seçilmiştir. Bu pik, benzer matriks içeriğine sahip kompozitlerle yürütülen çalışmalarda da tercih edilmiştir (El-Maksoud ve ark., 2023; Moldovan ve ark., 2019). Ormocer esaslı kompozit için ise 1592 cm^{-1} piki referans olarak kullanılmıştır. Nitekim, Yılmaz Atalı ve ark tarafından yapılan çalışmada da ormocer esaslı Admira Fusion x-tra kompoziti için 1592 cm^{-1} piki referans olarak belirlenmiştir (Yılmaz Atalı ve ark., 2022). Ayrıca El-Maksoud ve ark. (2023), ormocer esaslı kompozitler için aromatik referans pikinin $1588 \pm 4\text{ cm}^{-1}$ bandı civarında olduğu bildirilmiştir (El-Maksoud ve ark., 2023). Kullanılan pikler, kompozitlerin kimyasal yapısına uygun olarak belirlenmiş olup ve literatür ile tam uyum içerisinde dir.

FT-IR analizi ile doğru ve güvenilir spektrum elde edilebilmesi için öncelikle arka plan spektrumunun kaydedilmesi gerekmektedir. Bu arka plan spektrumu, ortam havasında bulunan su buharı ve karbon dioksit gibi gazların absorpsiyon bantlarını içermektedir. Daha sonra örnek yerleştirilerek kaydedilen ikinci spektrumda ise hem örneğe hem de atmosferik moleküllere ait absorpsiyonlar yer alır. Örnek spektrumunun arka plan spektrumuna bölünmesiyle atmosferik bileşenlere ait absorpsiyonlar elimine edilir. Böylelikle nihai spektrumda gözlemlenen

absorpsiyon pikleri yalnızca örneğe özgü olur (Moraes ve ark., 2008). Bu çalışmadaki FT-IR analizi Moraes ve ark. (2008) tarafından bildirilen yöntemsel esaslara uygun biçimde yürütülmüş ve gerekli arka plan düzeltmeleri titizlikle uygulanmıştır.

Zach ve Cohen (1965), maymunlar üzerinde gerçekleştirdikleri deneysel çalışmada, pulpa dokusunda meydana gelen 5,5 °C'lık bir sıcaklık artışının yaklaşık %15 oranında canlılık kaybına neden olabileceğini bildirmiştir (Zach & Cohen, 1965). Benzer şekilde, Schubert (1957) tarafından yapılan bir diğer araştırmada, pulpa içi sıcaklığın 41,5 °C'ye ulaşması durumunda inflamatuvar değişiklerin başladığı belirtilmiştir (Schubert, 1957). Bu bulgular, polimerizasyon sürecinde oluşan ısının biyolojik sınırlar açısından değerlendirilmesinde önemli bir referans noktası sunmaktadır. Bu çalışmada, 25°C sabit oda sıcaklığında yürütülen polimerizasyon süreci sonunda ulaşılan sıcaklığı ifade eden T1 değeri, kullanılan kompozit tipi ve ışık kaynağına bağlı olarak, ortalama T1 değerleri $44,4 \pm 0,5$ °C ile $68,1 \pm 2,3$ °C arasında değişmiştir. Bu değerlere göre, başlangıç oda sıcaklığı dikkate alındığında yaklaşık olarak 19,4 °C ile 43,1 °C arasında değişen bir sıcaklık artışı meydana gelmiştir. Elde edilen bulgular, sıcaklık artışının Zach ve Cohen'in belirttiği 5,5 °C'lık kritik biyolojik eşiğin belirgin biçimde aşıldığını ve potansiyel bir termal risk oluşturabileceğini ortaya koymaktadır. Bununla birlikte, bu ölçümlerin doğrudan kompozit yüzeyinden *in vitro* koşullarda yapıldığı unutulmamalıdır. Klinik şartlarda dentin dokusunun, ısı iletkenliğini sınırlayıcı etkisi sayesinde, pulpaya iletilen ısı miktarını önemli ölçüde azaltabileceği düşünüldüğünde *in vivo* risk düzeyi bu bulgulara kıyasla daha düşük olabilir.

Rezin kompozitler genellikle organik matriks, inorganik doldurucu partiküller ve bağlayıcı ajandan oluşmaktadır. Bu yapıda en yaygın kullanılan bileşenler Bis-GMA ve UDMA gibi metakrilatlar olup TEGDMA ise genellikle çözücü olarak formülasyona dahil edilmektedir. (Zhang & Xu, 2008). Lloyd ve Brown (1984), ışıkla polimerizasyon sırasında meydana gelen egzotermik reaksiyonun, resin kompozit içerisindeki inorganik doldurucu miktarıyla doğrudan ilişkili olduğunu belirtmiştir. Resin kompozitin inorganik doldurucu içeriği azaldıkça, organik matriks oranı artmaktadır ve buna bağlı olarak egzotermik reaksiyonun şiddeti de artış göstermektedir (Lloyd & Brown, 1984). Bu çalışmada, kullanılan kompozitler arasında, en düşük doldurucu oranına sahip olan Charisma Topaz One, tüm ışık kaynakları altında en yüksek T1 değerini (polimerizasyonun 20. saniyesinde kaydedilen sıcaklık) ve en yüksek ΔT değerini (kompozitin egzotermik reaksiyonuna bağlı sıcaklık artışı) göstermiştir. Buna karşılık, en yüksek doldurucu oranına sahip Admira Fusion x-tra kompozitinde ise en düşük T1 ve ΔT değerleri kaydedilmiştir. Bu bulgular, organik matriks oranının artmasına bağlı olarak

egzotermik reaksiyon şiddetinin arttığını ortaya koymakta ve önceki literatür verileriyle uyum göstermektedir.

Ormocer, “organik modifiye edilmiş seramik” anlamına gelmektedir. Bu materyallerin üretimi, uzun zincirli inorganik silika omurgası ile organik yan zincirlere sahip moleküllerin oluşturulmasına yönelik hidroliz ve polikondensasyon reaksiyonlarına (sol-jel işlemi) dayanmaktadır (Marghalani & Watts, 2013). Ormocer molekülü, Bis-GMA’ya kıyasla daha fazla bağ kurmaya uygun metakrilat grubu içermektedir (Moszner & Salz, 2001). Ormocer içeren kompozitlerin, oluşturdukları yoğun çapraz bağlı polimer ağları sayesinde daha yüksek polimerizasyon derecesi, aşınma direnci ve mekanik dayanıklılık sergilemesi beklenmektedir (Ferracane ve ark., 1997). Ayrıca artan kimyasal bağ yoğunluğu sayesinde ağ yapısındaki reaksiyona girmemiş serbest monomer miktarı azalmakta, bu da biyouyumluluğun artmasına katkı sağlamaktadır (Moszner ve ark., 2008). Bununla birlikte, ilk nesil ormocer kompozitler ormocer moleküllerinin yanı sıra, seyreltici olarak görev yapan düşük moleküler ağırlıklı dimetakrilat monomeri de içermektedir. Bu seyrelticilerin varlığı, beklenen üstün performansın elde edilmesini engellemiş ve ilk nesil ormocerler geleneksel kompozitlerle karşılaştırıldığında belirgin avantaj sunmamıştır (Awad & Ilie, 2013; Monsarrat ve ark., 2017). Son zamanlarda, saf ormocer bazlı bir rezin kompozit geliştirilmiştir ve üretici firma beyanına göre materyal içeriğinde seyreltici metakrilat monomer bulunmayıp; bunun yerine farklı viskozitelerde özel olarak formüle edilmiş ormocer molekülleri kullanılmıştır. Bu yeni nesil materyalin metakrilat bazlı kompozitlerle karşılaştırıldığında daha düşük polimerizasyon büzülmesi ve sıvı emilimi gibi avantajlar sunduğu bildirilmiştir (Bacchi ve ark., 2015; Klauer ve ark., 2019). Ayrıca, bu materyalin, daha yüksek mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi sergilediği de rapor edilmiştir (Augusto ve ark., 2018).

Miletic ve ark. (2009) çalışmalarında, ışıkla polimerize edilen üç farklı rezin kompozit (siloran bazlı Filtek LS, ormocer bazlı Admira ve dimetakrilat bazlı Herculite XRV) kullanmış; materyalin alt yüzeyinde ve pulpa odası tavanında meydana gelen sıcaklık değişimlerini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın ilk aşamasında, sabit ışık kaynağı altında yapılan ölçümlerde, Filtek LS kompoziti ile ulaşılan maksimum sıcaklık (72,01 °C) diğer materyallere kıyasla anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Buna karşılık, Admira (54,69 °C) ve Herculite XRV (56,07 °C) kompozitleri arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır. Ayrıca, Filtek LS maksimum sıcaklığa çok kısa sürede ulaşırken (ilk 5 saniyede) Admira ve Herculite XRV için gecikmeli ulaşım (ışık uygulamasının son 1 saniyesinde) söz konusudur. Yazarlar, Admira ve Herculite XRV’nin benzer sıcaklık profillerini, her iki materyalin de benzer monomer içeriğine

sahip olması ve serbest radikal polimerizasyon mekanizmasıyla ilişkilendirilmiştir. Filtek LS kompozitinde görülen ani ve yüksek sıcaklık değişimi ise materyalin özgün kimyasal yapısı ve katyonik halka-açılım tipi polimerizasyon mekanizmasıyla açıklanmıştır. Aynı çalışmanın ikinci aşamasında, çekilmiş insan molar dişleri üzerinde, kalan dentin kalınlığı 1 mm olacak şekilde ayarlanan bir *in vitro* düzende, pulpa odası tavanında meydana gelen sıcaklık artışları değerlendirilmiştir. Ölçülen değerler, 5,3- 6,4 °C arasında değişmiş ve gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bununla birlikte özellikle Filtek LS grubunda kaydedilen 6,4 °C'ye ulaşan sıcaklık artışı literatürde pulpa dokusu için kritik eşik olarak kabul edilen 5,5 °C sınırını aşmıştır ve yazarlar tarafından dikkat edilmesi gereken bir durum olarak vurgulanmıştır (Miletic ve ark., 2009).

Bu tez çalışmasında, kaydedilen maksimum sıcaklık değerleri “T1max” ve bu değere ulaşma süresi ışık kaynağından bağımsız olarak tüm kompozitler için istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılıklar göstermiştir. En düşük maksimum sıcaklık değeri Admira Fusion x-tra kompozitinde ($44,4 \pm 0,5$ - $50,4 \pm 1,4$), en yüksek değer ise Charisma Topaz One kompozitinde ($61,1 \pm 2,0$ - $68,3 \pm 2,3$) ölçülmüştür. Maksimum sıcaklığa en kısa sürede ulaşan kompozit Charisma Topaz One ($11,4 \pm 1,3$ - $12,9 \pm 1,1$) olurken, en uzun sürede oluşan kompozit ise Admira Fusion x-tra ($18,3 \pm 1,3$ - $19,4 \pm 1,3$) olmuştur. Miletic ve ark. (2009) tarafından yürütülen çalışmada, maksimum sıcaklığa en hızlı ulaşan kompozit aynı zamanda en yüksek sıcaklık değerini göstermiştir. Bu durum, mevcut çalışmada Charisma Topaz One için elde edilen verilerle örtüşmektedir. Ayrıca Miletic ve ark. (2009) tarafından kullanılan Admira materyali, ormocer olarak tanımlansa da yapısında metakrilat monomerleri bulundurması nedeniyle saf ormocer yapıda değildir. Buna karşılık, bu çalışmada kullanılan Admira Fusion x-tra, üretici beyanına göre seyreltici metakrilat monomerleri içermeyen, saf ormocer bazlı materyaldir. Bu yapısal farklılık, Admira Fusion x-tra kompozitinde gözlenen daha düşük maksimum sıcaklık değerini açıklayabilecek önemli bir etkidir.

Maucoski ve ark. (2023), çalışmalarında farklı ışık kaynakları ile polimerize edilen Transcend kompozitinin diğer kompozitlere kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek sıcaklık artışı gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu bulgu, materyalin translüsent yapısı ile ilişkilendirmişlerdir. Materyalin daha fazla ışık geçirerek alt tabakalarda daha etkili foto-aktivasyon sağlandığı ve bu durumun daha yüksek ısı üretimine yol açtığı ifade edilmiştir (Maucoski ve ark., 2023). Bu çalışmada ise, ışık kaynağı fark etmeksizin ölçülen en yüksek ΔT değerini Charisma Topaz One göstermiştir (Valo Grand: $27,4 \pm 2,4$, Vega: $27,6 \pm 2,3$, Rubydent:

24,6 ± 2,1). Bu durumunun, Charisma Topaz One materyalinin yapısal farklılığını oluşturan TCD-U monomeriyle ilişkili olabileceği düşünülmektedir.

Aynı ışık kaynağı kullanıldığında, rezin kompozitler arasında T2 değeri (yalnızca ışık kaynağının oluşturduğu sıcaklık) açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir. Bunun nedeni, polimerizasyon reaksiyonun büyük ölçüde tamamlanmış olması ve kompozit materyal tipinin sıcaklık üzerinde artık belirleyici bir rol oynamamasıdır. Buna karşın T1, ΔT, T1max ve T1max'a ulaşma süresi gibi parametrelerde kompozit tipi anlamlı farklılıklar yaratmıştır. Bu bulgular doğrultusunda, çalışmanın 1. Hipotezi olan “Kompozit tipi, ısısal değişim parametreleri (T1, T2, ΔT, T1max ve T1max'a ulaşmak için geçen süre) üzerinde etkili değildir” ifadesi kısmen reddedilmiştir.

Bir kompozitin yüzey sertliği, rezin matriksin içeriğine, doldurucu partiküllerine ve bu partiküllerin özelliklerine bağlıdır (Gurgan, 2008). Literatürde, kompozitlerin sertliği; doldurucu hacim oranı (Rastelli ve ark., 2012) ve doldurucu ağırlık oranı ile pozitif yönde ilişkilendirilmiştir (Beun ve ark., 2007; Lawson & Burgess, 2015; Mota ve ark., 2006; Pontes ve ark., 2013). Bu çalışmada, en yüksek mikrosertlik değerleri genellikle ağırlıkça doldurucu oranı en fazla olan Admira Fusion x-tra kompozitinde görülmüştür. Buna karşılık, Omnicroma hem hacimce hem de ağırlıkça Charisma Topaz One'dan daha fazla doldurucu içermesine rağmen en düşük mikrosertlik değerlerini göstermiştir. Bu durum, sadece doldurucu oranına dayanarak sertlik özelliklerini genellemenin her zaman doğru olmayabileceğini göstermiştir.

Graf ve Ilie (2022) tarafından yapılan bir diğer çalışmada, tek renkli kompozit rezinlerin uzun dönem stabilitesine ilişkin gözlemler yapılmıştır. Araştırma sonuçlarına göre, bu materyallerin mekanik stabilitesi büyük ölçüde materyal formülasyonu ve özellikle de doldurucu sistem ve rezin matriks yapısıyla ilişkilendirilmiştir. Ortalama doldurucu boyutundaki göreceli artış, düzensiz partikül şekli ve rezin matrikse TCD-DI-HEA monomerinin eklenmesi sonucunda mekanik özelliklerde artış, yaşlanmaya karşı daha yüksek direnç ve yapısal güvenilirlik sağlanmıştır. Buna karşılık küresel partikül geometrisine ve düşük ortalama doldurucu boyutuna sahip sistemlerin genel olarak daha düşük mekanik performans ve yaşlanmaya karşı daha yüksek hassasiyet gösterdiği belirtilmiştir. Bununla birlikte, küresel partiküller içeren bir doldurucu sisteminin ışık iletimini arttırdığı da vurgulanmıştır. (Graf & Ilie, 2022). Bu bilgiler doğrultusunda, mevcut çalışmada Omnicroma'da görülen düşük yüzey mikrosertliği ve yüksek sertlik oranının içerdiği sferik partiküllerden kaynaklanması olasıdır. Ayrıca içeriğinde TCD-DI-HEA monomeri bulunan Charisma Topaz One kompozitinin, Omnicroma'ya kıyasla

daha yüksek yüzey mikrosertliği göstermesi bu monomerin yapısal avantajıyla ilişkilendirilebilir. İlâveten, Lucena ve ark. (2021) çalışmalarında, Omnichroma'yı tüm kalınlıklarda en yüksek translüsensi değerine sahip materyal olarak bulmuştur. Bu özellik, üretici tarafından verilen bilgiye göre, rezin matriks ile 260 nm çapındaki küresel SiO₂ - ZrO₂ doldurucular arasındaki kırılma indeksi uyumuna bağlanmaktadır (Lucena ve ark., 2021).

Nitekim, Sarıaloğlu Gungor ve ark (2023) tarafından yürütülen çalışmada da üç farklı tek renkli kompozit materyalin fizikomekanik özellikleri karşılaştırılmıştır. Yüzey mikrosertliği açısından en yüksek değer Charisma Topaz One grubunda en düşük değer ise Omnichroma grubunda saptanmış olup gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (Sarıaloğlu Gungor ve ark., 2023). Görüldüğü üzere, mevcut çalışmanın bulguları bu iki kompozit açısından değerlendirildiğinde literatürle uyum söz konusudur.

Kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliği, sertlik testleri aracılığıyla değerlendirilebilir. Literatürde, alt yüzeyde elde edilen mikrosertlik değerinin üst yüzeyin en az %80'i kadar olması durumunda yeterli derecede polimerizasyonun gerçekleştiği bildirilmiştir (Lu ve ark., 2006; Mahalaxmi, 2020). Mevcut çalışmada, kompozit tipine bağlı olarak bazı gruplar arasında anlamlı farklılıklar gözlenmesine rağmen, değerlendirilen tüm gruplarda sertlik oranı ortalaması $95,8 \pm 0,5$ ila $98,1 \pm 0,8$ arasında değişmiş olup literatürde kabul gören %80 sınırının belirgin şekilde üzerinde bulunmuştur. Bu bulgular doğrultusunda, çalışmanın 2. hipotezi olan “Kompozit tipi, mikrosertlik değerleri üzerinde (üst yüzey sertliği, alt yüzey sertliği, sertlik oranı) etkili değildir” ifadesi reddedilmiştir.

Doldurucu partikül boyutu, monomer türü ve miktarı, foto-başlatıcı türü ve miktarı, materyalin rengi ve translüsensisi, ışık kaynağının gücü, dalga boyu ve ışık uygulama süresi gibi faktörler rezin kompozitlerin polimerizasyon derecesini etkileyebilir (Tarle & Par, 2018). Yılmaz Atalı ve ark. (2022) tarafından yürütülen çalışmada, incelenen tek renkli rezin kompozitlerin DC değerleri %52-76 arasında bulunmuş ve en yüksek değer ormocer bazlı Admira Fusion x-tra, en düşük değer ise Omnichroma kompozitinde ölçülmüştür (Yılmaz Atalı ve ark., 2022). Bu sonuçlar, ormocer yapısının Si-O-Si bağları oluşturarak polimerizasyon etkinliğini arttırdığı yönündeki literatür bulgularıyla uyumlu bulunmuştur (Contreras ve ark., 2021). Omnichroma'da görülen en düşük DC ise materyalin monomer yapısı ve doldurucu partikül özellikleriyle ilişkilendirilmekle birlikte kabul edilebilir sınırlar (%50-75) içerisinde yer almıştır (Stansbury, 2012). Mevcut çalışmada, tüm ışık kaynakları altında, en yüksek DC değeri Admira Fusion x-tra kompozitinde gözlenirken, en düşük DC değeri ise genellikle Omnichroma

kompozitinde ölçülmüştür. Bu bulgular doğrultusunda, çalışmanın 3. hipotezi olan “Kompozit tipi, polimerizasyon derecesini etkilemez.” ifadesi reddedilmiştir.

Maucoski ve ark. (2023) tarafından yapılan çalışmada, polimerizasyon sırasında meydana gelen sıcaklık artışı, ışık kaynağının oluşturduğu enerji ile materyalin egzotermik reaksiyonunun birleşik etkisinin bir sonucu olarak değerlendirilmiştir. Buna karşılık, daha önce polimerize edilmiş örneklerin yeniden ışıklandığı koşullarda kaydedilen sıcaklık artışının yalnızca ışık kaynağının etkisini yansıttığı belirtilmiştir (Maucoski ve ark., 2023). Nilsen ve ark. (2020) araştırmalarında polimerize edilmemiş ve önceden polimerize edilmiş örneklerde yapılan ışık uygulamalarını karşılaştırarak, egzotermik katkının doğrudan hesaplanabildiği bir yöntem uygulamışlardır (Nilsen ve ark., 2020). Bu çalışmada da benzer bir metodoloji izlenmiş ve polimerizasyon sonrası tekrardan ışık uygulanan örnekler sayesinde hem ışık cihazı hem de kompozit materyale özgü ısı katkısı ayrıştırılabilir şekilde analiz edilmiştir. Bu yaklaşım ile, farklı kombinasyonların termal profili ayrıntılı bir şekilde değerlendirilmiş ve potansiyel biyolojik risklerin kaynakları daha net şekilde ortaya konmuştur.

Bu tez çalışmasında elde edilen T2 değerleri, daha önce polimerize edilen kompozitlerin aynı ışık kaynağı ile ışıklanması sonucu ulaşılan sıcaklığı ifade etmektedir. Elde edilen veriler değerlendirildiğinde, T2 değerinin gruplar arasında ortalama $34,00 \pm 1,4^{\circ}\text{C}$ ile $41,0 \pm 1,4^{\circ}\text{C}$ arasında değiştiği görülmüştür. Başlangıç oda sıcaklığı dikkate alındığında ışık kaynağına bağlı oluşan sıcaklık artışının yaklaşık olarak $9,0 - 16,0^{\circ}\text{C}$ aralığında olduğu bulunmuştur. Kodonas ve ark (2009) çalışmalarında, çeşitli ışık kaynaklarının pulpaya ilettiği sıcaklık artışını, mikrosirkülasyonun simüle edildiği (pulpal dolaşımın taklit edilmesi) ve edilmediği iki ayrı koşul altında değerlendirilmiştir. Mikrosirkülasyonun bulunmadığı koşullarda ışık cihazlarının pulpaya ilettiği sıcaklık artışının $8 - 16,6^{\circ}\text{C}$ arasında değiştiği, mikrosirkülasyonun taklit durumlarda ise bu artışın 4°C ’nin altında olduğu bildirilmiştir (Kodonas ve ark., 2009). Bu veriler ışığında, *in vitro* ortamda ve mikrosirkülasyon olmaksızın gerçekleştirilen bu çalışmada ışık kaynağına bağlı oluşan sıcaklık artışının, klinik ortamında pulpaya iletilecek gerçek sıcaklıktan daha yüksek olabileceği düşünülmektedir. Ancak, elde edilen bu veriler kullanılan ışık cihazlarını termal yük oluşturma potansiyelini karşılaştırmalı olarak değerlendirmek açısından önemli bulgular sağlamaktadır.

Mouhat ve ark. (2017) çalışmalarında, kalan dentin kalınlığının yaklaşık 0,6 mm olduğu ve düzleştirilmiş dentin yüzeyine ışık ucunun doğrudan temas ettiği koşullarda pulpa sıcaklığını $43,1^{\circ}\text{C}$ olarak ölçmüş ve ışık cihazının diş dokusunda termal riskler oluşturabileceğini ifade

etmiştir (Mouhat ve ark., 2017). Bu çalışmada ise Valo Grand cihazıyla elde edilen T2 değeri istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek ($39,7 \pm 1,6$ - $41,0 \pm 1,4$) bulunmuştur. Bu bulgular, kalan dentin kalınlığının azaldığı derin kavitelerde ışık cihazlarının biyotermal etkilerinin göz ardı edilmemesi gerektiğini göstermektedir.

Tam polimerizasyonu sağlamak amacıyla, ışık uygulama süresinin kontrolsüzce uzatılması, pulpa ve çevre oral dokular üzerinde oluşturabileceği olası termal etkiler dikkate alınmadan yapılmamalıdır. Başlangıçta bu konuda aksi yönde görüşler bildirilmiş olsa da, güncel araştırmalar yüksek güçlü LED ışık kaynaklarının istenmeyen sıcaklık artışına neden olabileceğini ortaya koymuştur (Atai & Motevasselian, 2009; Leprince ve ark., 2010). Bu nedenle, uzun süreli kürleme gerektiğinde, olası ısısal etkiyi azaltmak amacıyla dişin hava ile soğutulması veya her 10 saniyelik kürleme süresinden sonra 2-3 saniyelik bekleme aralıkları verilmesi önerilmektedir (Onisor ve ark., 2011). Bu çalışmada elde edilen bulgular, kullanılan tüm LED ışık kaynaklarında belirli bir düzeyde sıcaklık artışı meydana geldiğini göstermektedir. Özellikle dentin kalınlığının az olduğu klinik durumlarda, ışık kaynaklarının olası termal riskler açısından dikkatli kullanılması önerilmektedir.

Nilsen ve ark (2020) çalışmalarında, polimerizasyon sırasında oluşan sıcaklık artışının büyük ölçüde ışık kaynağının etkisine bağlı olduğunu, kompozit materyalin egzotermik etkisinin ise sınırlı düzeyde kaldığını belirtmişlerdir (Nilsen ve ark., 2020). Ancak bu yaklaşım, mevcut çalışma verileri için genellenebilir nitelikte değildir. Bu çalışmada; polimerizasyonun 20. saniyesinde kaydedilen T1 değerleri, polimerize edilen örneklerin tekrar ışıklanması ile elde edilen T2 değerleri ve T1max değerleri incelendiğinde, tüm kompozit gruplarında Valo Grand cihazının istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek sıcaklıklar oluşturduğu belirlenmiştir. Bu bulgular, ışık kaynağı türünün sıcaklık artışında etkili olduğunu açıkça göstermektedir. Buna karşılık, aynı kompozit kullanıldığında, ΔT değeri ve T1 max'a ulaşma süresi açısından ışık kaynakları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir. Ancak farklı kompozitler karşılaştırıldığında, ΔT ve T1max'a ulaşma süresi açısından anlamlı farklar bulunmuştur. Bu durum, egzotermik reaksiyona bağlı olarak oluşan ΔT değerinin ve maksimum sıcaklığa ulaşma süresinin esas olarak kompozit materyale özgü bir özellik olduğunu göstermiştir.

Mevcut oda sıcaklığı referans alındığında ve T2 değerleri incelendiğinde, yalnızca ışık kaynağına bağlı en yüksek sıcaklık artışının yaklaşık 16°C civarında olduğu görülmektedir. Buna karşılık ΔT değerleri incelendiğinde, sıcaklık artışı Charisma Topaz One kompozitinde

en yüksek ölçülürken ($24,6 \pm 2,1$ - $27,6 \pm 2,3$), Admira Fusion x-tra kompozitinde en düşük ($8,9 \pm 2,0$ - $10,4 \pm 1,7$) ölçülmüştür. Bu bulgular kompozit materyale özgü egzotermik reaksiyon katkısının, toplam sıcaklık artışında önemli rol oynadığını ve bazı durumlarda ışık kaynağı etkisinden daha belirleyici olabileceğini göstermektedir. Bu bulgular doğrultusunda, çalışmanın 4. hipotezi olan “Farklı ışık kaynakları, ısısal değişim parametreleri (T_1 , T_2 , ΔT , T_{1max} ve T_{1max} ’a ulaşma süresi) üzerinde etkili değildir” ifadesi kısmen reddedilmiştir. T_1 , T_2 , T_{1max} ışık kaynağından etkilenmiş; buna karşılık ΔT ve T_{1max} ’a ulaşma süresi parametrelerinde ışık kaynağına bağlı anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir.

Price ve ark. (2020), ışık kaynaklarının performansını değerlendirirken yalnızca ortalama irradyans değerlerine güvenmenin yanıltıcı olabileceğini belirtmiştir. ISO10650 standartlarına göre hesaplanan 1822 mW/cm^2 ’lik ortalama irradyans değerine sahip bir cihazda yapılan beam profil analizinde, ışık ucunun dört farklı bölgesinde 12600 mW/cm^2 ’yi aşan sıcak nokta (hot spot) alanları saptamıştır. Bu yoğunluk, ISO standardının izin verdiği 4000 mW/cm^2 sınırını üç kat aşmaktadır (Price ve ark., 2020). Bu çalışmada, T_1 ve T_2 sıcaklık değerleri ışık kaynaklarına göre karşılaştırıldığında, anlamlı farklılıklar görülmüştür. Özellikle ışık kaynaklarına bağlı oluşan T_2 sıcaklık değeri Valo Grand cihazında istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Ancak Shimokawa ve ark (2018) çalışmalarında Valo Grand’ın diğer LED ışık kaynaklarına göre daha homojen bir beam profil analizi sunduğunu bildirmiştir (Shimokawa ve ark., 2018). Bu durum, gözlenen sıcaklık artışının yalnızca ışık dağılımının homojen olup olmamasıyla açıklanamayacağını göstermektedir.

LED ışık kaynaklarında, cihazın optik ucundan, belirli bir yüzey alanı üzerinden çıkan toplam ışık enerjisi radyant çıkış (mW/cm^2) olarak tanımlanırken, bu ışığın restorasyon yüzeyine ulaşan kısmı irradyans (mW/cm^2) olarak ifade edilir. Bu iki değer, cihaz ucu kompozit yüzeye tamamen temas ettiğinde veya çok yakın olduğunda eşit olabilir. Ancak cihaz ile yüzey arasındaki mesafe arttıkça, ışık demetinin yayılması ve saçılması nedeniyle irradyans azalır. Literatürde, üç farklı LED ışık kaynağı ile yapılan ölçümlerde, uç ile yüzey arasında 10-11 mm mesafe olduğunda irradyansın %20-25 oranında azaldığı bildirilmiştir (Algamaiah & Watts, 2023). Bu tez çalışmasında kullanılan Valo Grand ışık kaynağının ise yüksek ışık penetrasyon derinliği ve düşük ışık saçılımına sahip olduğu belirtilmiştir (Korkut, 2022a). Bu özellik, Valo Grand ışık kaynağının radyant çıkış ve irradyans değerlerinin birbirine oldukça yakın olabileceğini düşündürmektedir. Nitekim, Valo Grand ile polimerizasyon sırasında diğer ışık kaynaklarına kıyasla daha fazla ısı oluşması bu durumu destekler niteliktedir. Literatürde, diğer ışık kaynaklarının penetrasyon derinliği ve ışık saçılımını değerlendiren çalışmalar yer

almamaktadır. Bu nedenle ışık kaynaklarının ışık yayılım özellikleri ve penetrasyon derinlikleri arasındaki farkın daha net ortaya konabilmesi için ileri düzey karşılaştırmalı çalışmalara ihtiyaç vardır.

Emisyon pik noktaları, 380-410 nm ve 470 nm civarında olan çok dalga boylu LED ışık kaynakları, farklı içeriğe sahip dental adeziv ve kompozitlerin etkin polimerizasyonu için ideal kabul edilmektedir (Ilie & Hickel, 2008). Tek dalga boylu LED ışık kaynaklarının emisyonu nispeten daha dardır ve genellikle kamforokinonun absorpsiyon aralığına uymak için 470 nm civarındadır (Shimokawa ve ark., 2017). Tek dalga boylu LED'ler, yalnızca kamforokinonun absorpsiyon spektrumuna uygun dalga boyunda ışık yaydıkları için, alternatif başlatıcılar içeren rezin kompozitlerin yeterli düzeyde polimerizasyonunu sağlamayabilirler (Lima ve ark., 2012). Bu çalışmada kullanılan ışık cihazları, spektral emisyon profilleri bakımından farklılık göstermektedir. Vega ve Valo Grand çok dalga boylu ışık kaynakları olup geniş bir spektral aralıkta ışık yaymaktadır. Buna karşılık Rubydent cihazı ise, spektrometre verilerine göre yalnızca tek bir dalga boyunda ışık yayan bir cihazdır. Bu materyal seçimi, farklı spektral emisyon özelliklerine sahip LED ışık cihazlarının polimerizasyon etkinliklerinin değerlendirilmesine olanak tanımaktadır.

Çalışmada kullanılan tüm kompozitlerin, üst yüzey mikrosertlik değerleri alt yüzey mikrosertlik değerlerinden daha yüksek bulunmuştur. Bu durum, ışığın kompozit materyal içerisindeki ilerleyişi sırasında meydana gelen absorpsiyon ve saçılma nedeniyle alt tabakalara iletilen ışık gücünün azalmasına bağlanmaktadır. Işık gücündeki bu azalma, alt yüzeylerdeki foto-başlatıcı aktivasyonunu sınırlayarak polimerizasyon veriminin düşmesine ve buna bağlı olarak mikrosertlik değerlerinin azalmasına yol açabilmektedir. Bu bulgular, farklı yıllarda gerçekleştirilen çeşitli çalışmalarda paralellik göstermektedir (Bouschlicher ve ark., 2004; Soto-Montero ve ark., 2020; Topcu ve ark., 2010; Yılmaz Atalı ve ark., 2022).

Üçüncü nesil LED cihazların, ikinci nesil LED'lere kıyasla daha geniş yelpazedeki kompozitleri etkin şekilde polimerize edebileceği belirtilmiştir (Hicks ve ark., 2005). Price ve ark. (2010) tarafından yapılan çalışmada, aynı toplam enerji uygulandığında test edilen tüm kompozit materyallerde, geniş spektruma sahip üçüncü nesil LED ışık kaynaklarının, ikinci nesil kaynaklara kıyasla eşdeğer ya da daha yüksek mikrosertlik sağladığı bildirilmiştir (Price ve ark., 2010). Bu çalışmada uygulanan toplam enerji miktarları tamamen eşit olmamakla birlikte birbirine yakındır ve bulgular, Price ve ark. (2006) çalışmasını destekler niteliktedir. Admira Fusion x-tra kompozitinde, Valo Grand (çoklu pik, 3.reneryasyon) ile elde edilen üst

yüzey mikrosertliği, istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olmakla birlikte Vega (çoklu pik, 3. jenerasyon) ve Rubydent (tek pik, 2. jenerasyon) arasında anlamlı fark görülmemiştir. Aynı materyalin alt yüzey mikrosertliği değerlendirildiğinde ise tüm ışık kaynakları arasında anlamlı fark bulunmuş; en düşük değerler Rubydent ile elde edilmiştir. Charisma Topaz One kompozitinin alt ve üst yüzey mikrosertlik değerleri incelendiğinde, ışık kaynakları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir. Omnichroma kullanıldığında ise en yüksek üst yüzey mikrosertliğine Valo Grand ile ulaşılmakla birlikte tüm ışık kaynakları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık mevcuttur. Omnichroma'nın alt yüzey mikrosertliği değerlendirildiğinde, Rubydent ile elde edilen değerlerin diğer iki cihaza göre anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmüştür. Sonuç olarak, mikrosertlik değerleri açısından ışık kaynakları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmasına karşın bu değerlerin sayısal olarak birbirine oldukça yakın olması, bu farkın klinik açıdan anlamlı olmayabileceğini düşündürmektedir.

Maghaireh ve ark. (2019), farklı bulk-fill kompozitleri çeşitli kalınlıklarda değerlendirdikleri çalışmalarında, sertlik oranı için %80 değerini klinik eşik kabul etmişler ve özellikle 6 mm kalınlıkta hiçbir materyalin bu sınırı aşmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca, çalışmada kullanılan polywave ve monowave ışık cihazları arasında sertlik açısından istatistiksel farkın sınırlı düzeyde kaldığı; en güçlü etkinin kompozit tipi ve materyal kalınlığına bağlı olduğu belirtilmiştir (Maghaireh ve ark., 2019). Mevcut çalışmada değerlendirilen tüm gruplarda, sertlik oranı $95,8 \pm 0,5$ ile $98,1 \pm 0,8$ arasında değişmiş olup, literatürde kabul gören %80 sınırının belirgin şekilde üzerinde bulunmuştur. Kullanılan üç farklı ışık cihazı arasında bazı kompozit gruplarında (Omnichroma) istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmış olsa da tüm gruplarda elde edilen mikrosertlik oranı klinik olarak yeterli düzeydedir. Bu durum, kullanılan üç ışık cihazının da kompozit materyallerin tüm katmanlarında etkin bir polimerizasyon sağladığını düşündürmektedir. Bu bulgular doğrultusunda, çalışmanın 5. hipotezi olan “Farklı ışık kaynakları, mikrosertlik değerleri (üst yüzey mikrosertliği, alt yüzey mikrosertliği, sertlik oranını) üzerinde etkili değildir” ifadesi reddedilmiştir.

Bal ve ark. (2023) tarafından yapılan kapsamlı değerlendirmede, foto-başlatıcıların absorpsiyon spektrumu ile ışık cihazlarının spektral çıkış aralığı arasında uyum bulunmaması durumunda, polimerizasyonun yeterli düzeyde gerçekleşmeyeceği vurgulanmıştır. Özellikle TPO ve Ivocerin gibi alternatif foto-başlatıcı içeren kompozit materyaller, tek dalga boylu cihazlarla kullanıldığında yetersiz aktivasyona bağlı olarak mekanik özelliklerin ve biyouyumluluğun olumsuz yönde etkileneceği ifade edilmiştir. Bu durumda, kullanılan ışık kaynağının sadece

irradıyansı değil aynı zamanda dalga boyu aralığı da dikkate alınmalıdır (Bal ve ark., 2023). Mevcut çalışmada kullanılan ışık kaynakları farklı spektral emisyon profiline sahip olmalarına rağmen, cihazlar arasında dönüşüm derecesi açısından anlamlı bir fark olmaması, kullanılan rezin kompozitlerin CQ bazlı foto-başlatıcı içermesi ile açıklanabilir.

Bilge ve İpek (2024) alışmalarında, iki farklı LED ışık kaynağı ve üç farklı rezin kompozitin polimerizasyon derecesi (DC) üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Bulgular, kompozit materyal türünün DC üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etki oluşturduğunu; ancak ışık cihazları arasında istatistiksel olarak anlamlı farkın yalnızca bazı materyallerde gözleendiğini ortaya koymuştur (Bilge & İpek, 2024). Siagian ve ark (2020) tarafından yapılan çalışmada da, aynı bulk-fill kompozit materyalin ikinci ve üçüncü nesil LED cihazlarla polimerizasyonu arasında polimerizasyon derecesi açısından anlamlı bir fark saptanmamıştır (Siagian ve ark., 2020). Bu çalışmada ise, üç farklı LED ışık cihazı ve üç farklı kompozit materyal kullanılmış ve DC incelenmiştir. En yüksek DC ortalaması, Valo Grand ile polimerize edilen ormocer bazlı Admira Fusion x-tra grubunda ($84,6 \pm 1,2$), en düşük ise Rubydent ile polimerize edilen Omnichroma grubunda ($50,6 \pm 3,6$) ölçülmüştür. Genel analizde, ışık cihazı farklılığının DC üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etki göstermediği, ancak kompozit materyal türünün anlamlı farklılık oluşturduğu bulunmuştur. Bu bulgular doğrultusunda, çalışmanın 6. hipotezi olan “Farklı ışık kaynakları, dönüşüm derecesi üzerinde etkili değildir” hipotezi reddedilmiştir.

Literatürde, serbest radikal polimerizasyonu sırasında çift karbon bağlarının ($C=C$) tek karbon bağlarına ($C-C$) dönüşümü ile polimerizasyon sırasında açığa çıkan ısının doğrudan ilişkili olduğu bildirilmiştir (Al-Qudah ve ark., 2005; Emami & Söderholm, 2003; Kim ve ark., 2017).

Lempel ve ark (2021) araştırmalarında, farklı kompozitlerin polimerizasyonu sırasında oluşan sıcaklık değişimlerini ve dönüşüm derecelerini değerlendirmiş ve bu iki parametre arasında ilişki saptamıştır. Araştırmacılar, ısı artışı daha yüksek olan kompozitlerin polimerizasyon derecesinin de daha yüksek olduğunu bildirilmiştir (Lempel ve ark., 2021). Ancak, bu tez çalışmanın bulguları aynı doğrultuda değildir. Isı artışını ifade eden ΔT ile polimerizasyon derecesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon saptanmamıştır. Ayrıca, test edilen kompozitler arasında en düşük ısı artışını gösteren Admira Fusion x-tra, en yüksek polimerizasyon derecesine ulaşmıştır. Bu durumun, Admira Fusion x-tra’nın ormocer içeriğinden kaynaklandığı düşünölmektedir. Tercih edilen kompozitlerin farklı monomer içerikleri, doldurucu partiköl boyutları, doldurucu oranları ve optik özellikleri gibi kompleks yapısal özellikleri bu sonuca neden olmuş olabilir.

Her bilimsel çalışmada olduğu gibi, bu tez çalışmasının da bazı sınırlılıkları bulunmaktadır. Bulguların yorumlanmasında bu limitasyonların göz önünde bulundurulması, sonuçların geçerliliği ve klinik uygulamalara aktarımı açısından önem taşımaktadır. Bu tez çalışmasının limitasyonları aşağıda ifade edildiği gibidir:

Bu çalışma, kontrollü *in vitro* koşullarda gerçekleştirilmiş olup, elde edilen bulgular gerçek klinik koşulları tam olarak yansıtmamaktadır. Araştırmada, polimerizasyon sürecinde oluşan ısısal değişimler kompozit materyaller üzerinden değerlendirilmiş; gerçek diş dokularına ait yapılar çalışma modelinde yer almamıştır. Bu durum, restoratif uygulamalarda karşılaşılan gerçek doku tepkilerinin göz ardı edilmesine neden olabilmektedir.

Termal analizler oda sıcaklığında gerçekleştirilmiştir. Bu sıcaklığın, ağız içi ortalama sıcaklıktan daha düşük olması, polimerizasyon sürecindeki ısısal değişim miktarını etkileyebilir. Ayrıca, ağız içi ortamda yer alan biyolojik soğutma mekanizmaları (dentin dokusu varlığı, dentin sıvısı, tükürük akışı, kan dolaşımı) bu çalışma modelinde yer almadığı için, elde edilen sıcaklık artışı değerleri klinik ortamda gözlenenlerden daha yüksek olabilir.

Çalışmada kullanılan tüm ışık kaynakları, üretici firmalar tarafından belirtilen standart modlarda kullanılmıştır. Ancak bu ışık kaynaklarının ışık güçleri (iradyans) farklılık göstermektedir. Bu durum, polimerizasyon sürecinde oluşan ısı artışı ve materyal davranışları üzerinde doğrudan etkili olabilir. Dolayısıyla, elde edilen sonuçlar değerlendirilirken yalnızca ışık kaynağının türü ve modu değil aynı zamanda ışık gücünün de etkili bir değişken olduğu göz önünde bulundurulmalıdır.

Bu çalışmada elde edilen bulgulara göre aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Rezin kompozit materyalin yapısı ve ışık kaynağının özellikleri, polimerizasyon reaksiyonu sırasında meydana gelen ısısal değişim üzerinde etkilidir. Özellikle pulpaya yakın restorasyonlar yapılırken, kompozit materyal ve ışık kaynağı seçimi, oluşabilecek biyotermal etkiler göz önünde bulunarak gerçekleştirilmelidir.
2. Rezin kompozitlerin içerikleri ve ışık kaynaklarının spektral özellikleri ile güç profilleri mikrosertlik üzerinde etkilidir. Özellikle yüksek oklüzal stres altındaki restorasyon bölgelerinde, daha yüksek mikrosertlik değeri sağlayan kompozit-ışık kaynağı kombinasyonlarının tercih edilmesi, restorasyonun mekanik dayanıklılığı ve klinik başarısı açısından önemlidir.

3. Rezin kompozit materyalin kimyasal yapısı, polimerizasyon derecesi üzerinde etkilidir ancak ışık kaynaklarının bu parametre üzerinde etkisi yoktur. Bununla birlikte, tüm kompozit-ışık kaynağı etkileşimlerinde elde edilen polimerizasyon derecesi değerleri, klinik olarak kabul edilen yeterlilik sınırının üzerinde bulunmuştur.



8. KAYNAKLAR

- Adams, K. R., Savett, D. A., Lien, W., Raimondi, C., & Vandewalle, K. S. (2022). Evaluation of a Novel “Quad” wavelength light curing unit. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 14(10), e815.
- Aguiar, F. H. B., Lazzari, C. R., Lima, D. A. N. L., Ambrosano, G. M. B., & Lovadino, J. R. (2005). Effect of light curing tip distance and resin shade on microhardness of a hybrid resin composite. *Brazilian oral research*, 19, 302-306.
- Al-Qudah, A., Mitchell, C., Biagioni, P., & Hussey, D. (2005). Thermographic investigation of contemporary resin-containing dental materials. *Journal of Dentistry*, 33(7), 593-602.
- Al-Qudah, A., Mitchell, C., Biagioni, P., & Hussey, D. (2007). Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring. *Journal of Dentistry*, 35(3), 238-245.
- Albino, L. G. B., Rodrigues, J. A., Kawano, Y., & Cassoni, A. (2011). Knoop microhardness and FT-Raman evaluation of composite resins: influence of opacity and photoactivation source. *Brazilian oral research*, 25, 267-273.
- Algamaiah, H., & Watts, D. C. (2023). How Do I Select and Deploy Light Curing Units for BFC? In *Bulk Fill Resin Composites in Dentistry: A Clinical Guide* (pp. 51-65). Springer.
- Alshali, R. Z., Silikas, N., & Satterthwaite, J. D. (2013). Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dental Materials*, 29(9), e213-e217.
- Alzraikat, H., Burrow, M. F., Maghaireh, G., & Taha, N. (2018). Nanofilled resin composite properties and clinical performance: a review. *Operative dentistry*, 43(4), E173-E190.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
- Assaf, C., Fahd, J.-C., & Sabbagh, J. (2020). Assessing dental light-curing units' output using radiometers: a narrative review. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*, 10(1), 1-8.
- Atai, M., Ahmadi, M., Babanzadeh, S., & Watts, D. C. (2007). Synthesis, characterization, shrinkage and curing kinetics of a new low-shrinkage urethane dimethacrylate monomer for dental applications. *Dental Materials*, 23(8), 1030-1041.
- Atai, M., & Motevasselian, F. (2009). Temperature rise and degree of photopolymerization conversion of nanocomposites and conventional dental composites. *Clinical Oral Investigations*, 13, 309-316.
- Augusto, M. G., Borges, A. B., Pucci, C. R., Mailart, M. C., & Torres, C. R. G. (2018). Effect of whitening toothpastes on wear and roughness of ormocer and methacrylate-based composites. *American journal of dentistry*, 31(6), 303-308.

- Awad, D., & Ilie, N. (2013). Effect of polymerisation and ageing on the incremental bond strength of ormocer-based dental materials. *Clinical Oral Investigations*, 17, 1339-1347.
- Bacchi, A., Feitosa, V. P., da Silva Fonseca, A. S. Q., Cavalcante, L. M. A., Silikas, N., & Schneider, L. F. J. (2015). Shrinkage, stress, and modulus of dimethacrylate, ormocer, and silorane composites. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 18(5), 384-388.
- Bakhsh, T. A., Alfaifi, A., Alghamdi, Y., Nassar, M., & Abuljadyel, R. A. (2023). Thermal sensing of photo-activated dental resin composites using infrared thermography. *Polymers*, 15(20), 4117.
- Bakhsh, T. A., Bakhsh, A., Shokry, Y., & Jamleh, A. (2020). Assessment of thermal changes in different restorative materials using a thermal camera. *Lasers in Dentistry XXVI*,
- Bal, H., Yazicioglu, O., & Erdilek, D. (2023). Fotoinitatörlerin Absorbsiyon Spektrumları ve Karşılaştırılmalarının Grafiksel İncelemesi. *Journal of International Dental Sciences (Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi)*, 9(2), 84-91.
- Baldi, A., Scattina, A., Ferrero, G., Comba, A., Alovise, M., Pasqualini, D., Peroni, L., Muggeo, M., Germanetti, F., & Scotti, N. (2022). Highly-filled flowable composite in deep margin elevation: FEA study obtained from a microCT real model. *Dental Materials*, 38(4), e94-e107.
- Baroudi, K., Silikas, N., & Watts, D. C. (2009). In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites. *International journal of paediatric dentistry*, 19(1), 48-54.
- Bektaş, Ö. Ö., Siso, Ş. H., & Eren, D. (2006). Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar.
- Beun, S., Glorieux, T., Devaux, J., Vreven, J., & Leloup, G. (2007). Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dental Materials*, 23(1), 51-59.
- Bilge, K., & İpek, İ. (2024). Effects of different LED light curing units on the degree of conversion and microhardness of different composites: FT-IR and SEM-EDX analysis. *Polymer Bulletin*, 81(15), 13825-13838.
- Bjørndal, L., & Mjör, I. A. (2001). Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 4: Dental caries--characteristics of lesions and pulpal reactions. *Quintessence international*, 32(9).
- Bouillaguet, S., Caillot, G., Forchelet, J., Cattani-Lorente, M., Wataha, J. C., & Krejci, I. (2005). Thermal risks from LED-and high-intensity QTH-curing units during polymerization of dental resins. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 72(2), 260-267.

- Bouschlicher, M. R., Rueggeberg, F. A., & Wilson, B. M. (2004). Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent*, 29(6), 698-704.
- Cavalcanti, B. N., Otani, C., & Rode, S. M. (2002). High-speed cavity preparation techniques with different water flows. *The Journal of prosthetic dentistry*, 87(2), 158-161.
- Chen, M.-H. (2010). Update on dental nanocomposites. *Journal of dental research*, 89(6), 549-560.
- Cheng, L. (2019). Development and status of resin composite as dental restorative materials.
- Chung, K., & Greener, E. (1988). Degree of conversion of seven visible light-cured posterior composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 15(6), 555-560.
- Contreras, S. C. M., Jurema, A. L. B., Claudino, E. S., Bresciani, E., & Caneppele, T. M. F. (2021). Monowave and polywave light-curing of bulk-fill resin composites: degree of conversion and marginal adaptation following thermomechanical aging. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 8(1), 72-78.
- Craig, R., & Powers, J. (2002). Restorative dental materials, 11th edn, St. Louis: Mosby, 348-370.
- Çoğulu, D., Ersin, N., & Ertuğrul, F. (2007). Renk, Işınlama Mesafesi ve Işınlama Süresinin İki Farklı Kompomer Materyalinin Yüzey Sertliği Üzerine Etkisinin İncelenmesi. *INTERNATIONAL ARCHIVES OF DENTAL SCIENCES*, 28(2), 187-192.
- Ebaya, M. M., Ali, A. I., El-Haliem, H. A., & Mahmoud, S. H. (2022). Color stability and surface roughness of ormocer-versus methacrylate-based single shade composite in anterior restoration. *BMC Oral Health*, 22(1), 430.
- El-Maksoud, O. A., Hamama, H. H. H., Wafaie, R. A., El-Wassefy, N., & Mahmoud, S. H. (2023). Effect of shelf-storage temperature on degree of conversion and microhardness of composite restorative materials. *BMC Oral Health*, 23(1), 57.
- Emami, N., & Söderholm, K. J. M. (2003). How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites. *European journal of oral sciences*, 111(6), 536-542.
- Ferracane, J., Mitchem, J., Condon, J., & Todd, R. (1997). Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *Journal of dental research*, 76(8), 1508-1516.
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite—State of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29-38.
- Ferracane, J. L. (2013). Resin-based composite performance: are there some things we can't predict? *Dental Materials*, 29(1), 51-58.
- Fleming, M. G., & Maillet, W. A. (1999). Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *Journal-Canadian Dental Association*, 65, 447-452.
- Flury, S., Lussi, A., Hickel, R., & Ilie, N. (2013). Light curing through glass ceramics with a second-and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements. *Clinical Oral Investigations*, 17, 2127-2137.

- Fugolin, A., & Pfeifer, C. (2017). New resins for dental composites. *Journal of dental research*, 96(10), 1085-1091.
- German, M. J. (2022). Developments in resin-based composites. *British Dental Journal*, 232(9), 638-643.
- Gokce, K., Ersoy, M., Ozel, E., & Sabuncu, H. (2013). Effect of different light curing systems on surface hardness of composite resins. *Balkan Journal of Stomatology*, 17(2), 75-78.
- Gonulol, N., Ozer, S., & Tunc, E. S. (2016). Effect of a third-generation LED LCU on microhardness of tooth-colored restorative materials. *International journal of paediatric dentistry*, 26(5), 376-382.
- Gordan, V. V., Patel, S. B., Barrett, A. A., & Shen, C. (2003). Effect of surface finishing and storage media on bi-axial flexure strength and microhardness of resin-based composite. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON*-, 28(5), 560-567.
- Graf, N., & Ilie, N. (2022). Long-term mechanical stability and light transmission characteristics of one shade resin-based composites. *Journal of Dentistry*, 116, 103915.
- Gurgan, S. (2008). The effect of three different mouthrinses on the surface hardness, gloss and colour change of bleached nano composite resins. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 16(3), 104-108.
- Habib, E., Wang, R., & Zhu, X. (2018). Correlation of resin viscosity and monomer conversion to filler particle size in dental composites. *Dental Materials*, 34(10), 1501-1508.
- Hamze, F., Nasab, S. A. G., Eskandarizadeh, A., Shahravan, A., Fard, F. A., & Sinaee, N. (2018). Thermal scanning of dental pulp chamber by thermocouple system and infrared camera during photo curing of resin composites. *Iranian Endodontic Journal*, 13(2), 195.
- Hannig, M., & Bott, B. (1999). In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dental Materials*, 15(4), 275-281.
- Heintze, S. D., Rousson, V., & Hickel, R. (2015). Clinical effectiveness of direct anterior restorations—a meta-analysis. *Dental Materials*, 31(5), 481-495.
- Hicks, R., Burgess, J., & Winkler, M. (2005). Hardness of eight composites cured with two led curing lights [Abstract] *Spec Iss AJ Dent. Res*, 84, 505.
- Ilie, N., & Hickel, R. (2008). Can CQ be completely replaced by alternative initiators in dental adhesives? *Dental Materials Journal*, 27(2), 221-228.
- Itota, T., Carrick, T. E., Yoshiyama, M., & McCabe, J. F. (2004). Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dental Materials*, 20(9), 789-795.
- İyibilir, A. F., Demirci, M., Tuncer, S., Tekçe, N., & Duman, Ö. (2024). The Effect of Different Light Curing Modes on the Microhardness Value of Different Composite Resins.
- Jandt, K. D., & Mills, R. W. (2013). A brief history of LED photopolymerization. *Dental Materials*, 29(6), 605-617.

- Kantovitz, K. R., Pascon, F. M., Nobre-dos-Santos, M., & Puppini-Rontani, R. M. (2010). Review of the effects of infiltrants and sealers on non-cavitated enamel lesions. *Oral health & preventive dentistry*, 8(3), 295-305.
- Kavuncu, G., Yilmaz, A. M., Karademir Yilmaz, B., Yilmaz Atali, P., Altunok, E. C., Kuru, L., & Agrali, O. B. (2020). Cytotoxicity of different nano composite resins on human gingival and periodontal ligament fibroblast cell lines: an in vitro study. *Biomedicines*, 8(3), 48.
- Khajuria, R. R., Madan, R., Agarwal, S., Gupta, R., Vadavadi, S. V., & Sharma, V. (2015). Comparison of temperature rise in pulp chamber during polymerization of materials used for direct fabrication of provisional restorations: An in-vitro study. *European journal of dentistry*, 9(02), 194-200.
- Kim, K.-H., Ong, J. L., & Okuno, O. (2002). The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *The Journal of prosthetic dentistry*, 87(6), 642-649.
- Kim, M.-J., Kim, R. J.-Y., Ferracane, J., & Lee, I.-B. (2017). Thermographic analysis of the effect of composite type, layering method, and curing light on the temperature rise of photo-cured composites in tooth cavities. *Dental Materials*, 33(10), e373-e383.
- Klauer, E., Belli, R., Petschelt, A., & Lohbauer, U. (2019). Mechanical and hydrolytic degradation of an Ormocer®-based Bis-GMA-free resin composite. *Clinical Oral Investigations*, 23, 2113-2121.
- Kodonas, K., Gogos, C., & Tziafa, C. (2009). Effect of simulated pulpal microcirculation on intrachamber temperature changes following application of various curing units on tooth surface. *Journal of Dentistry*, 37(6), 485-490.
- Korkmaz, Y., Ozel, E., Attar, N., & Aksoy, G. (2008). The influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites. *Operative dentistry*, 33(1), 44-50.
- Korkut, B. (2022a). Foto-polimerizasyon. In *Anterior Estetikte Kompozit Restorasyonlar* (pp. 167-180). Quinstessence Publishing.
- Korkut, B. (2022b). Kompozit Materyal Seçimi. In *Anterior Estetikte Kompozit Restorasyonlar* (pp. 73-137). Quinstessence Publishing.
- Korkut, B., Tarçın, B., Atalı, P. Y., & Özcan, M. (2023). Introduction of a new classification for resin composites with enhanced color adjustment potential. *Current Oral Health Reports*, 10(4), 223-232.
- Korkut, B., & Türkmen, C. (2021). Longevity of direct diastema closure and recontouring restorations with resin composites in maxillary anterior teeth: A 4-year clinical evaluation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33(4), 590-604.
- Kwon, S.-J., Park, Y.-J., Jun, S.-H., Ahn, J.-S., Lee, I.-B., Cho, B.-H., Son, H.-H., & Seo, D.-G. (2013). Thermal irritation of teeth during dental treatment procedures. *Restorative dentistry & endodontics*, 38(3), 105-112.

- Kwon, T. Y., Bagheri, R., Kim, Y. K., Kim, K. H., & Burrow, M. F. (2012). Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 3(1), 3-16.
- Lawson, N. C., & Burgess, J. O. (2015). Wear of nanofilled dental composites at varying filler concentrations. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 103(2), 424-429.
- Lee, Y.-K., Yu, B., Lim, H.-N., & Lim, J. I. (2011). Difference in the color stability of direct and indirect resin composites. *Journal of Applied Oral Science*, 19, 154-160.
- Leinfelder, K. F. (2005). Indirect posterior composite resins. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 26(7), 495-503; quiz 504, 527.
- Lempel, E., Óri, Z., Kincses, D., Lovász, B. V., Kunsági-Máté, S., & Szalma, J. (2021). Degree of conversion and in vitro temperature rise of pulp chamber during polymerization of flowable and sculptable conventional, bulk-fill and short-fibre reinforced resin composites. *Dental Materials*, 37(6), 983-997.
- Leonard, D. L., Charlton, D. G., Roberts, H. W., & Cohen, M. E. (2002). Polymerization efficiency of LED curing lights. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 14(5), 286-295.
- Leprince, J., Devaux, J., Mullier, T., Vreven, J., & Leloup, G. (2010). Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. *Operative dentistry*, 35(2), 220-230.
- Leprince, J. G., Palin, W. M., Hadis, M. A., Devaux, J., & Leloup, G. (2013). Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dental Materials*, 29(2), 139-156.
- Lima, A. F., de Andrade, K. M. G., da Cruz Alves, L. E., Soares, G. P., Marchi, G. M., Aguiar, F. H. B., Peris, A. R., & Mitsui, F. H. O. (2012). Influence of light source and extended time of curing on microhardness and degree of conversion of different regions of a nanofilled composite resin. *European journal of dentistry*, 6(02), 153-157.
- Lloret, P. R., Rode, K. M., & Turbino, M. L. (2004). Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. *Brazilian oral research*, 18, 271-275.
- Lloyd, C., & Brown, E. (1984). The heats of reaction and temperature rises associated with the setting of bonding resins. *Journal of Oral Rehabilitation*, 11(4), 319-324.
- Lohbauer, U., Rahiotis, C., Krämer, N., Petschelt, A., & Eliades, G. (2005). The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dental Materials*, 21(7), 608-615.
- Lu, H., Lee, Y.-K., Oguri, M., & Powers, J. M. (2006). Properties of a dental resin composite with a spherical inorganic filler. *Operative dentistry*, 31(6), 734-740.
- Lucena, C., Ruiz-López, J., Pulgar, R., Della Bona, A., & Pérez, M. M. (2021). Optical behavior of one-shaded resin-based composites. *Dental Materials*, 37(5), 840-848.

- Maghaireh, G., Price, R., Abdo, N., Taha, N., & Alzraikat, H. (2019). Effect of thickness on light transmission and vickers hardness of five bulk-fill resin-based composites using polywave and single-peak light-emitting diode curing lights. *Operative dentistry*, 44(1), 96-107.
- Maghaireh, G., Taha, N., & Alzraikat, H. (2017). The silorane-based resin composites: a review. *Operative dentistry*, 42(1), E24-E34.
- Mahalaxmi, S. (2020). *Materials used in Dentistry*. Wolters Kluwer india Pvt Ltd.
- Makvandi, P., Jamaledin, R., Jabbari, M., Nikfarjam, N., & Borzacchiello, A. (2018). Antibacterial quaternary ammonium compounds in dental materials: A systematic review. *Dental Materials*, 34(6), 851-867.
- Marghalani, H. Y., & Watts, D. C. (2013). Viscoelastic stability of resin-composites aged in food-simulating solvents. *Dental Materials*, 29(9), 963-970.
- Marovic, D., Panduric, V., Tarle, Z., Ristic, M., Sariri, K., Demoli, N., Klaric, E., Jankovic, B., & Prskalo, K. (2013). Degree of conversion and microhardness of dental composite resin materials. *Journal of molecular structure*, 1044, 299-302.
- Marovic, D., Par, M., Daničić, P., Marošević, A., Bojo, G., Alerić, M., Antić, S., Puljić, K., Badovinac, A., & Shortall, A. C. (2025). The Role of Rapid Curing on the Interrelationship Between Temperature Rise, Light Transmission, and Polymerisation Kinetics of Bulk-Fill Composites. *International journal of molecular sciences*, 26(6), 2803.
- Maucoski, C., Price, R. B., & Arrais, C. A. G. (2023). Temperature changes and hardness of resin-based composites light-cured with laser diode or light-emitting diode curing lights. *Odontology*, 111(2), 387-400.
- McCabe, J. F., & Walls, A. W. (2013). *Applied dental materials*. John Wiley & Sons.
- Miletic, V. (2017). Development of dental composites. In *Dental Composite Materials for Direct Restorations* (pp. 3-9). Springer.
- Miletic, V., Ivanovic, V., Dzeletovic, B., & Lezaja, M. (2009). Temperature Changes in Silorane-, Ormocer-, and Dimethacrylate-Based Composites and Pulp Chamber Roof during Light-Curing. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 21(2), 122-131.
- Mohammed, A., & Ario, S. (2015). Resin-Based Composite and LCU-related Factors Affecting the Degree of Cure. A Literature Review: Part 2. Light Curing Units & Related Factors. *Acta Medica Marisiensis*, 61(4).
- Moldovan, M., Balazsi, R., Soanca, A., Roman, A., Sarosi, C., Prodan, D., Vlassa, M., Cojocar, I., Saceleanu, V., & Cristescu, I. (2019). Evaluation of the degree of conversion, residual monomers and mechanical properties of some light-cured dental resin composites. *Materials*, 12(13), 2109.
- Monsarrat, P., Garnier, S., Vergnes, J.-N., Nasr, K., Grosgeat, B., & Joniot, S. (2017). Survival of directly placed ormocer-based restorative materials: A systematic review and meta-analysis of clinical trials. *Dental Materials*, 33(5), e212-e220.

- Moraes, L. G. P., Rocha, R. S. F., Menegazzo, L. M., Araújo, E. B. d., Yukimito, K., & Moraes, J. C. S. (2008). Infrared spectroscopy: a tool for determination of the degree of conversion in dental composites. *Journal of Applied Oral Science*, 16, 145-149.
- Moszner, N., Gianasmidis, A., Klapdohr, S., Fischer, U. K., & Rheinberger, V. (2008). Sol–gel materials: 2. Light-curing dental composites based on ormocers of cross-linking alkoxysilane methacrylates and further nano-components. *Dental Materials*, 24(6), 851-856.
- Moszner, N., & Salz, U. (2001). New developments of polymeric dental composites. *Progress in polymer science*, 26(4), 535-576.
- Mota, E. G., Oshima, H., Burnett Jr, L. H., Pires, L., & Rosa, R. S. (2006). Evaluation of diametral tensile strength and Knoop microhardness of five nanofilled composites in dentin and enamel shades. *Stomatologija*, 8(3), 67-69.
- Mouhat, M., Mercer, J., Stangvaltaite, L., & Örtengren, U. (2017). Light-curing units used in dentistry: factors associated with heat development—potential risk for patients. *Clinical Oral Investigations*, 21, 1687-1696.
- Nagi, S. M., Moharam, L. M., & Zaazou, M. H. (2015). Effect of resin thickness, and curing time on the micro-hardness of bulk-fill resin composites. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 7(5), e600.
- Nair, K. C., Dathan, P. C., Sreeba, S., & Soman, A. K. (2022). Hardness of dental materials is an essential property that determines the life of restorations-an overview. *Acta Scientific Dental Sciences (ISSN: 2581-4893)*, 6(12).
- Nakashima, M., & Akamine, A. (2005). The application of tissue engineering to regeneration of pulp and dentin in endodontics. *Journal of Endodontics*, 31(10), 711-718.
- Nash, C., Karve, P., Adams, D., Mahadevan, S., & Thorne, G. (2020). Real-time cure monitoring of fiber-reinforced polymer composites using infrared thermography and recursive Bayesian filtering. *Composites Part B: Engineering*, 198, 108241.
- Neumann, M. G., Schmitt, C. C., Ferreira, G. C., & Corrêa, I. C. (2006). The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dental Materials*, 22(6), 576-584.
- Nicholson, J. W. (2007). Polyacid-modified composite resins (“compomers”) and their use in clinical dentistry. *Dental Materials*, 23(5), 615-622.
- Nilsen, B. W., Mouhat, M., Haukland, T., Örtengren, U. T., & Mercer, J. B. (2020). Heat development in the pulp chamber during curing process of resin-based composite using multi-wave LED light curing unit. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*, 271-280.
- Nör, J. E. (2006). Buonocore memorial lecture: tooth regeneration in operative dentistry. *Operative dentistry*, 31(6), 633-642.
- O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection* (Vol. 10). Quintessence Chicago.

- Ojeda, J. J., & Dittrich, M. (2012). Fourier transform infrared spectroscopy for molecular analysis of microbial cells. *Microbial systems biology: methods and protocols*, 187-211.
- Oliveira, D. (2018). Esthetics of dental composites. *Dental Composite Materials for Direct Restorations*, 155-176.
- Onisor, I., Asmussen, E., & Krejci, I. (2011). Temperature rise during photo-polymerization for onlay luting. *American journal of dentistry*, 24(4), 250.
- Oz, F. D., Ozturk, C., Soleimani, R., & Gurgan, S. (2022). Sixty-month follow up of three different universal adhesives used with a highly-filled flowable resin composite in the restoration of non-carious cervical lesion. *Clinical Oral Investigations*, 26(8), 5377-5387.
- Ozan, G., & Eren, M. M. (2021). Güncel Reçine Kompozit Materyaller. In U. Erdemir (Ed.), *Estetik Diş Hekimliği Akıl Notları*. Güneş Tıp Kitabevleri.
- Öztürk, B., Üşümez, A., Öztürk, A. N., & Ozer, F. (2004). In vitro assessment of temperature change in the pulp chamber during cavity preparation. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91(5), 436-440.
- Peres, T. S., de Quirino Oliveira, H. L., Mendoza, L. C. L., Ribeiro, M. T. H., Carlo, H. L., Price, R. B., & Soares, C. J. (2024). Effect of four different mono and multi-wave light-curing units on the Knoop hardness of veneer resin composites. *Dental Materials*, 40(1), 80-89.
- Peterson, J., Rizk, M., Hoch, M., & Wiegand, A. (2018). Bonding performance of self-adhesive flowable composites to enamel, dentin and a nano-hybrid composite. *Odontology*, 106, 171-180.
- Phillips, R. W. (1973). Skinner's science of dental materials. *W. B. Saunders Company*, xii+682, 26 x 18 cm, illustrated, 1973.
- Poitevin, A., De Munck, J., Van Ende, A., Suyama, Y., Mine, A., Peumans, M., & Van Meerbeek, B. (2013). Bonding effectiveness of self-adhesive composites to dentin and enamel. *Dental Materials*, 29(2), 221-230.
- Pontes, L. F., Alves, E. B., Alves, B. P., Ballester, R. Y., Dias, C., & Silva, C. M. (2013). Mechanical properties of nanofilled and microhybrid composites cured by different light polymerization modes. *Gen Dent*, 61(3), 30-33.
- Poskus, L. T., Placido, E., & Cardoso, P. E. C. (2004). Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental Materials*, 20(8), 726-732.
- Price, R. B. (2018). The dental curing light. *Dental Composite Materials for Direct Restorations*, 43-62.
- Price, R. B., Felix, C. A., & Andreou, P. (2010). Third-generation vs a second-generation LED curing light: effect on Knoop microhardness. *COMPENDIUM-NEWTOWN*, 27(9), 490.

- Price, R. B., Ferracane, J. L., Hickel, R., & Sullivan, B. (2020). The light-curing unit: An essential piece of dental equipment. *International dental journal*, 70(6), 407-417.
- Rahiotis, C., Patsouri, K., Silikas, N., & Kakaboura, A. (2010). Curing efficiency of high-intensity light-emitting diode (LED) devices. *Journal of oral science*, 52(2), 187-195.
- Randolph, L. D., Palin, W. M., Leloup, G., & Leprince, J. G. (2016). Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties. *Dental Materials*, 32(12), 1586-1599.
- Rastelli, A. N., Jacomassi, D. P., Faloni, A. P. S., Queiroz, T. P., Rojas, S. S., Bernardi, M. I. B., Bagnato, V. S., & Hernandez, A. C. (2012). The filler content of the dental composite resins and their influence on different properties. *Microscopy research and technique*, 75(6), 758-765.
- Rebholz-Zaribaf, N., & Özcan, M. (2017). Adhesion to zirconia as a function of primers/silane coupling agents, luting cement types, aging and test methods. *Journal of adhesion science and Technology*, 31(13), 1408-1421.
- Rocha, M. G., Maucoski, C., Roulet, J.-F., & Price, R. B. (2022). Depth of cure of 10 resin-based composites light-activated using a laser diode, multi-peak, and single-peak light-emitting diode curing lights. *Journal of Dentistry*, 122, 104141.
- Rueggeberg, F. (1999). Contemporary issues in photocuring. *Compendium of continuing education in dentistry*. (Jamesburg, NJ: 1995). *Supplement*(25), S4-15; quiz S73.
- Rueggeberg, F. A. (2011). State-of-the-art: dental photocuring—a review. *Dental Materials*, 27(1), 39-52.
- Runnacles, P., Arrais, C. A. G., Maucoski, C., Coelho, U., De Goes, M. F., & Rueggeberg, F. A. (2019). Comparison of in vivo and in vitro models to evaluate pulp temperature rise during exposure to a Polywave® LED light curing unit. *Journal of Applied Oral Science*, 27, e20180480.
- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2011). *Craig's Restorative Dental Materials-E-Book: Craig's Restorative Dental Materials-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Salmaz, E., Kaplan, B., Akkuş, G., Zorlu, S., & Özdaş, D. Ö. (2023). Farklı Işık Kaynakları Polimerizasyonda Ne Kadar Isı Oluşturur? *Selcuk Dental Journal*, 10(4), 300-305.
- Santini, A., Gallegos, I. T., & Felix, C. M. (2013). Photoinitiators in dentistry: a review. *Primary dental journal*, 2(4), 30-33.
- Sarıalioğlu Gungor, A., Erol, B., & Dönmez, N. (2023). Üç Farklı Tek Renkli Rezin Kompozitlerin Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi. *Selcuk Dental Journal*, 10(4), 239-244.
- Say, E. C., Civelek, A., Nobecourt, A., Ersoy, M., & Guleryuz, C. (2003). Wear and microhardness of different resin composite materials. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*, 28(5), 628-634.

- Schmidt, P., Dybal, J., & Trchová, M. (2006). Investigations of the hydrophobic and hydrophilic interactions in polymer–water systems by ATR FTIR and Raman spectroscopy. *Vibrational spectroscopy*, 42(2), 278-283.
- Schneider, L., Consani, S., Correr-Sobrinho, L., Correr, A., & Sinhoreti, M. (2006). Halogen and LED light curing of composite: temperature increase and Knoop hardness. *Clinical Oral Investigations*, 10, 66-71.
- Schubert, L. (1957). Temperaturemessungen im Zahn während des Schleif-und Bohrvorgangs mittels des Lictrichgalvanometers. *Zahnärztliche Welt*, 58, 768.
- Seemann, R., Marincola, M., Seay, D., Perisanidis, C., Barger, N., & Ewers, R. (2015). Preliminary results of fixed, fiber-reinforced resin bridges on four 4-× 5-mm ultrashort implants in compromised bony sites: A pilot study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 73(4), 630-640.
- Shimokawa, C. A. K., Sullivan, B., Turbino, M. L., Soares, C. J., & Price, R. B. (2017). Influence of emission spectrum and irradiance on light curing of resin-based composites. *Operative dentistry*, 42(5), 537-547.
- Shimokawa, C. A. K., Turbino, M. L., Giannini, M., Braga, R. R., & Price, R. B. (2018). Effect of light curing units on the polymerization of bulk fill resin-based composites. *Dental Materials*, 34(8), 1211-1221.
- Shortall, A., Price, R., MacKenzie, L., & Burke, F. (2016). Guidelines for the selection, use, and maintenance of LED light-curing units-Part 1. *British Dental Journal*, 221(8), 453-460.
- Siagian, J. S., Dennis, D., Ikhsan, T., & Abidin, T. (2020). Effect of different LED light-curing units on degree of conversion and microhardness of bulk-fill composite resin. *J Contemp Dent Pract*, 21(6), 615-620.
- Smail, S., Patterson, C., McLundie, A., & Strang, R. (1988). In vitro temperature rises during visible-light curing of a lining material and a posterior composite. *Journal of Oral Rehabilitation*, 15(4), 361-366.
- Smith, B. C. (2011). *Fundamentals of Fourier transform infrared spectroscopy*. CRC press.
- Soto-Montero, J., Nima, G., Rueggeberg, F. A., Dias, C. d. S., & Giannini, M. (2020). Influence of multiple peak light-emitting-diode curing unit beam homogenization tips on microhardness of resin composites. *Operative dentistry*, 45(3), 327-338.
- Spierings, T. M., Peters, M., & Plasschaert, A. (1985). Thermal trauma to teeth. *Dental Traumatology*, 1(4), 123-129.
- Stansbury, J. W. (2012). Dimethacrylate network formation and polymer property evolution as determined by the selection of monomers and curing conditions. *Dental Materials*, 28(1), 13-22.
- Stein, P. S., Sullivan, J., Haubenreich, J. E., & Osborne, P. B. (2005). Composite resin in medicine and dentistry. *Journal of long-term effects of medical implants*, 15(6).

- ŞENER, B. C., & UĞURLU, F. (2012). Dişhekimliğinde Kullanılan Lazerler. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics*, 3(2), 7-12.
- Taira, M., Urabe, H., Hirose, T., Wakasa, K., & Yamaki, M. (1988). Analysis of photo-initiators in visible-light-cured dental composite resins. *Journal of dental research*, 67(1), 24-28.
- Tanner, J., Tolvanen, M., Garoushi, S., & Säilynoja, E. (2018). Clinical evaluation of fiber-reinforced composite restorations in posterior teeth-results of 2.5 year follow-up. *The open dentistry journal*, 12, 476.
- Tarle, Z., & Par, M. (2018). Degree of conversion. *Dental Composite Materials for Direct Restorations*, 63-85.
- Topcu, F. T., Erdemir, U., Sahinkesen, G., Yildiz, E., Uslan, I., & Acikel, C. (2010). Evaluation of microhardness, surface roughness, and wear behavior of different types of resin composites polymerized with two different light sources. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 92(2), 470-478.
- Vigano, C., Ruyschaert, J.-M., & Goormaghtigh, E. (2005). Sensor applications of attenuated total reflection infrared spectroscopy. *Talanta*, 65(5), 1132-1142.
- Von Fraunhofer, J. A. (2009). *Dental materials at a glance*. John Wiley & Sons.
- Watts, D., McAndrew, R., & Lloyd, C. (1987). Thermal diffusivity of composite restorative materials. *Journal of dental research*, 66(10), 1576-1578.
- Yam, F., & Hassan, Z. (2005). Innovative advances in LED technology. *Microelectronics Journal*, 36(2), 129-137.
- Yaman, B. C., Efes, B. G., Dörter, C., Gömeç, Y., Erdilek, D., & Büyükgökçesu, S. (2011). The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins. *Journal of conservative dentistry*, 14(2), 136-139.
- Yap, A., Soh, M., & Siow, K. (2002). Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization. *Operative dentistry*, 27(1), 44-49.
- Yılmaz Atalı, P., Doğu Kaya, B., Manav Özen, A., Tarçın, B., Şenol, A. A., Tüter Bayraktar, E., Korkut, B., Bilgin Göçmen, G., Tağtekin, D., & Türkmen, C. (2022). Assessment of micro-hardness, degree of conversion, and flexural strength for single-shade universal resin composites. *Polymers*, 14(22), 4987.
- Yoldas, O., Akova, T., & Uysal, H. (2004). Influence of different indentation load and dwell time on Knoop microhardness tests for composite materials. *Polymer testing*, 23(3), 343-346.
- Yoshida, K., & Greener, E. (1993). Effects of two amine reducing agents on the degree of conversion and physical properties of an unfilled light-cured resin. *Dental Materials*, 9(4), 246-251.
- Zach, L., & Cohen, G. (1965). Pulp response to externally applied heat. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 19(4), 515-530.

Zhang, Y., & Xu, J. (2008). Effect of immersion in various media on the sorption, solubility, elution of unreacted monomers, and flexural properties of two model dental composite compositions. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 19, 2477-2483.

Zhou, X., Huang, X., Li, M., Peng, X., Wang, S., Zhou, X., & Cheng, L. (2019). Development and status of resin composite as dental restorative materials. *Journal of Applied Polymer Science*, 136(44), 48180.



9. ÖZGEÇMİŞ

Adı	Elif Nur	Soyadı	KAYA
Doğum Yeri	İstanbul	Doğum Tarihi	20.07.1983
Uyruğu	TC	Tel	0532 301 10 00
E-mail	elifnurkaya@gmail.com		

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık	-
Lisans	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2018

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1	Türkan Saylan Tıp Merkezi	2018-2021

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İngilizce	İyi	İyi	İyi

Yabancı Dil Sınav Notu #								
YDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
66,25								

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	73,65		

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma Becerisi
Microsoft Word	İyi
Microsoft Excel	İyi
Microsoft PowerPoint	İyi

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendiriniz

10. BİLİMSEL FAALİYETLER

Makale

Public health challenges after February 6 earthquakes: A comprehensive review of immediate and long-term impacts in Türkiye

Kocer TA, Akpek A, (...), **Kaya EN**, (...), Tarcin B.

Int J Disaster Risk Reduct. 104925. (SCI-Expanded) Q1; IF: 4.2

Evaluation of Microhardness of Printable Permanent Dental Restorative Materials

Farshidian N, Acar E, **Kaya EN**, Atalı PY, Tarcin B

Aydın Dental Journal (

Tez kaynaklı yayın/kabul edildi.) (Uluslararası alan endeksi)

Sözlü Bildiri

Esthetic rehabilitation of white spot lesions and replacement of defective resin composite restorations with combined minimally invasive approach

Kaya EN, Kaya BD, Atalı PY, Tarcin B.

5th Prevent from Caries Symposium, İstanbul, Türkiye, 5- 7 Mayıs 2024.

Aesthetic rehabilitation of polydiastema case with office bleaching and direct composite restoration: case presentation

Dadgar N, **Kaya EN**, Tarcin B, Türkmen C

5th Prevent from Caries Symposium, İstanbul, Türkiye, 5- 7 Mayıs 2024.

Evaluation of transmitted irradiance of different light curing units through indirect restorative materials with different thicknesses and structures

Kaya EN, Kaya BD, Atalı PY, Tarcin B.

Restoratif Diş Hekimleri Derneği, 25. Uluslararası Bilimsel Kongresi, Türkiye, 31 Ekim- 3 Kasım 2024.

Poster

Radiopacity of single shade universal composites using digital radiography.

Acar E, Farshidian N, **Kaya EN**, Atalı PY, Tarcin BG, Tarçın B.

7th International Congress on Adhesive Dentistry (IAD), Konya, Türkiye, 1- 3 Haziran 2023.

Evaluation of radiopacity of bulk fill composites using digital radiography.

Farshidian N, Acar E, **Kaya EN**, Atalı PY, Tarcin B, Tarcin BG.

7th International Congress on Adhesive Dentistry (IAD), Konya, Türkiye, 1- 3 Haziran 2023.

Ortodontik tedavi sonrası bilateral diastemaların direkt kompozit rezin ile estetik rehabilitasyonu

Kaya EN, Kaya BD, Atalı PY, Tarçın B.

Marmara Üniversitesi ve Trakya Üniversitesi 1. Ulusal Öğrenci Sempozyumu, Edirne, Türkiye, 12-13 Ekim 2024.



11. EKLER

