

**T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI İŞİK MODLARINDA POLİMERİZE EDİLEN
BULK-FİLL KOMPOZİT REZİNLERİN
POLİMERİZASYON DERECESİNİN İKİ FARKLI
YÖNTEMLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Latife ALTINOK UYGUN

**Uzmanlık Tezi
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı**

**Danışman
Dr. Öğr. Ü. Nilgün AKGÜL**

**ERZURUM
2018**

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

İLGİLİ TEZ KONUSU
FARKLI IŞIK MODLARINDA POLİMERİZE EDİLEN BULK-FİLL KOMPOZİT REZİNLERİN POLİMERİZASYON DEREJESİNİN İKİ FARKLI YÖNTEMLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Latife ALTINOK UYGUN

Tez Savunma Tarihi : 07.05.2018

Tez Danışmanı : Dr. Öğr. Ü. Nilgün AKGÜL (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Nilgün SEVEN (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Mehmet YILDIZ (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Serpil KARAOĞLANOĞLU (Sağlık Bilimleri Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Ü. Pınar GÜL (Atatürk Üniversitesi)

ONAY

Bu Çalışma Yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** Olarak Kabul Edilmiştir.

Prof. Dr. Taşkın GÜRBÜZ
Fakülte Dekanı

Uzmanlık Tezi
ERZURUM-2017

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	IV
ÖZET	V
ABSTRACT	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ	IX
TABLolar DİZİNİ	XI
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Kompozit Restorasyonların Tarihçesi	4
2.2. Kompozit Resinlerin Yapısı	5
2.2.1. Organik Matriks	6
2.2.2. İnorganik Doldurucular.....	8
2.2.3. Ara Faz.....	9
2.2.4. Diğer Bileşenler	9
2.3. Kompozitlerin Sınıflandırılması	11
2.3.1. Kompozit Resinlerin Doldurucu Partikül Büyüklüklüğü ve yüzdelerine Göre Sınıflandırılması:	11
2.3.2. Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Kompozit Resinler:.....	11
2.3.3. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddelerinin Vizkozitelerine Göre Sınıflandırılması.....	11
2.3.4. Doldurucu Partikül Türüne Göre Kompozit Resinler.....	12
2.4. Kompozit Resinlerin Özellikleri.....	13
2.4.1. Su Emilimi	13
2.4.2. Aşınma Direnci	13

2.4.3. Yüzey Yapısı.....	13
2.4.4. Elastiklik Modülü	14
2.4.5. Çözünürlük.....	14
2.4.6. Termal Genleşme	15
2.4.7. Radyoopasite.....	15
2.5. Kompozit Rezinlerin Kullanım Alanları.....	16
2.6. Kompozit Rezinlerdeki Son Gelişmeler	17
2.6.1. Siloranlar.....	17
2.6.2. İyon Salınımı Yapabilen Kompozit Rezinler.....	18
2.6.3. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler.....	18
2.6.4. Ormoserler	19
2.6.5. Bulk-fill Kompozit Rezinler	19
2.7. Kompozit Rezinler ve Polimerizasyon	22
2.7.1. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazları.....	25
2.7.1.1. Kuartz Tungsten Halojen Işık Cihazı (QTH).....	25
2.7.1.2. Plazma Ark	26
2.7.1.3. Argon-ion Lazerler	26
2.7.1.4. LED Işık Cihazları	27
2.7.2. Polimerizasyon Yöntemleri	28
2.7.3. Polimerizasyon Derecesi.....	28
2.7.4. Polimerizasyon Derinliği Belirleme Yöntemleri	30
2.7.4.1. Direkt Yöntemler	30
2.7.4.1.1. Monomer Polimer Dönüşüm Miktarının Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR) Kullanılarak Belirlenmesi	30
2.7.4.2. Polimerizasyonun Mikrosertlik Test Yöntemiyle Değerlendirilmesi.....	39

3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	43
3.1. Test Örneklerinin Hazırlanması.....	45
3.2. Polimerizasyon Tespit Yöntemleri	47
3.2.1. Örneklerin ATR-FTIR Spektrumlarının Kaydedilmesi	47
3.4. İstatistiksel Analiz.....	49
4. BULGULAR.....	50
4.1. ATR-FTIR Spektrumlarından Polimerizasyon Derecesi Bulguları	50
4.2. Mikrosertlik Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi	53
5. TARTIŞMA.....	59
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	81
KAYNAKLAR	83
EKLER	113
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	113
EK-2. ETİK KURUL RAPORU	114
EK-3. FTIR-ATR POLİMERİZASYON DERECESİ ÖLÇÜMÜ VARYANS ANALİZİ	115

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tez çalışmamda, bilgi ve tecrübesiyle her an yanımda olan değerli danışman hocam Dr. Öğr.Ü. Nilgün AKGÜL'e saygı ve şükranlarımı sunarım.

Yardımlarını ve desteğini esirgemeyen Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Nilgün SEVEN'e, tez jüri komitemde yer alan Prof. Dr. Mehmet YILDIZ, Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR, Doç. Dr. Nurcan ÖZAKAR İLDAY'a, Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Serpil KARAOĞLANOĞLU'na, çalışmalarım sırasında bana yardımcı olan Dr. Öğr. Ü. Pınar GÜL'e ve uzmanlık eğitimim süresince desteklerini benden esirgemeyen Restoratif Diş Tedavisi öğretim üyeleri Dr. Öğr. Ü. Neslihan ÇELİK, Dr. Öğr. Ü. Ömer SAĞSÖZ ve Dr. Öğr. Ü. Merve İŞCAN YAPAR'a, bölüm arkadaşlığından öte dost olarak hayatımda yer edinen beraber çalışmaktan zevk duyduğum Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Görevlisi Dt. Burak KÖSEOĞLU, Dt. Selin NACAĞ ve tüm asistan arkadaşlarıma, desteklerini hep arkamda hissettiğim sevgili aileme ve uzmanlık eğitimim boyunca bilgisiyle, tecrübesiyle, anlayışı ve sevgisiyle her zaman yanımda olan çok kıymetli eşim Dr. Öğr. Ü. Ahmet Demirhan UYGUN'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

DT. Latife ALTINOK UYGUN

ÖZET

Farklı Işık Modlarında Polimerize Edilen Bulk-Fill Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Derecesinin İki Farklı Yöntemle Değerlendirilmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin, Valo ışık cihazının farklı ışık modlarında polimerize edilmesini takiben polimerizasyon derecesinin iki farklı yöntemle değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamızda kullanılmak üzere 3 farklı yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit seçilmiştir. Bu kompozitler, SonicFill (Kerr, CA, USA), Tetric Evo Ceram Bulk-fill (Ivoclar Vivadent Schaan, Lichtenstein), X-trafil (Voco GmbH, Cuxhaven, Germany) dir. Örnekler, 5 mm çapında, 4 mm kalınlığında silindirik kalıplar kullanılarak hazırlandı. Kompozitlerden hazırlanan bu örnekler, 3.nesil LED ışık cihazlarından Valo LED ışık kaynağının (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT, USA) 3 farklı modu (standart mod, yüksek güç modu ve ekstra güç modu) kullanılarak polimerize edildi. Fourier dönüşümlü kızılötesi spektrofotometre (FTIR) ve mikrosertlik ölçüm metodu (Vicker's) kullanılarak, hazırlanan örneklerin polimerizasyon derecesi ölçüldü. FTIR analizi ve mikrosertlik ölçümünden elde edilen verilerin iki yönlü varyans analizi ve Duncan HSD çoklu karşılaştırma testi ile analizleri yapıldı ($\alpha=0.05$). FTIR ve mikrosertlik testi sonuçları Pearson korelasyon testine tabii tutuldu.

Bulgular: FTIR analizi sonucu farklı ışık modları ile polimerize edilen bulk-fill kompozitlerin polimerizasyon derecesinin (%DC) ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$). Tüm ışık modlarında en yüksek polimerizasyon derecesi SonicFill bulk-fill kompozitte ($56,7\pm 1,7$), en düşük Tetric Evo Ceram Bulk-fill kompozitte ($41,10\pm 3,1$) görüldü. Vicker's sertlik testi uygulanan bulk-fill kompozitlerin sertlik oranlarının ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görüldü ($p<0.05$). Tüm ışık modlarında en yüksek sertlik oranı X-trafil ($0,84\pm 0,03$), en düşük sertlik oranı Tetric Evo Ceram Bulk-fill kompozitte ($0,78\pm 0,02$) görüldü. Valo ışık cihazının ekstra güç modu uygulanan örneklerde en düşük polimerizasyon derecesi ve sertlik oranı bulundu. FTIR ve Vicker's sertlik testi uygulanan örnekler arasında polimerizasyon derecesi bakımından korelasyon bulunmamıştır ($p>0.05$).

Sonuçlar: SonicFill kompozit FTIR'da en yüksek polimerizasyon derecesi gösterirken, Vicker's sertlik testinde de %80'in üzerinde sertlik oranı göstermiştir. X-trafil kompozit FTIR analizinde yeterli polimerizasyon derecesine ulaşmazken, Vicker's sertlik testinde en yüksek sertlik oranını göstermiştir. Valo ışık cihazının standart mod ve yüksek güç modu polimerizasyon derecesinde oldukça etkiliyken, ekstra güç modu yeterli etkinliği gösterememiştir.

Anahtar Kelimeler: Bulk-fill kompozit, Işık cihazı, Sertlik oranı, Polimerizasyon derecesi

ABSTRACT

Evaluation of Polymerization Degree of Bulk-Fill Composite Resins Polymerized In Different Light Curing Modes With Two Different Methods

Aim: The aim of this study is to evaluate the degree of polymerisation in two different ways after high viscous bulk-fill composite resins are polymerized in different light modes.

Materials and Metot: Three different high-viscosity bulk-fill composites have been selected for our study. These composites were SonicFill (Kerr, CA, USA), Tetric Evo Ceram Bulk-fill (Ivoclar Vivadent Schaan, Lichtenstein), X-trafil (Voco GmbH, Cuxhaven, Germany). Samples were prepared by using cylindrical molds with a diameter of 5 mm and a thickness of 4 mm. The samples prepared from composites were polymerized using 3 different modes (standard mode, high power mode and extra power mode) of the Valo LED light source (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT, USA) from the 3rd generation LED light devices. Using by the Fourier transform infrared spectrophotometer (FTIR) and the microhardness measurement method, the degree of polymerization of the prepared samples was measured. The data obtained from FTIR and microhardness tests (Vicker's) were analyzed using the two-way analysis of variance and Duncan HSD for multiple comparisons of the groups ($\alpha = 0.05$). FTIR and microhardness test results were subjected to the Pearson's correlation test ($p > 0.05$).

Results There was a statistically significant difference between the average values of the polymerization degree (DC%) of the bulk-fill composites polymerized with different light modes as a result of FTIR analysis ($p < 0.05$). In all light modes, it was observed that SonicFill bulk-fill composites, had the highest polymerization grade ($56,7 \pm 1,7$), and Tetric Evo Ceram Bulk-fill composites had the lowest polymerisation grade ($41,10 \pm 3,1$). There was a statistically significant difference between the mean values of hardness ratios of the bulk-fill composites subjected to Vicker's hardness test ($p < 0.05$). In all light modes, the highest hardness ratio is X-trafil ($0,84 \pm 0,03$), the lowest hardness ratio is Tetric Evo Ceram Bulk-fill composites ($0,78 \pm 0,02$). In the cases when the extra power mode of the Valo light device was applied, the lowest degree of polymerization and hardness were found. There was no correlation between the degree of polymerization of the FTIR and Vicker's hardness test ($p > 0.05$).

Conclusion: SonicFill showed the highest degree of polymerization in FTIR, while in the Vickers hardness test it showed a hardness of over 80%. While the X-trafil composition had the highest values in the FITR test, it did not reach enough degree of polymerization in the Vicker's hardness test. While the Valo light device was very effective in the standard mode and high power mode polymerisation degree, the extra power mode of it could not show sufficient activity.

Keywords: Bulk-fill composite, Light source, Hardness ratio, Degree of polymerization

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ATR-FTIR	: Attenuated Total Reflectance- Fourier Transform Infrared spektrofotometresi
Bis-GMA	: Bisfenol A glisidil dimetakrilat
Bis-EMA	: Etoksi bisfenol A glikol dimetakrilat
Ba	: Baryum
BP	: Benzoil peroksit
BHT	: 2,4,6- Tritersiyer bütül fenol
CQ	: Kamforokinon
DC	: Polimerizasyon derecesi
Gpa	: Gigapaskal
GLC	: Gas-liquid kromatograf
Grf	: Gram kuvvet
HPLC	: High Performance Liquid Kromatograf
KRS-5	: Thallium Bromiodide
LED	: Light Emitting Diode
MPa	: Megapaskal
mW/cm²	: Miliwatt/santimetrekare
mm	: Milimetre
µm	: Mikrometre
PAC	: Plazma Ark
PMP	: 4-parametoksifenol
QTH	: Kuartz Tungsten Halojen
SDR	: Smart Dentin Replacement
Si	: Silisyum

SF	: SonicFill
St	: Stronsiyum
TECBF	: Tetric Evo Ceram
TEGDMA	:Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	: Ürethan dimetakrilat
XTF	: X-trafil
UV	: Ultraviyole
VHN	: Vickers Hardness
Zn	: Çinko
Zr	: Zirkonyum

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Kompozit rezinlerin yapısının şematik olarak gösterilmesi	6
Şekil 2.2. Bis-GMA'nın kimyasal yapı formülü.....	7
Şekil 2.3. TEGDMA'nın kimyasal yapı formülü	7
Şekil 2.4. UDMA'nın kimyasal yapı formülü	7
Şekil 2.5. BIS-EMA'nın kimyasal yapı formülü.....	8
Şekil 2.6. Kamforokinonun yapısı	10
Şekil 2.7. Polimerizasyonda serbest radikalin devam eden zincir reaksiyonu	24
Şekil 2.8. Elektromanyetik spektrum (altta) ve infrared ışınım bölgesi (üstte).....	31
Şekil 2.9. Elektromanyetik ışınımın soğurma ve yayılma mekanizması.....	32
Şekil 2.10. Harmonik ve anharmonik titreşici için titreşim enerji seviyeleri	33
Şekil 2.11. Örnek üzerine gelen ve geçen ışık şiddeti	34
Şekil 2.12. Geçirgenlik ve soğurma infrared spektrumu	35
Şekil 2.13. Fourier dönüşümlü kızılötesi spektrofotometre (Fourier Transform Infrared, FTIR).....	37
Şekil 2.14. ATR-FTIR (Attenuated Total Reflectance)	37
Şekil 2.15. İnfrared spektrumunda gözlenen titreşim bandlarının yerlerinin şematik gösterimi: Grup frekansları	38
Şekil 2.16. Vickers sertlik testi	41
Şekil 3.1. SonicFill Bulk-Fill Kompozit ve Sonic Cihaz	44
Şekil 3.2. Tetric Evo Ceram Bulk –Fill Kompozit	44
Şekil 3.3. X-trafil Bulk-Fill Kompozit	44
Şekil 3.5. Kompozit Örnekler ve Politetrafloroetilen (teflon) Kalıp	46
Şekil 3.5. VERTEX 70v Ftr Spektrometresi ve ölçüm tablası	47

Şekil 3.6. FTIR analizi.....	48
Şekil 3.7 Vickers mikrosertlik ölçüm cihazı	49
Şekil 3.8. Mikrosertlik cihazı ölçüm analizi görüntü ekranı	49
Şekil 4.1. SonicFill- Tetric Evo Ceram- Xtrafil polimerizasyon öncesi ATR-FTIR spektrumları (DC hesapları için kullanılan ATR-FTIR spektrum bölgesi (1850-1500 cm^{-1}), SonicFill (yeşil) , Tetric Evo ceram Bulk-fill (mavi) ve X-trafil Bulk-fill (sarı))	50
Şekil 4.2. Valo ışık cihazının üç farklı modu ile polimerize edilen SonicFill bulk-fill kompozitin polimerizasyon sonrası ATR-FTIR spektrumları (DC hesapları için kullanılan ATR-FTIR spektrum bölgesi (1850-1500 cm^{-1}))	50
Şekil 4.3. Valo ışık cihazının üç farklı modu ile polimerize edilen Tetric Evo Ceram bulk-fill kompozitin polimerizasyon sonrası ATR-FTIR spektrumları (DC hesapları için kullanılan ATR-FTIR spektrum bölgesi (1850-1500 cm^{-1}))	51
Şekil 4.4. Valo ışık cihazının üç farklı modu ile polimerize edilen X-trafil bulk-fill kompozitin polimerizasyon sonrası ATR-FTIR spektrumları (DC hesapları için kullanılan ATR-FTIR spektrum bölgesi (1850-1500 cm^{-1}))	51
Şekil 4.5. FTIR-ATR polimerizasyon derecesi farklı ışık modlarında elde edilen ölçüm verilerine ait ortalama değerler, standart sapmaları ve Duncan HSD çoklu karşılaştırma testi sonuç grafiği	53
Şekil 4.6. Vicker's sertlik ölçüm cihazının ucu ile kuvvet uygulanmış örnek yüzeyleri.....	54
Şekil 4.7. Bulk-fill kompozitlerin üst, alt ve sertlik oranları, standart sapmaları ve Duncan HSD çoklu karşılaştırma testi sonuç grafiği.....	58

TABLULAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Tez Çalışmasında kullanılan kompozitler.....	43
Tablo 3.2. Tez Çalışmasında kullanılan ışık cihazı.....	43
Tablo 4.2. FTIR-ATR polimerizasyon derecesi farklı ışık modlarında elde edilen ölçüm verilerine ait ortalama değerler, standart sapmaları ve Duncan HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçları.....	52
Tablo 4.3. Üst yüzey mikrosertlik ölçümü Varyans analiz tablosu	56
Tablo 4.4. Alt yüzey mikrosertlik ölçümü Varyans analiz tablosu.....	56
Tablo 4.5. Sertlik oranı Varyans analiz tablosu	57
Tablo 4.6. Bulk-fill kompozitlerin üst, alt ve sertlik oranları, standart sapmaları ve Duncan HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçları	57

1. GİRİŞ

Kompozit rezin materyallerde son yıllarda büyük gelişmeler sağlanmıştır. Bunlar; materyallerin monomer yapısı, inorganik doldurucu partiküllere ilişkin yenilikler ve yapı içerisinde bulunan polimerizasyon başlatıcıları içine alan gelişmelerdir.^{1, 2} Ön bölge dişlerin restorasyonunda sıklıkla kullanılan kompozit rezinler, fiziksel, mekanik özelliklerinde sağlanan gelişmeler ve hastaların estetik talebi nedeniyle arka bölge dişlerin restorasyonunda da yaygın olarak kullanılan direkt restoratif materyal haline gelmiştir.³ Fakat kompozit rezinlerde yaşanan pozitif gelişmelerle birlikte, polimerizasyon derinliği ve dönüşüm derecesi gibi materyalin uzun dönem performansını etkileyen bir takım dezavantajlar günümüzde halen mevcuttur.^{4, 5}

Fazla madde kaybı olan dişlerdeki geniş restorasyonların yapılması esnasında hem ışık geçirgenliğinin hem de restorasyonun optimal polimerizasyonunun sağlanabilmesi için geleneksel kompozit materyallerin en fazla 2 mm kalınlıkta tabakalar halinde yerleştirilmesi önerilmektedir.⁶ Ancak, derin kaviteye sahip dişlerde tabakalı yerleştirme tekniği kullanılarak restorasyonların tamamlanması hem hasta hem de hekim için zaman alıcı olup, aynı zamanda tabakalar arasında da nem kontaminasyonu ve porozite kalma riskine sebep olabilir.⁷ Bu problemlerin ortadan kaldırılabilmesi, hasta başında geçirilen sürenin kısaltılması ve maliyetin azaltılması amacıyla son yıllarda kütle halinde 4 mm hatta 5 mm'ye kadar uygulanabilme olanağı sağlayan "Bulk-Fill" kompozit rezinler geliştirilmiştir.⁷ Üretici firmalar bu materyallerin 4 – 5 mm kalınlığında tek seferde uygulanabilmesiyle birlikte, düşük polimerizasyon büzülmesi göstermesi, kaviteye adaptasyonlarının daha iyi olması ve yüksek polimerizasyon derecesine sahip olması gibi avantajları olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca bu materyallerin polimerizasyon büzülmesinin sıklıkla kullanılan akışkan kompozitler ve geleneksel kompozit materyallerden daha düşük olduğu üretici firmalar tarafından bildirilmiştir.⁵ Bu yeni nesil

kompozit materyaller düşük viskoziteye sahip akışkan materyaller ve yüksek viskoziteli materyaller olarak piyasaya sunulmuştur. Ancak, her ne kadar üretici firmalar 4 mm derinliğe kadar bu materyallerin kaviteye yerleştirilmesini tavsiye etse de polimerizasyon derinliği ve materyalin mekanik özelliklerinin klinik kullanım için yeterli olup olmadığı şüphesi halen mevcuttur.⁸

Optimal bir polimerizasyon, monomer yapının polimer zincirlerine dönüşmesiyle gerçekleşir.⁵ Ancak, monomerlerin polimerlere dönüşmesi hiç bir zaman tam olarak gerçekleşmez ve polimerize olmamış artık monomerler kalır.⁹

Etkili bir polimerizasyon derinliği sağlayabilmek için kullanılan ışık kaynağının türü⁹, ışık gücünün yoğunluğu⁴, dalga boyu ve uygulama zamanı¹⁰, kullanılan ışık kaynağı ucunun genişliği⁴, ışık uygulama metodu¹¹, organik matriks yapısı ve kimyası¹², inorganik doldurucu partiküllerin dağılımı ve miktarı¹³, materyalde bulunan polimerizasyon başlatıcının miktarı ve türü¹⁴ ve kompozit rezinin rengi¹⁵ gibi pek çok faktör polimerizasyon derecesine etki etmektedir.

Günümüzde halojen ışık kaynağına (QTH) alternatif olarak Light emitting diode (LED), Plazma ark (PAC), lazer gibi çeşitli ışık kaynakları geliştirilmiştir. LED ışık kaynaklarının klinik ömürleri uzundur (10.000 saat) ve bu süre içinde ışık güçlerinde azalma görülmemektedir. Ayrıca LED ışık kaynaklarının polimerizasyon süreleri kısadır ve polimerizasyon sırasında ısı oluşturmazlar. Hafif, kablosuz ve ergonomik olmaları nedeniyle de kısa sürede popülerite kazanmışlardır.^{16, 17} Son yıllarda uygulama zamanını azaltmada daha da etkili olan; ışık yoğunluğu arttırılmış üçüncü nesil LED ışık cihazları kullanıma sunulmuştur.¹⁸ Çoklu dalga boyuna sahip olan üçüncü nesil LED ışık cihazları kamforokinon dışındaki polimerizasyon başlatıcılarını da aktive edilebilmektedir.¹⁹

Kompozit resin materyallerin polimerizasyon derecelerinin ve mekanik özelliklerinin karşılaştırılmasında pek çok yöntem kullanılmaktadır.¹⁵

Fourier Transform Infrared Spektrometre (FTIR) testi polimerizasyon derecesini ölçmek amacıyla kullanılan direkt yöntemlerden biridir.²⁰

Kompozit rezin materyallerin polimerizasyon derecesini ve aynı zamanda ışık kaynağının etkinliğini değerlendirmek için yüzey sertliği testleri de kullanılmaktadır. Yüzey sertliği testleri diğer yöntemlere oranla basit ve kullanımının daha kolaydır. Bu nedenle daha çok tercih edilen indirekt testler arasındadır.²¹

Bu tez çalışmasının amacı son zamanlarda kullanımı gittikçe yaygınlaşan farklı tipteki yüksek viskoziteli Bulk-fill kompozit materyallerin, farklı tip ışık cihazları 3. Nesil LED ışık cihazının (Valo LED) farklı ışık uygulama modlarında polimerize edilmesini takiben FTIR analizi ve Vicker's sertlik testi kullanılarak polimerizasyon derecelerinin belirlenmesi ve mikrosertliğinin değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

Adeziv diş hekimliği, hastaların doğal diş rengi ile uyumlu restoratif materyallere olan ilgisinin günden güne artması ve minimal invaziv diş hekimliği konseptinin hekimler tarafından daha fazla kabullenilmesi nedeniyle giderek yaygınlaşmaktadır.²² Bu ihtiyaçları karşılamak amacıyla kullanılan restoratif materyallerden biri olan kompozit rezinler, tatmin edici estetik özellikleri sebebiyle ön plana çıkmıştır.^{23, 24} 1999 yılında yapılan bir çalışmaya göre, arka grup dişlerde diş rengindeki kompozit materyallerin kullanımı, amalgam kullanımını geride bırakmıştır.²⁵

2.1. Kompozit Restorasyonların Tarihçesi

Adeziv diş hekimliğinde, asitle pürüzlendirme tekniği kompozit rezinlerin temelini oluşturan önemli bir gelişmedir. Bu teknik, 1955 yılında Buonocore tarafından gerçekleştirilmiştir.²⁶ Kompozit rezinlerle ilgili en önemli gelişme ise 1962 yılında Dr. Ray L. Bowen'in yeni bir kompozit materyal ortaya çıkarmasıdır.²⁶ Bowen'in bu yeni buluşu bir dimetakrilat rezin olan bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve doldurucu partiküllerle rezin matriksin bağlanmasını sağlayan organik silan bağlayıcı ajandır.²⁷ 1965 yılında ise günümüzde de kompozitlerin ana yapısını oluşturan Bis- GMA yapı ile silanlanmış kuartz partiküllerden oluşan materyalin patenti alınmıştır.²⁸ Bu kompozitler kimyasal polimerizasyon göstermektedir ve ön grup diş restorasyonlarında kullanılması tavsiye edilmiştir. Geliştirilen bu yeni kompozit materyallerin doldurucu parçacıklarının büyük olması ve düşük doldurucu konsantrasyonlarının olması polisaj başarılarını olumsuz yönde etkilemiş, yapılan restorasyonlarda zamanla belirgin renklenmeler görülmüştür.²⁹ 1970'lerde ışıkla polimerize olan kompozit reçinelerin geliştirilmiştir ve 1980' lerde arka grup dişlerde kullanılmak üzere 'posterior kompozitler' olarak adlandırılan inorganik partikül boyutları küçültülüp, partikül sayısı arttırılan kompozitler kullanıma sunulmuştur. 1980' li yılların ortalarında ise farklı partikül boyutlarında

doldurucular içeren, hibrit tip adı verilen kompozitler geliştirilmiş, daha sonraki yıllarda ise partikül yapıları daha da küçültülerek mikrohibrit yapıda kompozitler üretilmiştir.³⁰

1998 yılında organik, modifikasyon ve seramik kelimelerinin ilk hecelerinden oluşan, ‘ormoser’ olarak adlandırılan farklı bir kompozit materyal üretilmiştir.³¹ Yeni ormoser materyalin kanıtlanmış ve kabul görmüş kompozit teknolojisiyle kombinasyonu, polimerizasyon büzülmesinin büyük oranda azalmasına ve mükemmel biyo uyumluluğa ulaşmasını sağlamıştır.^{32, 33}

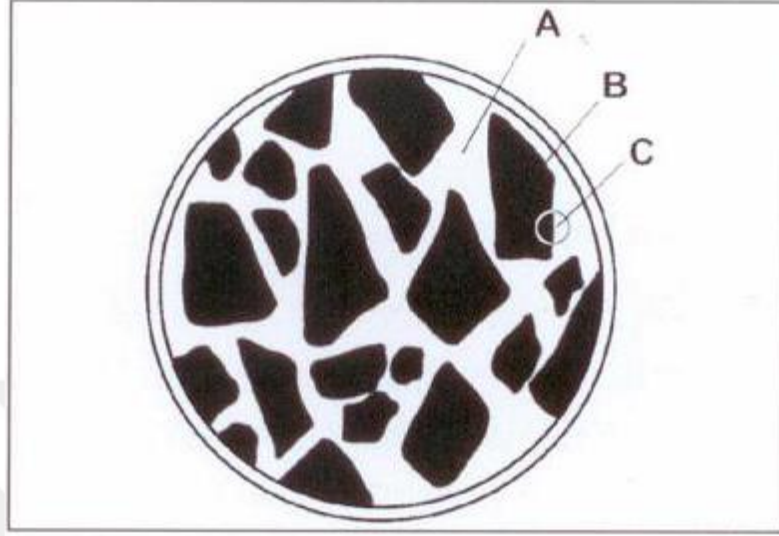
Son yıllarda hızla gelişen nanoteknoloji ile kompozit rezinlere uyumlu olan nano-boyuttaki [(görünür ışığın dalga boyundan daha küçük boyutta (0.4-0.8 µm)] doldurucu partiküllerin üretimi ve rezin içine büyük oranlarda ilavesi mümkün hale gelmiştir. Nano doldurucuların ilavesi ile elde edilen nano kompozitlerde, kolay şekillendirme ve parlatılabilme özellikleri, yüksek esneme dayanımı, sertlik, aşınma direnci ve elastik modülü gibi fiziksel özellikler, estetik görünüm ve %50 oranında azalmış polimerizasyon büzülmesi gibi özelliklere ulaşılmıştır.^{34, 35}

Nano kompozitlerin üretiminden sonra, siloran yapıda yeni bir kompozit materyali üretilmiştir. Siloran kompozitler polimerizasyon büzülmesinin % 1.5’ in altına düşürdüğü bildirilmiştir.³⁶

2.2. Kompozit Resinlerin Yapısı

Kompozit terimi kimyasal olarak birbirinden farklı, birbiri içerisinde çözünmeyen ve en az iki maddenin üç boyutlu kombinasyonu olarak tanımlanmaktadır.³⁷ Kompozit resinler ise değişik yapı ve özelliğe sahip iki ya da daha fazla materyalin belirgin fazlar oluşturacak şekilde birleştirilmesi ile elde edilen ürünlerdir.³⁸ Özetle kompozit, farklı materyallerin fiziksel karışımıdır.²⁸ Kompozit resinler kimyasal açıdan esasen birbirinden farklı üç ana bileşenden oluşmaktadır. Bu bileşenler; organik matriks (taşıyıcı faz), inorganik doldurucular (dağılan faz) ve ara fazdır (bağlayıcı faz).

Bunlara ilaveten polimerizasyon inhibitörleri, inisiyatör-akseleratör sistemleri, ultraviyole stabilizatörleri, renk pigmentleri de kompozit rezin içerisinde bulunmaktadır.^{31, 39}

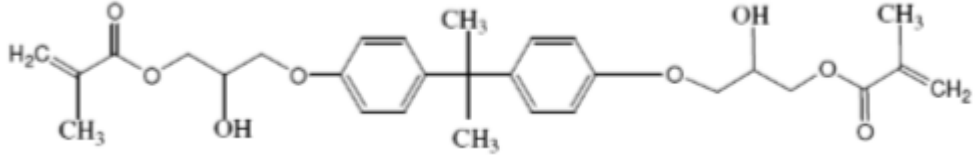


A. Organik matriks B. İnorganik Doldurucular C. Bağlayıcı Ajan

Şekil 2.1. Kompozit rezinlerin yapısının şematik olarak gösterilmesi

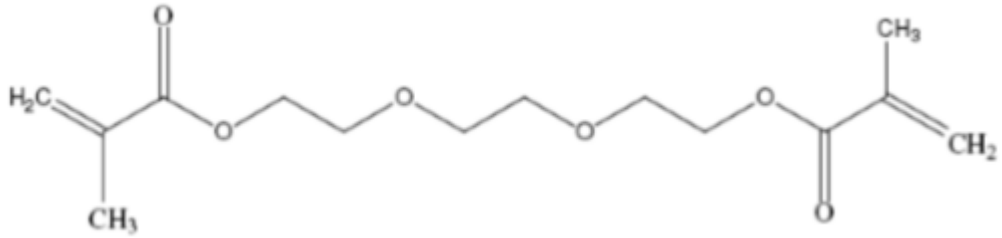
2.2.1. Organik Matriks

Organik matriks, kompozit rezinin kimyasal olarak aktive olan ve polimerizasyon sonucunda rijit bir polimere dönüşen kısımdır.⁴⁰ Kompozit rezinlerin yüzde olarak en büyük kısmını oluşturmaktadır ve kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesinde rol alan önemli bir faktördür. Kompozit içeriğindeki organik matriks miktarı arttıkça polimerizasyon büzülmesi de artış göstermektedir.⁴¹ Organik matriks miktarı arttıkça ısı iletimini engelleyerek ısı iletkenliğini düşürmektedir.^{31, 42} Günümüzde kompozit rezinlerde en yaygın olarak kullanılan monomer, bisfenol A ile glisidil metakrilatın birleşmesi sonucu oluşan çift fonksiyonlu bir monomer olan Bis – GMA'dır.¹⁰ Bu formülasyon ile su emiciliği polimetilmetakrilattan'dan daha az, termal genişleme katsayısı daha düşük, renk uyumu açısından daha stabil, dayanıklılığı, sertliği ve elastite modülü daha yüksek olan bir rezin elde edilmiştir.⁴³ Bir kompozit rezinde Bis-GMA yaklaşık %20 oranında bulunmaktadır.^{31, 44-46}



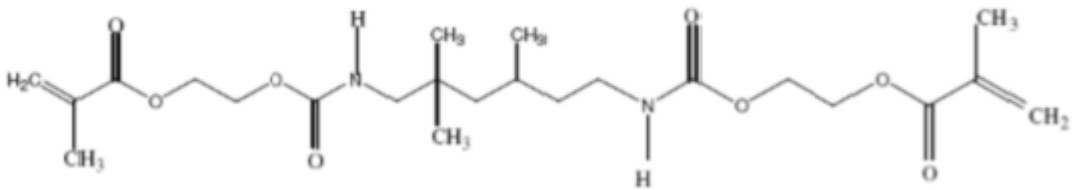
Şekil 2.2. Bis-GMA'nın kimyasal yapı formülü

BIS-GMA monomerin kıvamı bala benzeyen bir visköz yapıya sahiptir, bu sebeple manüplasyonu ve harmanlanması zordur. Yüksek doldurucu oranlarını ulaşmak ve klinik manüplasyona uygun hale getirebilmek için trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi daha düşük molekül ağırlıklı seyreltici monomerler ilave edilir.⁴⁷



Şekil 2.3. TEGDMA'nın kimyasal yapı formülü

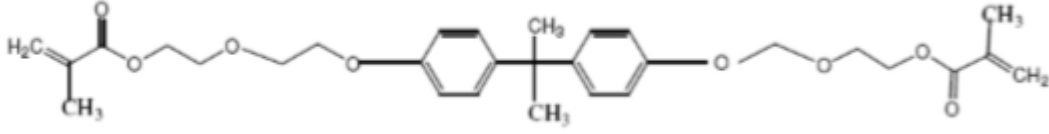
BIS-GMA yerine daha yüksek dönüşüm derecesi ve daha düşük viskozitede monomer elde etme çalışmaları sonucunda üretan dimetakrilat (UDMA) üretilmiştir. UDMA'da farklı olarak bisfenol-A'ya ait iskeletin yerini doğrusal bir izosiyonat grubu almıştır.⁴⁷



Şekil 2.4. UDMA'nın kimyasal yapı formülü

TEGDMA'nın düşük molekül ağırlıklı olması, daha çok büzülmesi ve bir miktar hidrofilik olması nedeniyle yerine geçebilecek monomerlerden biri de etoksilenmiş

bisfenol A glikol dimetakrilat (BIS-EMA) dır. Böylece BIS-GMA/TEGDMA karışımları yerine vizkozitesi birbirine yakın UDMA/BIS-EMA karışımları kullanılabilir.



Şekil 2.5. BIS-EMA'nın kimyasal yapı formülü

Son yıllarda polimerizasyon büzülmesini ortadan kaldırmak için çift karbon bağı içeren polimerler yerine açık halkalı polimerler içeren siloran ve oksiran gibi yeni monomerlerin organik faza eklenmesi gündeme gelmiştir.⁴⁸ "Silorane" en son geliştirilen bir monomerdir.⁴⁹ Oksiran ve siloksan moleküllerinin birleşmesi sonucunda siloran monomeri elde edilmektedir. Siloran molekülü kararlı bir yapıya sahiptir. İnsan organizmasında yer alan enzimatik sıvılardan etkilenmemektedir.^{50, 51} Deneysel silorane bazlı kompozitlerde, biyolojik uyumluluk, mekanik özellikler, polimerizasyon derinliği (8,5-10 mm) ve düşük büzülme oranları (hacimce % 0,5-0,8) elde edilmiştir.⁴⁹ Siloran rezinler hidrofobik yapıya sahip olmalarından dolayı, su emilimi gibi bir durum gözlenmez. Bu da rezine daha güçlü mekanik özellik sağlar. Resin simanlarda çok kritik öneme sahip renklemenin oluşmasını azaltıcı etkiye sahiptir. Bu sebeple diğer monomerlerle kıyaslandığında anlamlı bir üstünlük sağlamaktadır.^{36, 52, 53}

2.2.2. İnorganik Doldurucular

İnorganik doldurucular, matriks içine dağılmış çeşitli şekil ve büyüklükteki cam partiküller, kuartz, lityumsilikat, alüminyumsilikat ve borosilikat gibi partiküllerden meydana gelir. İnorganik doldurucuların yapısına, aşınmaya dirençli radyopak görüntü veren stronsiyum (St), silisyum (Si), baryum (Ba) , zirkonyum (Zr), çinko (Zn) gibi elementler dahil edilmiştir.⁵⁴ Bir kompozit içerisindeki doldurucuların görevi; dağılmış partiküllerin matrikste bir deformasyon oluşturmasını önlemek ve resin maddenin termal

genleşme katsayısını düşürmektir. Ayrıca organik matriks hacmindeki azalma ile beraber polimerizasyon büzülmesinde de bir azalma elde edilmiş olur. Doldurucuların bir diğer görevi ise, kıvam kazandırmaları ve polimerizasyon öncesi rezinin şekillendirilmesini sağlamalarıdır.⁵⁵ Silika partikülleri ise kompozit rezinin yapısını güçlendirir, ışığı geçirir ve yayılmasını sağlar, mineye benzer yarı şeffaf özellik kazandırır. Saf silika, nonkristalin ve kristalin formlarında bulunur. Kristalin formu sert bir yapıya sahiptir ve kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemini güçleştirir. Bu sebeple kompozit rezinler günümüzde silikanın nonkristalin formu kullanılarak üretilmektedir.⁵⁴

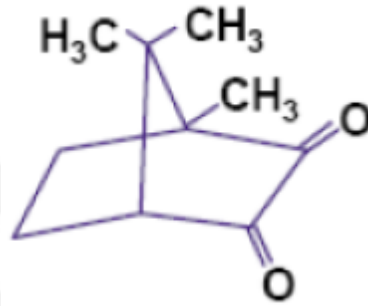
2.2.3. Ara Faz

Kompozit rezinlerin, mekanik özelliklerinin artırılması için, doldurucu partiküllerle, rezin matriksin iyi bağlanması gerekmektedir. Bağlantı, rezin matriks içerisinde birleştirilmiş bağlayıcı ajanlarla oluşturulur. Silanizasyon olarak da tanımlanan, bu bağlantı organosilan bileşikleriyle elde edilir. Silan bağlayıcı ajanlar çift fonksiyonludur, bir uçlarında hidroksil grupları ile inorganik partiküllere, diğer uçlarında ise metakrilat grupları ile karbon çift bağları oluşturarak rezin matrikse bağlanarak birleştirici görev yaparlar.^{54, 56} Böylece organik ve inorganik moleküllerin birbirine bağlanması sağlanarak suya karşı direnç gösterebilen bir rezin elde edilmiş olur.⁴²

2.2.4. Diğer Bileşenler

Başlatıcılar ve Aktivatörler: Polimerizasyon reaksiyonunun başlangıcında ilk olarak serbest radikaller oluşur. Serbest radikallerin oluşumunu başlatan maddelere başlatıcılar (inisiyatör), polimerizasyon reaksiyonunu hızlandıran maddelere de aktivatörler denir.⁵⁴ Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde termokimyasal başlatıcılar kullanılır. Genellikle kullanılan başlatıcı ise benzoil peroksittir (BP). Aktivatör olarak da bu kompozitlerde aromatik tersiyer amin kullanılmaktadır. Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerde başlatıcı olarak kullanılan fotokimyasal ajanlar ise

reaksiyonu 420-450 nm dalga boyunda görünür ışıkla yada 365 nm dalga boyunda ultraviyole ışıkla başlatılır. Ultraviyole ışıkla başlatılan sistemlerde benzoil alkil eter gibi organik bileşenler ultraviyole ışık etkisi ile serbest radikalleri oluştururlar. Görünür ışıkla polimerize olan sistemlerde ise serbest radikalleri oluşturmak için ışığı absorbe eden diketon bileşikler bulunmaktadır. Bu iş için en çok kullanılan bileşik kamforokinon (CQ)'dur. Aktivatör olarak da alifatik amin bulunur. Işığın etkisi ile harekete geçen kamforokinon aminle reaksiyona girip serbest radikalleri oluşturur.⁵⁷



Şekil 2.6. Kamforokinonun yapısı

Polimerizasyon İnhibitörleri: Dimetakrilat monomerlerinin saklama esnasında kendiliğinden polimerize olmasını engellemek amacı ile inhibitörler kullanılır. Bu amaçla % 0,1 veya daha az 4-metoksifenol (PMP) yada 2,4,6-tritersiyeer bütifenol (BHT) kullanılmaktadır. Bütifenol aynı zamanda kompozit rezinlerin renk stabilitesini de sağlar.⁵⁷

UV Stabilizatörler: Kompozitin zamanla renk değiştirmesini önlemek amacıyla ultraviyole ışığını absorbe edici maddeler kullanılmaktadır. Bazı kompozit materyallerine bu amaçla katılan madde 2-hidroksi-4metoksi benzofenondur.⁵⁸

Pigmentler: Normal diş rengi ile uyumlu, mine ve dentin görünümünü taklit edebilen kompozit rezinler elde edebilmek için küçük miktarlarda organik ve inorganik pigmentler kullanılmaktadır. Bu amaçla kompozit rezinlerin yapısına alüminyum oksit, titanyum dioksit gibi etkili opaklaştırıcılar ilave edilmektedir.⁵⁹

2.3. Kompozitlerin Sınıflandırılması

Hızla gelişen kompozit rezinleri tek bir sınıflamaya tabi tutmak mümkün değildir.^{60, 61} Kompozit rezinlerde çok farklı sınıflandırmalar mevcuttur. Ancak güncel ve en fazla kullanılan sınıflandırma şekli inorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelerine göre yapılmış olan sınıflamadır.^{31, 42}

2.3.1. Kompozit Rezinlerin Doldurucu Partikül Büyüklüğü ve Yüzdelerine

Göre Sınıflandırılması:

- a) Megafil Kompozitler (50-100 μm) -- %70-80
- b) Makrofil Kompozitler (10-100 μm) -- %70-80
- c) Midifil Kompozitler (1-10 μm) --%70-80
- d) Minifil Kompozitler (0,1-1 μm)--%75-85
- e) Mikrofil Kompozitler (0,01-0,1 μm) --%35-60
- f) Hibrit Kompozitler (0,04-1 μm) --%75-80
- g) Nanofil Kompozitler (0,005-0,01 μm)--%80-90⁶²

2.3.2. Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Kompozit Rezinler:

- Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler (iki komponentli sistemler)
 - Görünür ışık ile polimerize olan kompozit rezinler
 - Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler (dual cure kompozitler)
- şeklinde sınıflandırılabilir.⁶³

2.3.3. Kompozit Rezin Esaslı Dolgu Maddelerinin Vizkozitelerine Göre Sınıflandırılması

- Akıcı kompozit rezinler
- Geleneksel kompozit rezinler
- Kondanse edilebilir (packable, tepilebilir) kompozit rezinler²⁷

2.3.4. Doldurucu Partikül Türüne Göre Kompozit Reziner

- Homojen doldurucu kompozitler
- Hibrit doldurucu kompozitler
- Heterojen doldurucu kompozitler şeklinde sınıflandırılabilir.³¹

Homojen Doldurucu Kompozitler

İçeriğinde polimerize olmamış organik matriks ve doldurucular bulunan kompozitlere homojen doldurucu kompozitler denir. Doldurucu partiküller sadece silanizasyon işlemini yapılarak monomer matrikse eklenmişlerdir. Doldurucu partiküllerin boyutları ise aynıdır.³¹

Hibrit Doldurucu Kompozitler

Bu tip kompozitler, büyük doldurucu kompozitlerin fiziksel ve mekanik üstünlüğü ile küçük doldurucu kompozitlerin sergilediği düşük yüzey pürüzlülüğü özelliğini bir araya getirmek için tasarlanmıştır.^{31, 41, 43, 47, 64} Hibrit kompozitler ön ve arka grup dişlerde başarıyla kullanılmaktadır.⁶⁴ Hibrit kompozitler, içerisindeki partiküllerden yüzdesi en fazla olana göre adlandırılır.³¹ Örneğin “mikrohibrit” bir kompozit rezin ifade edilirken içeriğinde en çok mikro boyutta (0,01-0,1 µm) doldurucunun olduğu anlaşılmaktadır.

Heterojen Doldurucu Kompozitler

İçeriğinde önceden polimerize edilmiş kompozit parçacıkları veya farklı doldurucu partiküller bulunan kompozitler heterojen doldurucu olarak adlandırılır. Ön ve arka grup dişlerin restorasyonu için kullanılabilirler. Ayrıca diğer kompozitlere göre fiziksel özellikleri daha iyidir. Daha iyi polimerize olabilirler bu nedenle biyolojik olarak da avantajlıdır. Fakat içerisinde önceden polimerize edilmiş doldurucu bulunması, organik matriks ile kurulan bağın zayıf olmasına neden olur.^{31, 41}

2.4. Kompozit Rezinlerin Özellikleri

Kompozit rezin materyaller alanındaki gelişmeler sayesinde fiziksel ve mekanik özellikler açısından önemli başarılar elde edilmiştir. Kompozit rezinlerin özelliklerinin (su emilimi, aşınma direnci, yüzey özellikleri, elastiklik modülü, çözünürlük, termal genleşme, radyo-opasite, optik özellik, mekanik direnç) en iyi seviyede olması istenmektedir.^{31,41}

2.4.1. Su Emilimi

Su emilimi, tüm restoratif materyallerin fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerini etkileyen, restoratif materyallerin klinik başarılarının azalmasında önemli rol oynayan ve bütünüyle kontrol altına alınamayan faktördür.⁶⁵ Kompozit rezinlerin suya maruz kalması sonucu; suyun rezin tarafından tutulması, doldurucu ve matriks arasındaki bağlanmanın bozulmasında, matriksin plastizasyonunda, materyalin çekme dayanıklılığı ve aşınma direncinin azalmasında direk etkilidir. Ayrıca silan hidrolizi ve mikro çatlakların oluşumu ile kompozit rezinlerin ömrünün azalmasına neden olur.⁶⁶ Klinikte kullanılan kompozitlerin mekanik direncininin yüksek olabilmesi için hidrofobik özellikleri gelişmiş olmalıdır.³¹

2.4.2. Aşınma Direnci

Klinikte yapılan kompozit restorasyonlarda, karşıt dişlerle çok sayıda teması, yiyecek maddelerinin ve oral sıvıların etkisiyle kompozitin yüzeylerinde aşınmalar meydana gelmektedir.⁴⁴ Kompozit rezinin yapısındaki doldurucu partiküllerin boyutu, miktarı ve şekilleri materyalin aşınma direncini doğrudan etkilemektedir. Genel anlamda kompozitlerin aşınma direnci kabul edilebilir seviyededir.⁴¹

2.4.3. Yüzey Yapısı

Kompozit rezinlerin organik matriks ve inorganik doldurucu tipleri, partikül boyut ve miktarları, çalışma şekli ve kullanılan aletler restorasyonun yüzey yapısını

etkilemektedir.^{67, 68} Ayrıca yetersiz yapılan polisaj işlemi kompozit restorasyonlar üzerinde biyofilm tabakası oluşumunda önemli bir faktördür. Oral bakteri gelişiminde tetikleyici diğer faktörler ise polimerizasyonun yetersiz olması ve rezinin biyolojik yıkıma uğramasıdır.⁴⁴ Bu sebeplerden dolayı kompozitin yüzey pürüzsüzlüğü diş etinin ve yumuşak dokuların sağlığı bakımından oldukça önemlidir.⁴¹ Yapılan restorasyonların her zaman pürüzsüz olması istenmektedir. Bu nedenle materyalin doldurucusu ne kadar küçülürse cilalanabilirliği de o kadar artmaktadır.³¹

2.4.4. Elastiklik Modülü

Kompozit rezinin elastisite modülü, dentin ve minenin elastisite modülü göre daha düşüktür. Minenin elastisite modülü 33,6 GPa ve dentinin 11,7 GPa iken birçok kondanse edilebilir kompozit materyali için elastisite modülü 10,5 GPa'dır.^{69,70} Düşük bir elastisite modülü zayıf bağlanmaya yol açar ve materyalin yerleştirilmesinden sonra basınç ve çekme kuvvetleri altında yapısının bozulabileceği belirtilmiştir.^{71,72} Kompozit rezinlerde partikül miktarının fazla olması elastisite modüllerini yükseltir. Ayrıca partikül miktarının artması kompozit rezinlerde hacimsel büzülmenin de azalmasını sağlar, buna bağlı olarak da kompozit-dentin ara yüzeyinde büzülme streslerinin azalacağı bildirilmiştir.⁷³ Dentin bağlayıcı ajan uygulaması, kavite duvarı ile kompozit arasında elastisite modülü düşük olan yapay bir elastik duvar oluşturarak büzülme streslerini azaltacağı bildirilmiştir.³¹

2.4.5. Çözünürlük

Suda çözünürlük, restorasyonların kimyasal çözünürlüklerini artırarak biyolojik yapılarla olan uyumlarını olumsuz yönde etkiler. Sonuç olarak hem restorasyonların kenar bütünlüğü ve yüzey özellikleri bozulur hem de estetik görünümünde kayıplar ortaya çıkar.⁶⁵ Kompozitlerin suda çözünürlüğü 0,25-2,5 mg/mm³ oranındadır.⁴⁴ Kompozit rezinlere uygulanan ışığın süresinin ve yoğunluğunun az olmasına bağlı olarak

gelişen polimerizasyon yetersizliği sonucunda kompozitlerde aşınma, çözünme ve renklenme gibi sorunlar ortaya çıkar.^{31, 41} Polimerizasyonu en iyi şekilde yapılan kompozit rezinlerin yapısındaki artık monomer miktarı azalır ve böylece klinik olarak anlamlı bir çözünme olmaz.^{31, 41}

2.4.6. Termal Genleşme

Mine ve dentin ile kompozit rezinler arasında termal genleşme katsayılarındaki farklılığa bağlı olarak kompozitin diş dokularıyla olan bağlantısı olumsuz etkilenir.⁷⁴ Kompozit rezinler diş yapısına göre termal genleşme katsayısı 2 ile 6 kat daha yüksektir.⁷⁵ Minenin termal genleşme katsayısı 8.3×10^{-6} ppm/°C iken dentinin termal genleşme katsayısı 11.4×10^{-6} ppm/°C dir. Bir hibrit kompozit rezinin yaklaşık olarak 20×10^{-6} ppm/°C, kompozit rezinlerin ise 25-60 ppm/°C arasında değişmektedir.⁷⁶ Bu farklılık, kompozit rezinin, sıcak veya soğuk gıda tüketilmesi durumunda olduğu gibi sıcaklık değişikliklerine cevap olarak diş yapısından daha yüksek oranda genişleyeceği ve büzüleceği anlamına gelmektedir. Bu uyumsuzluğun, bağlantı kaybına ve diş ile restorasyon arayüzünde açıklık oluşumu sonucu mikrosızıntıya neden olacağı belirtilmektedir.^{46, 77}

2.4.7. Radyoopasite

Kompozit rezinlerin inorganik fazında bulunan lityum, alüminyum cam, kuartz ve silika gibi partiküller radyopak değildirler. Bundan dolayı stronsiyum, baryum ve yitriyum gibi elementler eklenerek radyopak özelliği olan kompozit rezinler üretilmiştir. Radyoopasite tanı için yeterlidir ancak oranı, metalik restorasyonlardan daha azdır. Kompozit rezinlere radyopaklık veren elementler ayrıca kompozit yapısında termal genleşmeyi arttırdıkları ve silan bağlanma ajanlarını hidrolize ettikleri için inorganik faza sınırlı miktarda eklenirler.³¹

2.5. Kompozit Rezinlerin Kullanım Alanları

Restoratif diş hekimliğinde, diş dokularının korunması ve sağlığının devam ettirilmesi amaçlanır. Bu bakımdan teşhisin doğru konması en önemli aşamadır. Dişlere uygulanan tedavi eksiksiz yapılmalı, diş yeniden doğal bir görünüm kazanmalıdır. Bu sebepten dolayı kompozit rezinlerin kullanım alanına uygun seçilmesine özen gösterilmelidir.⁴²

- Black III, Black IV, Black V, Black VI, okluzal genişliği tüberküller arası mesafenin 1/3 'ünü geçmeyen sınıf I restorasyonlarda, arka grup dişlerde gingival sınırı dişetin altında olmayan sınıf II restorasyonlarda kurallara uyulduğu sürece kompozit rezinler kullanılabilir.^{31, 42}
- Post ve kor yapımında, ortodontik brakelerin yapıştırılmasında, inley, onley ve porselen veneerlerde yapıştırma materyali olarak kullanılabilir.^{31, 41}
- Geçici kuron restorasyonlarının hazırlanması tercih edilebilir.⁴¹
- Mobilitesi olan dişlerde periodontal splint amacıyla kullanılabilir.³¹
- Diastema kapatılması işlemi, kuron restorasyon için alt yapı olarak hizmet edebilecek bazı uygulamalarda ve tüm estetik amaçlı restorasyonlarda kullanılmaktadır.⁴²
- Mine defektleri ve hipoplazilerin düzeltilmesi, tetrasiklin ve florozis gibi diş renklenmeleri, abrazyon ve erozyona uğramış servikal lezyonlar, kırık diş tedavileri kompozit rezinler ile yapılabilir.⁴¹

Kompozit rezinler, bu geniş kullanım alanına sahip olması ile birlikte uygulama esnasında teknik hassasiyetleri dikkate alınmalı, kompozit materyalinin özellikleri ve sınırlamaları iyi bilinmelidir.⁴⁴ Örneğin;

- Restorasyonun yapıldığı ağız içindeki bölge izolasyonu sağlanamıyorsa

- Yüksek okluzal kuvvetlere maruz kalınan, kapanış bozukluğu görülen bölgelerden yapılan restorasyonlarda ,
- Kök yüzeyine uzanan restorasyon durumlarında, restorasyonun tamamı kompozit rezin ile planlanıyorsa
- Bütün okluzal kontak noktaları, sadece kompozit rezin ile restore edileceği durumlarda,

Kompozit restorasyonların başarısız olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.^{42, 78, 79}

2.6. Kompozit Rezinlerdeki Son Gelişmeler

Adeziv diş hekimliğinin temelini oluşturan kompozit rezinler, teknolojinin gelişmesi ile birlikte büyük bir gelişme göstermiş ve göstermeye de devam etmektedir. Yapılan çalışmalar sonucu elde edilen veriler ve klinik bulgular kompozit dolguların devamlı olarak eksiklerini tamamlayıp iyi materyal üretmeye sevk etmiştir.

2.6.1. Siloranlar

Klinikte kullanılan çoğu dental kompozit materyali dimetakrilat esaslı organik matriks içermektedir. Bu tür kompozit rezinlerdeki en önemli ortak sorunlardan biri de polimerizasyon büzülmesidir. Akrilat esaslı kompozit rezin materyallerin yüksek hacimsel büzülmesi daha iyi organik matriks içeren materyalin geliştirilmesine sevk etmiştir. Bu konudaki en yeni gelişmelerden biri dimetakrilat monomerlerinin serbest radikal polimerizasyonu yerine halka açılımlı polimerizasyonu olan siloran molekülleri esaslı kompozit rezinlerdir.⁸⁰ Siloran terimi hem siloksan hem de oksiran yapı taşlarını içeren hibrit monomer sistemlerini temsil eder. Siloran, arka grup dişlerde kullanılması amaçlanarak üretilen düşük polimerizasyon büzülmesine sahip bir monomerdır.^{36, 52} Siloran esaslı restoratif sistemlerin metakrilat esaslı sistemlere göre marjinal uyum ve mikrosızıntı açısından daha üstün olduğu yapılan çalışmalarla belirlenmiştir.⁸¹ Siloranlar

hidrofobik yapıda olduklarından kompozit rezinlerin su emilimini engeller böylece kompozit restorasyonlar, yapısı bozulmadan uzun süre ağızda kullanılabilir. Ayrıca içeriğinde siloran monomerler bulunan kompozitler renk stabilitesi konusunda da başarılıdır.⁵²

2.6.2. İyon Salınımı Yapabilen Kompozit Rezinler

1998 yılında üretilen iyon salabilen kompozitler, restorasyon yüzey pH değerlerinin değişimlerine bağlı olarak florür, hidroksil ve kalsiyum iyonları salarlar.³¹ Aktif plaktan dolayı pH değerlerinin düşmesi ile iyonların salınma oranı artar. Salınan bu iyonlar, geliştirilmiş alkali cam dolduruculara dayanır ve mikroorganizmaların çoğalmasını inhibe etmek amaçlanmıştır.⁸² Bu doğrultuda, karyojenik bakterilerin ürettiği asitlerin tamponlanacağı, demineralizasyonun durdurularak restorasyon kenarlarında ikincil çürük oluşumunun engellenmesi umulmaktadır.³¹

2.6.3. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler

Fiberle güçlendirilen kompozitler, geleneksel restoratif kompozitler gibi organik matriks ve inorganik doldurucu fazdan oluşur. Ancak bu kompozitler, geleneksel restoratif kompozitlerdeki partiküllerden farklı olarak doldurucu fazı fiberlerden oluşur.⁸³ Bu kompozitler iki yapıdan oluşur. Alt yapısını karbon, cam veya polietilen yapıda fiber, dış yapısını ise hibrit veya mikro doldurucular oluşturur.⁸⁴

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler, mekanik direnç sağlamak amacıyla arka grup dişlerin restorasyonlarında kullanılan, kısa fiberle içerikli kompozitlerdir.⁸⁵ Diğer kompozitler ile kıyaslandığında birçok mekanik özelliklerinin geliştirilmiş olduğu görülmektedir.⁸⁶ Fiberle güçlendirilen kompozit materyaller, nemli ağız ortamında uzun süre stabil kalamazlar ve mekanik özellikleri olumsuz etkilenir. Tek başına iken dağılılabılır, matriks dışına taşabilir ve böylece irritasyona neden olabilir.⁸⁷ Bu kompozitler

ile yapılan restorasyonlarda tek tabaka uygulandıktan sonra üzerinin konvansiyonel kompozit ile restore edilmesi gerekmektedir.⁸⁸

2.6.4. Ormoserler

1998 yılında organik modifikasyonlu seramikler, restoratif dişhekimliğine farklı kompozit bir madde olarak sunulmuştur. Bu madde, organik-modifikasyon-seramik kelimelerinin ilk hecelerinden oluşan ormoser (ormocer) adını almıştır.³¹ Ormoserlerle birlikte kompozit rezinlerin organik matriksinde yapısal değişikliğe gidilmiştir.⁸⁹ Ormoserler, diş yapısına benzer olarak inorganik ve organik elementlerin oluşturduğu üç boyutlu kopolimerler içerir. Ormoserler, SiO₂ üzerinde oluşan bir inorganik iskelete sahiptirler ve bu iskelet üzerine polimerize edilen organik üniteler eklenmiştir. Bu çapraz bağlı inorganik ve organik ağ matriks ile doldurucu partiküller birleştirilmiştir. Doldurucu materyal olarak kompozitlerdeki doldurucularla benzer özel cam, seramik ve yüksek düzeyde silikadan oluşur.^{32, 90} Ormoserler, hibrit kompozitlerle kıyaslandığında daha az doldurucu içermesine rağmen hibrit kompozitlerle benzer polimerizasyon büzülmesi gösterir.^{91, 92} Ormoserlerin mine ve dentine iyi bağlanma göstermesi, biyouyumluluk, iyi estetik, kondanse edilebilir olması ve kolay uygulanabilmesi avantajları arasında sayılabilir.⁹¹ Fakat bununla birlikte ormoserler hibrit kompozitlere göre ışığı daha çok absorbe eder ve ışık geçirgenliğinin azalmasına neden olur.⁹³

2.6.5. Bulk-fill Kompozit Rezinler

Son zamanlarda piyasaya çıkarılan bu tür kompozitler, kaviteyi tabakalama tekniğine göre daha hızlı bir teknik olan bulk tekniğiyle doldurmak amacıyla üretilmişlerdir.⁹⁴ Yeni nesil nanohibrit kompozit türüdürler.⁹⁵ Bulk-fill kompozitler, polimerizasyon derinlikleri arttırılmış ve kaviteye 4-5 mm kalınlığında yerleştirilebilmektedir. Ayrıca polimerizasyon büzülme stresleri ile kuspal defleksiyon oranları kontrol altına alınmıştır.^{1, 96-98} Bu kompozitler pürüzsüz ve krem kıvamındaki

yapısıyla, kaide materyali kullanmadan kompozit uygulandığında kavite tabanında ve duvarlarında yüksek kenar uyumu sağladığı belirtilmektedir. Büzülme streslerini azaltan teknolojiyle kenar bütünlüğünü arttırarak, polimerizasyon büzülmesini; düşük bir büzülme stres değeri olan 1.13 Mpa'ya ve düşük bir büzülme hacmi olan 1.9'a indirmiştir. Böylece dişin deformasyon, postoperatif hassasiyet, mikrosızıntı ve sekonder çürük olasılığını azalttığı belirtilmiştir.⁹⁹

Bu kompozitlerin kaviteye tek tabaka halinde yerleştirilmesi, çalışma kolaylığı sağlayarak klinikte çalışma süresini azaltıp hasta memnuniyetini ve konforunu arttırmaktadır.¹⁰⁰ Bulk tekniği, tabakalama tekniği ile kıyaslandığında daha iyi bir adaptasyon sağlayabilmektedir. Ayrıca tabakalar arasında boşluk oluşma riski en aza indirilir.¹⁰¹ Böylece oksijen inhibisyonu az olur ve daha iyi polimerizasyon sağlanabilir.¹⁰² Bulk-fill kompozitlerin foto başlatıcı (initiatör) dinamikleri modifiye edilmiş ve translüsens özellikleri arttırılmıştır. Bu durum bulk-fill kompozitlerin kalın tabakalar halinde uygulanabilmesini sağlamıştır.¹⁰³ Bu kompozitlerin translüsantlığının artması ışık penetrasyonunu kolaylaştırır ve daha derin bir polimerizasyon sağlar.¹⁰⁴

Bulk-fill kompozit rezinlerin, geleneksel kompozit rezinlere göre polimerizasyon büzülmesi daha düşüktür. Kavite duvarlarında daha düşük polimerizasyon büzülmesi stresi gösterirler.¹⁰⁵

Bulk-fill kompozitlerle restore edilerek standardize edilmiş sınıf II kavitelere kaspal defleksiyonun azaldığı görülmüştür.¹⁰⁶

Bulk-fill kompozitlerin, konvansiyonel rezinlere göre inorganik doldurucu oranları daha düşük iken, doldurucuların boyutları da daha büyüktür. Bu şekilde bulk fill kompozitlerle yapılan restorasyonların derin noktalarına kadar polimerizasyon sağlanmış olur. İnorganik doldurucu miktarının daha düşük ve boyutlarının daha büyük olması sonucu doldurucu-matriks ara yüzünün toplam alanı azalmış olur. Böylece ışığın

saçılmasını azaltarak daha derinlere penetre olabilmelerini kolaylaştırır.¹⁰⁷ Bulk-fill kompozit materyallerinin bazı önemli karakteristik özellikler taşımaları gerekir.¹⁰⁸

Bunlar:

1. Düşük polimerizasyon büzülmesi
2. Daha iyi kavite adaptasyonu
3. Minimum zamanda uygulanabilir olması
4. Gelişmiş fiziksel özellikler
5. En az 4 mm de kabul edilebilir sertleşme derinliği

Bulk-fill kompozitlerin inorganik yapısında bulunan baryum ve ytterbium partikülleri, materyalin radyoopasitesini artırır böylece ışık kaynağının etkisinin derinlere ulaşabilmesini sağlar. Ayrıca kompozite mineye benzer bir şeffaflık özelliği kazandırarak estetik üstünlük sağlanmış olur.¹⁰⁰ Bulk fill kompozitler, modifiye edilmiş metakrilat reçinelerin etkisiyle, daha yavaş polimerize olur.¹⁰⁶

X-trafil ve X-tra base gibi bazı bulk fill kompozitler geleneksel kompozitler ile kıyaslandığında daha gelişmiş bir ışık geçirgenliği elde etmek için; doldurucu oranının azaltılıp partikül büyüklüğünün artırıldığı görülmekte, fakat bu durum kötü estetik ve düşük mekanik özellikler ile abrazyon ve yüzey pürüzlülüğünde artışa sebep olduğu bildirilmektedir.¹⁰⁷

Bulk fill kompozitlerin mekanik özellikleri, doldurucu içeriğine bağlı olarak geniş bir alanda çeşitlilik göstermektedir. Bu nedenle bu materyaller düşük viskoziteli (akıcı) ve yüksek viskoziteli olarak iki sınıfa ayrılırlar. İlk kullanıma sunulan Smart Dentin Replacement (SDR) bulk-fill kompozitlerde; düşük mekanik özelliklerden dolayı, uzun dönemde oluşabilecek yüksek degradasyona karşı koruma niteliğinde, restorasyon sürecine ek bir aşama olarak, en üst tabakanın geleneksel kompozitle tamamlanması

gerektiği belirtilmiştir. Ayrıca SDR bulk-fill kompozitlerin içeriğine ysek molekül ağrılığında monomer eklenerek yenilikçi değişimler yapılmıştır.⁹⁴

SonicFill ise ysek viskoziteli bir kompozit olarak sonik aktivasyon sistemi olan ve akışkan kompozit gibi kaviteye uygulanan ancak, modelaj için üzerinde kontrolleme, biçimlendirme yapılabilen bir bulk fill kompozittir. Son üretilen ysek viskoziteli bulk fill rezin bazlı kompozitler ile restorasyonu tamamlayan bir st tabaka uygulamasına gereksinim duyulmamaktadır. Akışkan bulk fill kompozitler, uygulama süresinin azalması ve saklama koşullarının kolay olması gibi avantajlar taşırken; tamamlayıcı bir st tabaka uygulamasıyla ise restorasyon, estetik özellikler açısından geleneksel kompozitlerle benzer duruma getirilmiş olur.¹⁰⁶

Bulk fill kompozitlerde; Tetric Evo Ceram dışında, foto-başlatıcı sistem, geleneksel kompozitlerde olduğu gibi kamforokinon (CQ) bazlı sistemler bulunurken Tetric Evo Ceram (TECBF) sisteminde ise normal kamforokinon/amin başlatıcı sistemi ile birlikte germanyum bazlı bir başlatıcı olan “Ivocerin” bulunmaktadır. Bu başlatıcı sistem yani fotoinsiyatr, kamforokinona kıyasla ışığa daha hassasdır ve ışığı daha iyi emer. Bu sayede Tetric Evo Ceram (TECBF) sisteminin daha ysek bir fotopolimerizasyon aktivitesi göstermesini sağlar.¹⁰⁷

Kompozitlerin polimerizasyonu yalnızca ışık kaynağının gücü ve ışık ucu ile kompozit yüzeyi arasındaki uzaklığa değil, doldurucu partiküllerin ve matrisin kimyasal kompozisyonu ile kompozitlerin renk ve tabaka kalınlığına bağlıdır.¹⁰⁹ ışık enerjisinin yetersiz olması durumunda ise materyalde düşük dönüşüm derecesine ve artık monomer kalmasına sebep olacaktır.¹¹⁰

2.7. Kompozit Rezinler ve Polimerizasyon

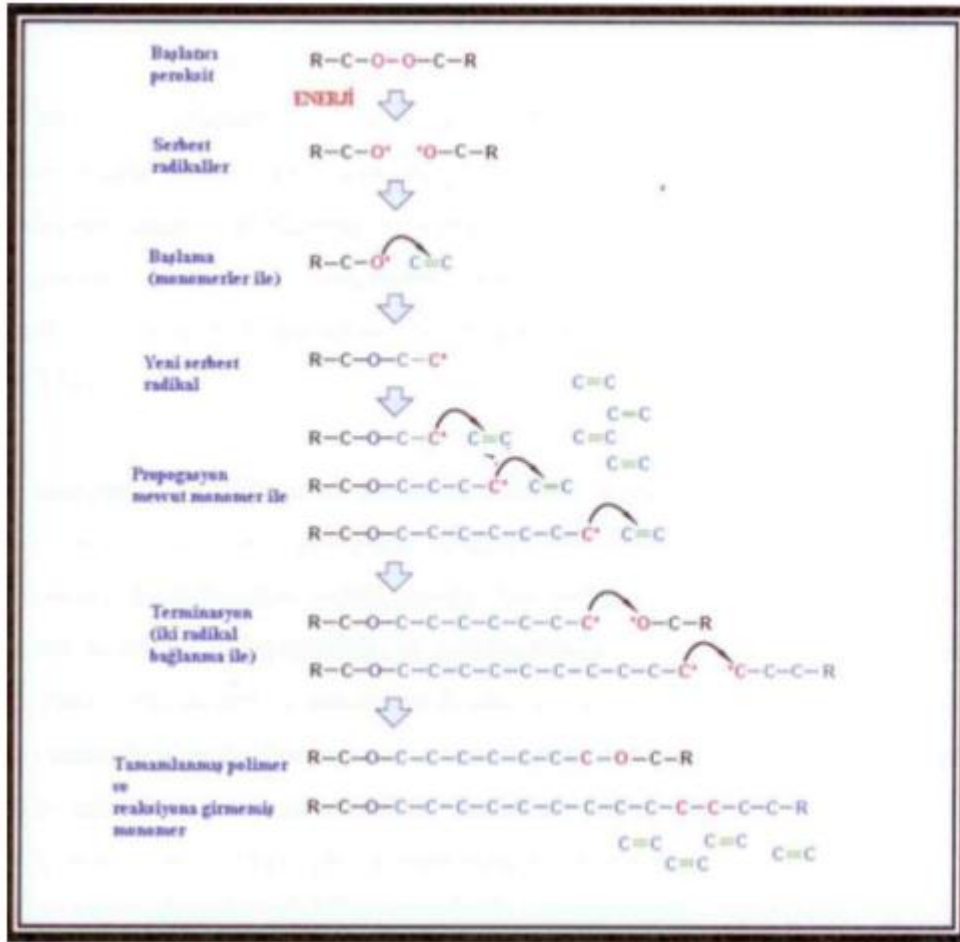
Monomer adı verilen küçük moleküllerin, geniş bir zincir oluşturmak üzere kimyasal olarak bağlanması ile polimerler oluşur. Tüm bu işleme polimerizasyon denir.¹¹¹

Polimerizasyon temelde dört farklı reaksiyon meydana gelir. Bunlar; aktivasyon, başlangıç, çoğalma ve sonlandırma reaksiyonlarıdır.^{112, 113} Aktivasyon işleminde, polimerizasyonu başlatacak serbest radikaller açığa çıkar.^{113,114} Başlangıç aşamasında ise serbest radikaller monomer molekülündeki doymamış çift bağı açarak molekülü aktive eder ve diğer monomerlerle birleşerek polimer zincirleri oluşturur. Ortamda serbest radikal kalmayana kadar bu işlem devam eder.¹¹⁵ Çoğalma aşamasında, polimer zincirine yeni monomerler eklenir. Ortamdaki monomer miktarının azalması gibi nedenlerden dolayı reaksiyonun bitmesi ile de sonlandırma aşaması gerçekleşir.¹¹⁴

Çift karbon bağı değişimi ne kadar fazla gerçekleşirse, polimerizasyon o kadar başarılıdır ve daha iyi fiziko-mekanik sonuçlar alınır. Reaksiyona girmeyen karbon çift bağları, ya serbest radikaller olarak kalırlar veya monomer zincirine artık monomer olarak katılırlar.¹¹⁶

Kompozit yapısındaki artık monomerler ise, zamanla oksidasyonla birlikte kompozitin renk değiştirmesine ve yapısal özelliklerinin bozulmasına sebep olabilir.^{117, 118}

Başarılı bir kompozit restorasyon için polimerizasyonun tam olarak sağlanabilmesi önemli bir faktördür. Çünkü yetersiz polimerizasyon; restorasyonda sızıntının artmasına, mekanik özelliklerin ve dış yüzeyine bağlanmanın zayıflamasına neden olur.¹¹⁹



Şekil 2.7. Polimerizasyonda serbest radikalın devam eden zincir reaksiyonu

Polimerizasyonu etkileyen faktörler ¹²⁰;

- Kompozit tipi,
- Kompozitteki doldurucu partikül yüzdesi, şekli ve büyüklüğü,
- Kompozitin kalınlığı ve rengi,
- Restoratif materyalin adezivlerle uyumu,
- Işık uygulama süresi
- Işık kaynağı tipi,
- Işık yoğunluğu,
- Işık kaynağı ucu- kompozit arası mesafedir.

2.7.1. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazları

Günümüzde kompozit reçinelerin polimerizasyon reaksiyonunun başlatılması için ışık kaynakları kullanılmaktadır.¹²¹ Işıkla polimerize olan sistemler günümüze kadar birçok gelişme göstermiştir. Kompozit reçinelerin ışık kullanılarak polimerizasyonu ilk olarak 1970'lerin başlarında, Ultraviyole (UV) ışığın kullanılmasına dayanmaktadır.¹²² Ancak UV ışığın hasta ve hekim için zararlı olabileceği düşüncesi ile kullanılmaktan vazgeçilmiş ve bunun yerine görünür ışık kaynakları kullanılmaya başlanmıştır.¹²³ Işık kaynağı kullanılan polimerizasyon reaksiyonunda asıl mekanizma, rezin matriks içerisinde bulunan polimerizasyon başlatıcıların aktive edilerek serbest radikallerin oluşması esasına dayanır ve bunun gerçekleşebilmesi için kullanılan ışığın dalga boyu ile polimerizasyon başlatıcıların dalga boylarının birbirine yakın olması gerekmektedir.¹²⁴ Günümüzde kompozitlerin polimerizasyonu için sıklıkla kullanılan dört farklı tip ışık kaynağı bulunmaktadır. Bunlar; Kuartz-tungsten-halojen (QTH) , plazma ark (PAC) ve lazer ışık kaynakları, ışık yayan diyot lambalar (Light Emitting Diode), LED dir.¹²⁵⁻¹²⁷

2.7.1.1. Kuartz Tungsten Halojen Işık Cihazı (QTH)

Geleneksel ışık cihazları olarak bilinen bu sistemlerde, güç kaynağının ısıttığı halojen gaz içeren, tungsten filamente sahip ampül kullanılmaktadır.^{125, 126, 128, 129} Işık bu tungsten filament üzerinden geçirilen elektrik akımı ile elde edilmekte ve bu işlem sırasında yüksek ısı açığa çıkmaktadır. Açığa çıkan bu yüksek ısı halojen ışık cihazı birimlerinde yıpranmaya yol açar. Halojen ışık kaynaklarının bu özellikleri, ışık yayma aralığını kamforokinonun emilim aralığı olan (370-550 nm) arasında sınırlamak amacıyla band-pass filtreleri kullanılır. Bu filtreler fazla ışığı ısıya dönüştürerek cihazın içinde kalmasını sağlarlar. Bu istenmeyen ısının, filtrelerden ve reflektörden uzaklaştırılması için bir fan kullanılmaktadır. Filtreler, cam üzerine yine özel bir cam veya plastik kaplanması ile üretilir. Cihazın kullanım ömrü içerisinde maruz kaldıkları yüksek ısıya

bağlı olarak filtrenin, halojen ampulün ve aynanın yapıları bozulabilir ve filtreleme özellikleri ve cihazın polimerizasyon etkinliği azalabilir.¹³⁰ Bu filtreleme sistemleri halojen lambası ve reflektör ömrünü azaltarak 80-100 saat gibi bir süreyle sınırlar.^{129, 131} Halojen ışık cihazları genellikle 400-800 mW/cm² aralığında ışık üretirler ve ışık cihazının etkin olarak kullanılması için en az 300 mW/cm² nin ışık üretmelidir.¹³² Üretilen ışığın yoğunluğu cihazın ışık ucunun genişliğinden etkilenir. Standart 11 mm'lik uçtan 3 mm' lik bir uca geçildiğinde elde edilen ışığın yoğunluğunu dolayısıyla ısıyı arttırır. Bu artış pulpa dokusunda geri dönüşümsüz hasarlara neden olabilir.^{129, 133, 134}

2.7.1.2. Plazma Ark

Plazma ark ışık kaynakları, xenon dolduruculu lambadaki iki elektrot arasında sıcak plazma oluşturan ışık gücü yoğunluğu oldukça yüksek (≈ 2400 mW/cm²) sistemlerdir.¹³⁵ Böylece kompozit rezinlerin ideal polimerizasyonu çok kısa sürelerde gerçekleşebilmektedir.^{55, 136} Halojen lambalarla kıyaslandığında daha geniş bir dalga boyu aralığına sahip cihazlardır.¹³⁷ Cihazda halojen ışık kaynaklarında olduğu gibi filtreler bulunur. Bu filtreler sadece mavi ışığa izin verirken diğerlerini filtre etmektedir. Ayrıca, bu cihazda da elektrotlar arasında elektron geçişi sırasında yüksek ısı açığa çıkar ve bu nedenle de pulpal hasara neden olabileceği bildirilmiştir.¹³⁵ Cihazın yüksek ışık gücü yoğunluğu sebebiyle kompozit materyallerin polimerizasyonunda büzölmelere ve mikrosızıntıların artmasına yol açtığı bildirilmiştir.¹³⁸

2.7.1.3. Argon-ion Lazerler

Dışhekimliğinde hem yumuşak dokuda hem de sert dokularda kullanılacak farklı dalga boylarına sahip lazer sistemleri bulunmaktadır. Bu sistemlerden sadece 450-502 nm dalga boyuna sahip argon lazerler kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılmaktadır.¹³⁹ Bu ışık kaynağı ile kompozit rezinlerin polimerizasyonu görünür ışıkla kıyaslandığında daha kısa sürede gerçekleşir.¹³⁹ Bu sistemlerde Kızılötesi ışık

dalgaları kullanılmadığı için dokulara zarar verebilecek ısı artışları görülmez.¹⁴⁰ Lazer kullanılarak yapılan çalışmalarda kompozit rezinlerden açığa çıkan artık monomer geleneksel sistemlere göre daha az olduğu ve fizikomekanik özelliklerinin daha iyi olduğu bildirilmiştir.^{141, 142} Ancak bu sistemin dalga boyu aralığının dar olması sebebiyle kompozit rezinlerin yapısında bulunan farklı tip polimerizasyon başlatıcıları aktive edememesi ve pahalı bir sistem olması dezavantajları olarak bildirilmiştir.¹³⁵

2.7.1.4. LED Işık Cihazları

Rezin esaslı restoratif materyallerin polimerizasyonunda halojen ışık cihazlarından kaynaklanan sorunları ortadan kaldırmak amacı ile LED ışık cihazları geliştirilmiştir. Bunlar, elektrik enerjisini direkt olarak ışığa çeviren yarı iletken cihazlardır.^{140, 143} 450-485 nm aralığında dalga boyuna sahip görünür mavi ışık üretirler. Bu cihazlar pek çok kompozit rezinin yapısında polimerizasyon başlatıcı olarak bulunan kamforokinonun aktivasyonu için gerekli dalga boyuna sahip cihazlardır.^{126, 144} Işık üretimi, yapı içerisinde bulunan galyum-nitrit yarı iletkenlerde elektronların geçişi sırasında olduğundan ısı açığa çıkmaz. Ayrıca gereken dalga boyunda ışık üretildiği için ışığın filtre edilmesine gerek yoktur.^{126, 145} Bu ışık kaynakları enerji tüketimleri düşüktür, ayrıca sessiz çalışabilen, küçük, taşınabilir ve sistemlerdir.^{140, 146, 147}

Halojen ışık cihazlarına göre oldukça uzun ömürlü lambalar olup (≈ 10.000 saat) sistem içerisinde fan bulunmadığı için ışık şiddetinde değişiklikler gözlenmez.¹⁴⁸ Birinci nesil LED ışık cihazlarında yaşanan yetersiz polimerizasyon ve dar bant aralığı ile ilgili sorunların üstesinden gelebilmek için daha sonra yeni nesil ışık cihazları üretilmiştir. İkinci nesil LED ışık cihazları $1000-1200 \text{ mW/cm}^2$ aralığında ışık gücü yoğunluğuna sahip cihazlar olup, 390-490 nm aralığında dalga boyuna sahip görünür mavi ışık üreten sistemlerdir.^{137, 146} İkinci nesil LED ışık cihazları, PAC ışık cihazları gibi dalga boyu aralığı uyumlu olmadığı için bazı kompozit rezinleri polimerize edememektedirler. Bazı

üreticiler, 405-410 nm dalga boyu aralığında da ışık oluşturabilen üçüncü ve en son nesil LED ışık cihazlarını geliştirmişlerdir.¹⁴⁹

Günümüzde üretilen 3. nesil LED ışık cihazları (Valo, Ultradent), 3200mW/cm² ışınlama gücüne ve 3-6 s'ye kadar güvenli polimerizasyon yapabilme kapasitesine sahip oldukları bildirilmiştir.¹⁵⁰ Üçüncü nesil bu LED ışık cihazları, ikinci nesiller gibi mavi diyod içerirler ancak bir veya daha fazla düşük güçte diyod bulundurlar ve böylece mor diyodu oluştururlar. Mor ve mavi diyodu kapsayan bu LED cihazları kamforokinon ve diğer başlatıcıları etkinleştirebilmektedirler.¹⁵¹

2.7.2. Polimerizasyon Yöntemleri

Polimerizasyon yöntemi materyalin uygulama tekniğini, bitirme işlemini, polimerizasyon büzülme yönünü, renk stabilitesini ve materyalin iç porozite oranını etkiler. İki tip polimerizasyon yöntemi vardır;

1. Kimyasal polimerizasyon
2. Görünür ışıkla polimerizasyon

Kimyasal polimerizasyon yönteminde materyaller bir katalizör ve baz maddenin karıştırılması sonucu polimerize olurlar. Işıklı polimerizasyon yöntemi ise çeşitli ışık kaynaklarının kullanımını gerektirirler. Işıklı kullanımda gerekli önlemler alınmalı aksi takdirde ışık kaynakları uzun kullanım ve direkt göz teması sonucu, retina hasarına sebep olabilirler. Işıklı polimerize olan materyaller ile çalışma süresi uzarken, restorasyonun bitim süresi kısalmır. Aynı zamanda renk stabiliteleleri daha fazladır ve internal porozite oranları daha düşüktür.⁴¹

2.7.3. Polimerizasyon Derecesi

Kompozit rezinlerde monomerlerin polimere dönüşüm miktarı başka bir deyişle polimerizasyonu boyunca karbon çift bağları (C=C) karbon tek bağlarına (C-C) dönüşme oranı, konversiyon ya da polimerizasyon derecesi olarak adlandırılmaktadır.¹⁵²⁻¹⁵⁴

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında monomerlerin tümüyle polimerlere dönüşmesi veya polimerizasyon derecesinin yüksek olması istenir. Polimerizasyon derecesi artarken rezinde reaksiyona katılmayan artık monomer miktarı azalmakta ve buna bağlı olarak fiziksel özellikler gelişmektedir. İdeal bir kompozit rezin, en yüksek polimerizasyon derecesini oluştururken düşük miktarda büzülme meydana getirmelidir.^{152, 153}

Monomerlerin serbest radikal polimerizasyonunda, bütün çift bağlar reaksiyona girmez. Reaksiyona girmiş çift bağların oranı ışıkla aktive olan sistemlerde % 55- 80 arasında değişme gösterir.^{54, 155}

Kalan artık monomer miktarını; rezinin kompozisyonu, translusensliği, uygulama kalınlığı, örneğin geometrisi, ışıkla aktive olan başlatıcıların konsantrasyonu, ışığın yoğunluğu ve süresi, ortamdaki oksijenin varlığı, ortamın ısısı gibi bazı faktörler etkilemektedir.^{154, 156, 157}

Serbest radikaller, oksijenin varlığında oksijenle reaksiyona girmeye daha eğilimli olduğundan oksijenle reaksiyona girerek oda sıcaklığında reaktif olamayan peroksi radikalleri oluştururlar. Böylece polimerizasyon gerçekleşmez ve monomerler reaksiyona girmemiş halde kalırlar. Bu olaya polimerizasyonun oksijen tarafından inhibisyonu denir. Yüzeyde oluşan tabakaya da oksijen inhibisyon tabakası adı verilir. Oksijen inhibisyon tabakasında polimerizasyon derecesi, % 35' e kadar düşmektedir.^{155, 158}

Polimerizasyona katılmayan artık monomerler restorasyon etrafında bakterilerin gelişimine, hastalarda allerjik reaksiyonlara ve toksik etkilere neden olabilmektedir.^{159, 160} Ayrıca, bu artık monomerler materyalde plastikleştirici özellik yaratarak kompozit restorasyonun mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkiye neden olmaktadır.^{158, 161}

Yetersiz polimerizasyon, polimerize olmayan toksik monomerlerin pulpa üzerindeki olumsuz etkilerine, restorasyon-diş bağlantısında defektlerin oluşmasına ve

bağlanmadaki başarısızlığa bağlı olarak da kenar sızıntısına, postoperatif hassasiyete, renklenmeye, aşınmaya ve sekonder çürüğe yol açabilir.^{162, 163}

Aynı zamanda, polimerizasyon derecesinin sertlik değerleri ile ilişkili olduğu, düşük polimerizasyon derecesinin düşük yüzey sertliğine, aşınma direncinin azalmasına ve düşük dayanıma neden olduğu bildirilmiştir.^{164, 165}

2.7.4. Polimerizasyon Derinliği Belirleme Yöntemleri

2.7.4.1. Direkt Yöntemler

- a. Lazer Raman Spektroskopisi
- b. Infrared Spektroskopisi
- c. Fourier Transform Infrared Spektroskopisi (FTIR)
- d. Kromatografi

2.7.4.2. İndirekt yöntemler

- a. Kazıma (Scrapping)
- b. Penetrometre
- c. Yüzey Sertliği

2.7.4.1.1. Monomer Polimer Dönüşüm Miktarının Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR) Kullanılarak Belirlenmesi

Kompozit rezinlerde monomerden polimere dönüşüm oranı (degree of conversion; DC), karbon çift bağının karbon tek bağlara dönüşüm derecesini veren ölçüm veya hesaplama (%) sonucu bulunan bir kavramdır.

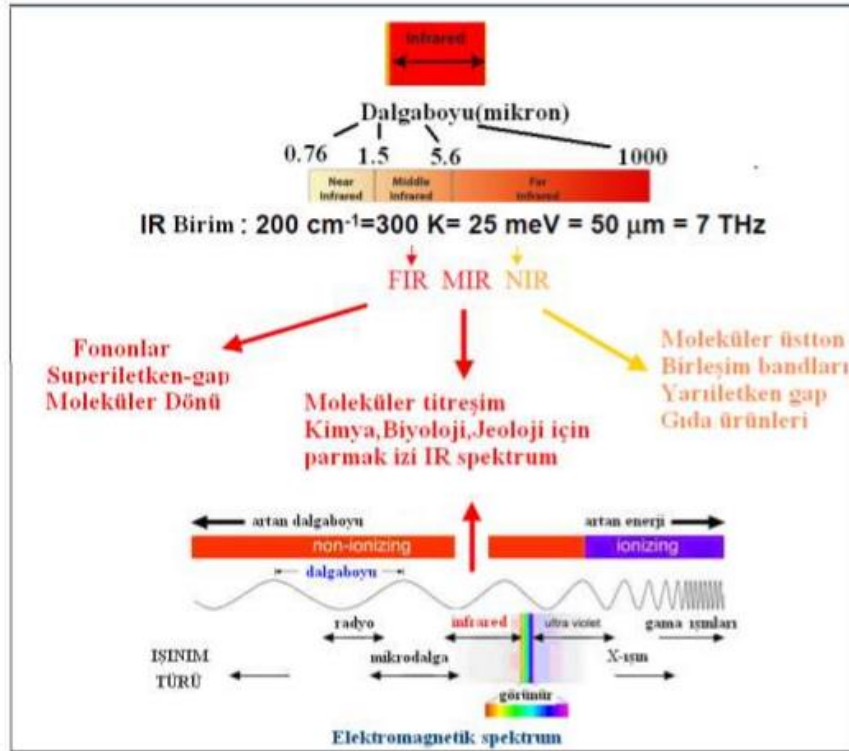
Monomer/polimer dönüşüm oranı (DC) malzemenin mekanik ve fiziksel özelliklerini etkilediğinden bu dönüşüm yüzdelerinin bilinmesi oldukça önemlidir. Dönüşüm oranlarının yüksek olması mekaniksel dayanıklılığı ve sertliği artırır.

Kompozit rezinlerde DC belirlemek için birçok teknik kullanılabilir. Bu teknikler arasında gaz-sıvı kromatografi (Gas-liquid chromatography (GLC))¹⁶⁶, yüksek

performanslı sıvı kromatografi (High-performance liquid chromatography (HPLC))¹⁶⁷ monomer tespiti için başarı ile uygulanan tekniklerdir. Bu tekniklerin yanısıra DSC (Differential scanning calorimetry; diferansiyel kalorimetrik tarama) tekniği de DC belirlemek sıklıkla kullanılmaktadır.¹⁶⁸ Bunların dışında, Fourier Transform infrared (FTIR) ve Raman spektroskopisi polimerize olabilen dental malzemelerde dönüşüm miktarlarını kolaylıkla hesaplamak için son yıllarda artan bir sıklıkla kullanılan spektroskopik yöntemlerdir.¹⁶⁹

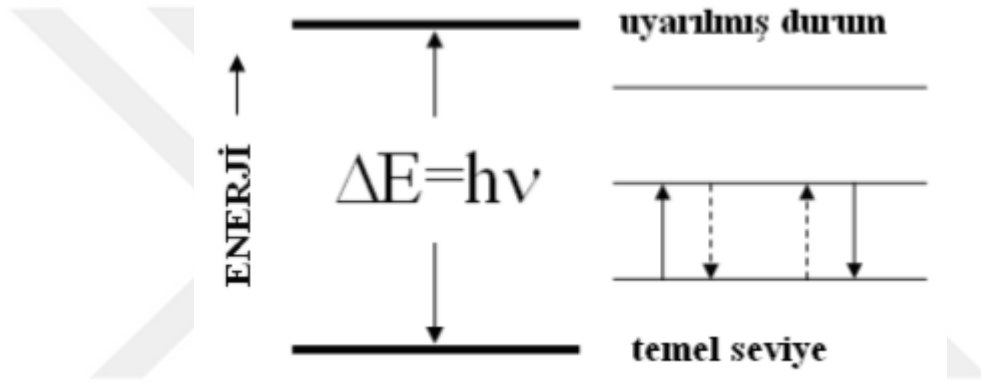
İnfrared spektroskopisi, moleküllerin titreşimlerini inceleyen bilimsel olarak son derece yararlı ve pahalı olmayan bir tekniktir. Elektromanyetik spektrumun infrared bölgesinde oluşan ışığın absorplanmasını inceler. Bu spektroskopi yöntemi ile toz, katı, sıvı, gaz ve polimerler gibi örnekler zarar görmeden incelenebilir.

Elektromanyetik ışınım (radyasyon) dalga boylarına veya frekanslarına göre sınıflanarak gama ışınlarından, radyo dalgalarına kadar geniş bir aralığı kapsayan elektromanyetik spektrumları oluşturur.¹⁷⁰



Şekil 2.8. Elektromanyetik spektrum (altta) ve infrared ışınım bölgesi (üstte)

Molekül spektroskopisi ise elektromanyetik ışınım ile madde arasındaki etkileşimi inceler. Molekül spektroskopisinden bu etkileşim sayesinde molekülü oluşturan atomlar arası bağ uzunluğu, bağ açıları gibi geometrik parametreler, kimyasal özellikleri (kuvvet sabitleri, elektronik dağılımı, bağ kuvveti), dipol moment, molekül enerjisi, titreşim frekansları hakkında bilgi verir. Molekül, bir elektromanyetik ışınım ile etkileştiğinde kuantumlu olan elektromanyetik enerji ya soğurulur ya da yayılır. Bunun için elektromanyetik ışınımın molekülün enerji seviyelerini uyuracak enerjiye sahip olması gerekir.¹⁷¹



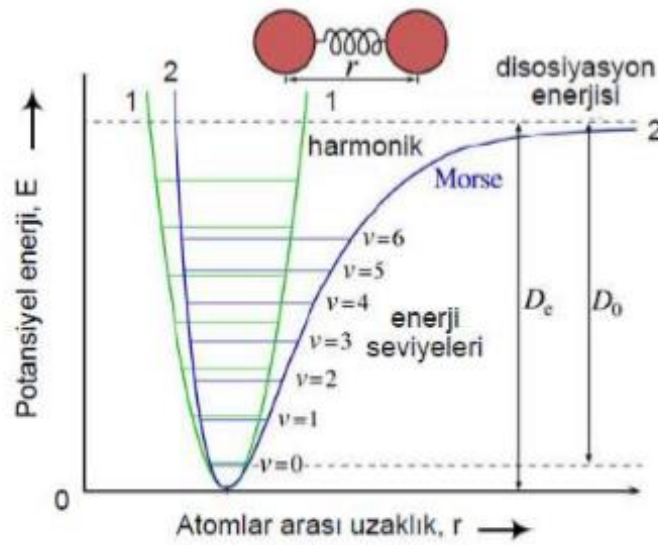
Şekil 2.9. Elektromanyetik ışınımın soğurma ve yayılma mekanizması^{170, 172}

İki enerji seviyesi (taban ve uyarılmış) arasındaki geçiş için, yayılan veya soğurulan ışınımın frekansı aşağıdaki formül ile verilir.

$$\nu = \frac{(E_1 - E_0)}{h} \quad (\text{Şekil 2.9})$$

Enerji seviyelerindeki soğurulan elektromanyetik ışınımın frekans bölgesine bağlı olarak spektroskopi dalları ortaya çıkmıştır. Molekül, aynı cins ya da farklı cins atomların aralarında bir bağ kurarak oluşturdukları yapıdır. Molekül içindeki atomların hareketlerini ve enerji düzeylerini anlamak önemlidir. Molekülde üç enerji seviyesi vardır (elektronik, titreşim ve dönme enerji seviyeleri). Eğer molekül üzerine gönderilen elektromanyetik dalga bir titreşim enerji seviyesinden diğer bir titreşim enerji seviyesine

molekölü geçirirse yani enerji soğrulursa bu soğrulma elektromanyetik spektrumunun infrared bölgesine karşılık gelir ve spektroskopi dallarından infrared spektroskopisi ile incelenir. Harmonik titreşici olarak düşünülen bir molekülün enerji seviyeleri v kuantum sayısı olarak gösterilirse aşağıdaki formül 2 eşitliğinde bulunan niceliği, titreşim frekansını gösterir. Bu enerji seviyeleri arasındaki enerji farkları birbirine eşittir. Ancak gerçek sistemler, anharmonik titreşici olarak göz önüne alınmalıdır.¹⁷²



Şekil 2.10. Harmonik ve anharmonik titreşici için titreşim enerji seviyeleri

$$E_v = hv\left(v + \frac{1}{2}\right) \quad v=0, 1, 2 \quad (\text{Şekil 2.10})$$

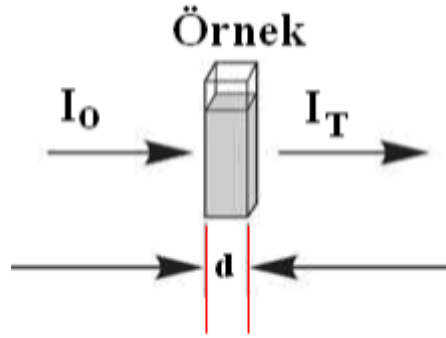
Titreşim frekans formülünde (Şekil 2.9) titreşim kuantum sayısı pozitif tamsayı değerlerini alır.¹⁷⁰ Ayrıca izinli olan kesin geçişler $\Delta v = \pm 1$ koşulunu sağlamalıdır. İnfrared spektroskopisi, maddeye gelen ışının soğurulması ile ilgili olduğundan bir titreşim enerji seviyesinden üst titreşim enerji seviyelerine geçişin olabilmesi için bazı geçiş kurallarının sağlanması gerekmektedir. Bunun yanında, bir molekülün titreşimi boyunca değişen bir dipol momenti varsa, bu titreşim infrared spektrumunda gözlenir. Bu duruma infrared spektroskopisinde **aktiflik şartı** denilir.¹⁷³

Elektromanyetik spektrum bölgesinde infrared ışınım (IR), dalga sayısı olarak yaklaşık $13000-10 \text{ cm}^{-1}$ veya dalga boyu $0,78-1000 \text{ }\mu\text{m}$ olan bölgeye düşer. İnfrared spektroskopisi, dalga sayısına göre üç kısma ayrılmaktadır. Bunlar, yakın infrared bölgesi ($12000-4000 \text{ cm}^{-1}$), orta infrared bölgesi ($4000-400 \text{ cm}^{-1}$), uzak infrared bölgesi ($400-100 \text{ cm}^{-1}$) şeklindedir. Genelde uygulama için kullanılan $4000-400 \text{ cm}^{-1}$ arası olan spektrum bölgesidir. (orta infrared bölgesi) (Şekil 2.8)

$$\nu(\text{cm}^{-1}) = [1/(\mu\text{m})] \times 10^4 \text{ ve } E=h\nu=hc/\lambda$$

olarak verildiğinden cm^{-1} birimi doğrudan enerji ile ilgili olduğundan infrared bölgede titreşim bandlarının yeri, dalga boyu (m) değil dalga sayıları (cm^{-1}) cinsinden verilir.

İnfrared spektrumu, infrared bölgelerindeki frekanslarda ışınım, bir madde üzerine gönderildiğinde geçen veya soğurulan ışın incelenir (Şekil 2.11). Madde ile etkileşen ışının soğurulma miktarı **Beer Kanunu** ile verilir. Soğurulma miktarı (Şekil 2.11) ve geçirgenlik (Şekil 2.12) ile verilir.¹⁷⁴



Şekil 2.11. Örnek üzerine gelen ve geçen ışık şiddeti

$$A = -\log(T) = -\log(I_T/I_0) = \epsilon bc \quad A = -\log_{10}(I_T/I_0) = -\epsilon dc \quad (\text{Şekil 2.11})$$

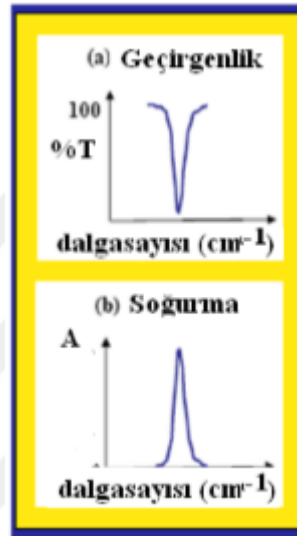
Örnek üzerine gelen ve geçen ışıkların logaritmik değerleri

$$\%T = I/I_0 \quad (\text{Şekil 2.12})$$

Örneğe gelen ışığın soğurulma miktarı

Bu eşitliklerde I_0 gelen ışının şiddeti, I_T örnekten geçen ışının şiddeti, ϵ soğurma katsayısı, c konsantrasyon, d ise madde kalınlığıdır.¹⁷⁰

İnfrared spektrumda oluşan bandların şiddetleri 0-100 skalasında (y eksen) düzenlendiğinde ve band pozisyonunu veren x eksen cm^{-1} olarak verildiğinde geçirgenlik spektrumu (Transmittance) elde edilirken Y ekseninde A değerleri olduğunda ise soğurma (absorbance) spektrumu elde edilmektedir.¹⁷⁵



Şekil 2.12. Geçirgenlik ve soğurma infrared spektrumu

Kimyasal bağlara ait titreşimler belirli bir frekansta olacağından her molekül molekül içi oluşumlara bağlı olarak farklı frekans/dalga sayısında karakteristik bir profil çizer ve infrared spektrumunu oluşturmuş olur.

Atomların ve moleküllerin titreşim modları esas alınarak bu karakteristik profil çizilir. Moleküldeki atomlar arası bağların gerilmesi, bağlar arası açıların değişimi sonucu moleküldeki atomların konum değişim hareketi moleküler titreşim olarak adlandırılır.

Çok atomlu moleküllerin olabilecek titreşim modları sayısı basit bir yolla hesaplanabilir. Tek bir atom üç uzaysal koordinatta hareket edebilir. Buna karşılık N sayıda atom da $3N$ uzaysal koordinatta hareket edebilir. Böylece N tane nokta kütleli bir sistem $3N$ tane serbestlik derecesine sahip olur. Molekülün bütün atomlarının aynı faz ve frekansta yaptıkları titreşime normal titreşim denir.¹⁷⁶

Organik moleküldeki bazı bağlar veya fonksiyonlu gruplar belirli bir frekansla titreşim yaparlar. Bu durumda belli grupların daha önceden bilinen frekansları bir spektrumda gözlenmiş ise organik molekülde o grubun bulunduğu söylenebilir.

Çok atomlu moleküllerin titreşim türleri iki ana gruba ayrılır. Bunlar;

a) Bağ Gerilmesi (ν): Bağ gerilmesi hareketinde, bağlar uzayıp kısalırlar. Eğer bir molekül grubunda, bir bağ uzarken diğer bağda uzuyorsa molekülün bu hareketine simetrik bağ gerilmesi denir (ν_s). Bir başka şekilde, molekül grubundaki bir bağ uzarken diğeri kısalıyorsa veya tersi gerçekleşiyorsa bu harekete de asimetrik bağ gerilmesi (ν_a) denir.

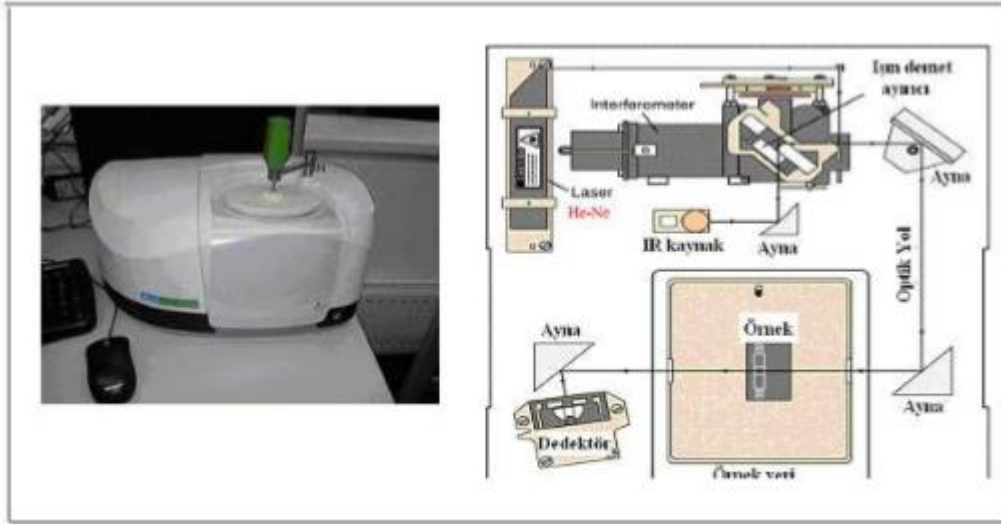
b) Açık Bükülmesi (δ): Açık bükülmesi hareketinde iki bağ arasındaki açı sıralı bir şekilde azalıp artmaktadır. Kendi arasında dört türe ayrılır.

- Makaslama (scissoring)
- Sallanma (wagging)
- Dalgalanma (rock)
- Kıvrırma (twist)

Bu titreşimler infrared spektrumunda bir moleküle ait titreşim türlerini belirlememize yardımcı olmaktadır.¹⁷⁷

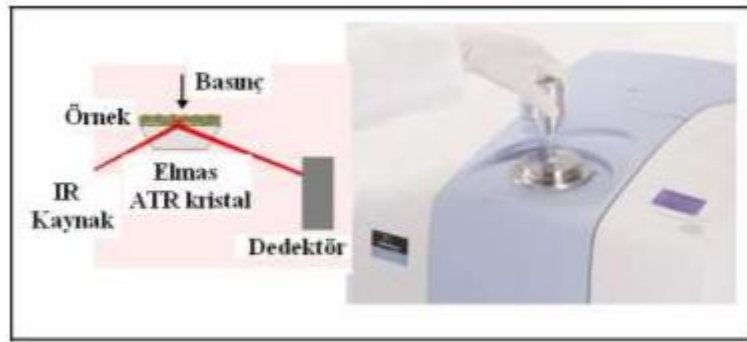
Kızılötesi Spektroskopisi (Fourier Transform Infrared Spectroscopy, FTIR)

Fourier Dönüşümlü kızılötesi soğurma spektroskopisinde, IR ışınları molekülün titreşim hareketleri tarafından soğurulmaktadır. FTIR sisteminde sinyal çözme işlemi "Fourier transform" ismi verilen matematiksel bir dönüşüme dayanır ve Michelson interferometre ile çalışır. Matematiksel Fourier dönüşümü spektroskopisinde ışın şiddeti, zamanın bir fonksiyonu olarak alınır. Her dalga boyunu ayrı ayrı tarama gerekmeksizin hızlı ve yüksek çözünürlükte spektrumlar elde edilebilir. Bu sistemle katı, sıvı ve gaz örneklerin infrared spektrumları kaydedilebilir.



Şekil 2.13. Fourier dönüşümlü kızılötesi spektrofotometre (Fourier Transform Infrared, FTIR)

Geçirgenlik prensibinin kullanılmasının zor olduğu durumlarda örneklerde yansıma prensipi kullanılarak ATR-FTIR (Attenuated Total Reflectance) birimi ile spektrumlar kaydedilebilir. Bu sistemde katı ve sıvı örnekler, çok az bir miktar kullanılarak örnek hazırlama sürecine girmeden ölçüm için kullanılmaktadır.¹⁷⁸

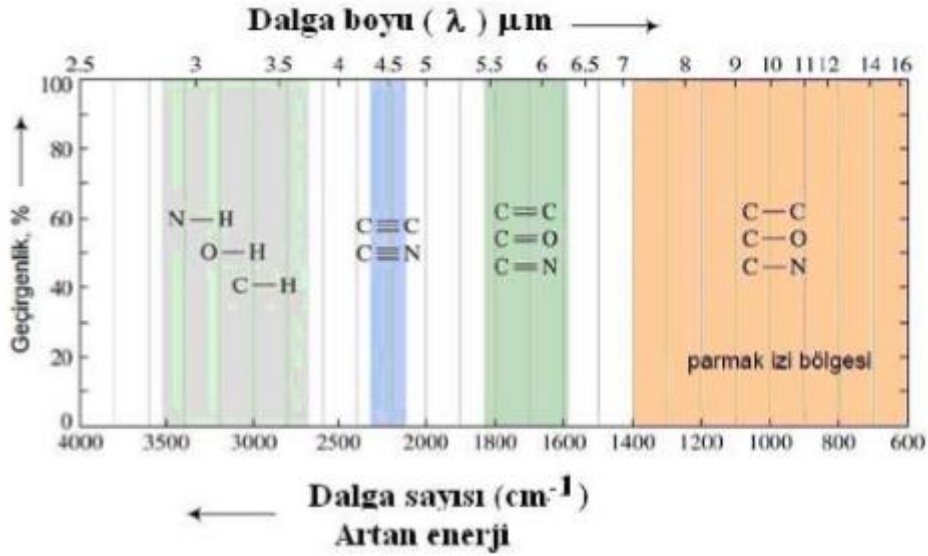


Şekil 2.14. ATR-FTIR (Attenuated Total Reflectance)

Bu yöntemde infrared ışınım yüksek kırılma indisli ATR biriminin kristalinden toplam olarak yansıyarak düşük kırılma indisli örneğe gelir ve ışın birkaç mikrometre örnek içine girer. Örneğin ışını soğurma miktarına bağlı olarak azaltılan (attenuated) yansıyan dalga ve toplam yansıyan dalga arasındaki şiddet kayıp ölçümü yapılır. ATR kristalleri, KRS-5 (Thallium Bromiodide), germanyum, çinko selenid ve elmadır.

İnfrared spektrumun değerlendirilmesinde; moleküler titreşimlerinden kaynaklanan yapısal, içerik ve fonksiyonel bilgilerin elde edilmesini sağlayan bir tekniktir. Boyama, işaretleme gibi uzun örnek hazırlama prosedürlerine gerek duyulmaz. Örneğe zarar vermeden hassas, etkin ve hızlı bir şekilde sonuçların elde edilmesi diğer tekniklerle karşılaştırıldığında daha avantajlıdır.

İncelenecek örnek kompleks bir yapıya sahip ise (polimer, biyolojik örnekler, sert ve yumuşak doku örnekleri) örnek içindeki makromoleküllerin fonksiyonel gruplarının verdikleri spektrumlarda gözlenen dalga sayıları grup frekansları olarak bir çok veri tabanında yer almaktadır. Bundan yararlanılarak örnek spektrumunda gözlenen titreşim bandlarının tanımlamaları yapılabilir.^{174, 179}



Şekil 2.15. İnfrared spektrumunda gözlenen titreşim bandlarının yerlerinin şematik gösterimi: Grup frekansları

İnfrared spektroskopi tekniği kullanılarak, doku ve hücrelerde lipid, protein, DNA, RNA gibi biyomoleküllerdeki yapısal değişimler gibi fiziksel özellikler izlenebilir. Bu özellikleri inceleyebilmek için, öncelikle doğru band tanımlamalarının yapılması gereklidir. Daha sonra ilgilenilen bantların band yeri (pozisyonu, cm^{-1}), band şiddeti,

band altında kalan alan ve band genişliği değerlerinin hesaplanması ile dinamik ve yapısal bilgiler elde edilebilir.

Diş hekimliğinde kullanılan rezin içerikli malzemelerde monomer olarak yüksek moleküler ağırlıklı UDMA, Bis-GMA gibi monomerler kullanıldığından ve bu monomerlerde vinil grubu (C=C alifatik ve aromatik) içerdiğinden ve bu bağlara ait titreşim bandları infrared spektrumlarında gözlemlendiğinden DC hesabı yapılabilmektedir. Bağlar arasındaki dönüşümü açıklamak için moleküllerin spektroskopileri sonucu elde edilen verilerden yararlanır.

Diş hekimliğinde kullanılan rezin malzemelerde DC, polimerizasyon öncesi ve sonrası vinil grubunun C=C (alifatik) 1637 cm⁻¹ de gözlenen gerilme titreşim bandı ile polimerizasyonla değişim göstermeyen, bu nedenle iç standart olarak kullanılan aromatik fenil halkaya ait, 1608 cm⁻¹ bandının band alanları veya pik soğurma değerleri kullanılarak hesaplanır. Böylece polimerize örneklerin alifatik C=C bağ sayısının, polimerize olmayan örnekteki toplam C=C bağlarına göre bağıl (relatif) miktarları hakkında bilgi sahibi olunabilmektedir.

Polimerizasyon dönüşüm derecesi tespiti formülü:

[C=polimerize olan (cured), U= polimerize olmayan (uncured)] ;

$$DC(\%) = (1 - [C_{\text{alifatik}}/ C_{\text{aromatik}}] / [U_{\text{alifatik}}/ U_{\text{aromatik}}])^{180, 181}$$

2.7.4.2. Polimerizasyonun Mikrosertlik Test Yöntemiyle Değerlendirilmesi

Sertlik, materyalin deformasyon veya penetrasyona karşı yüzeyinde göstermiş olduğu direnç olarak tanımlanmaktadır.¹⁸² Ayrıca sertlik polimerize olan restoratif materyallerin, mekanik özelliklerini belirler.¹⁸³ Çizilme ve aşınmaya karşı direnci arttırdığı gibi, materyalin çeşitli kuvvetler karşısında kolayca deforme olmasını da önleyerek klinik başarıyı etkiler.^{27, 56} Daha kantitatif ölçme imkanı sunan sertlik cihazları küçük bir uç yardımıyla kontrol edilebilir yükler altında materyal yüzeyine kuvvetler

uygulanarak sertlik değerleri elde edilebilir.¹⁸² Materyallerin yüzey sertliği; orantı limiti, uzayıp genişleyebilme, çekme ve basma dayanımı, biçim verilebilme özelliği (ductility) gibi özellikleri ile ilişkilidir. Bununla birlikte, materyallerin aşınma direncinin, dental yapılar veya materyallere karşı abraze olabilme özelliğinin belirlenmesinde de kullanılmaktadır.²⁷

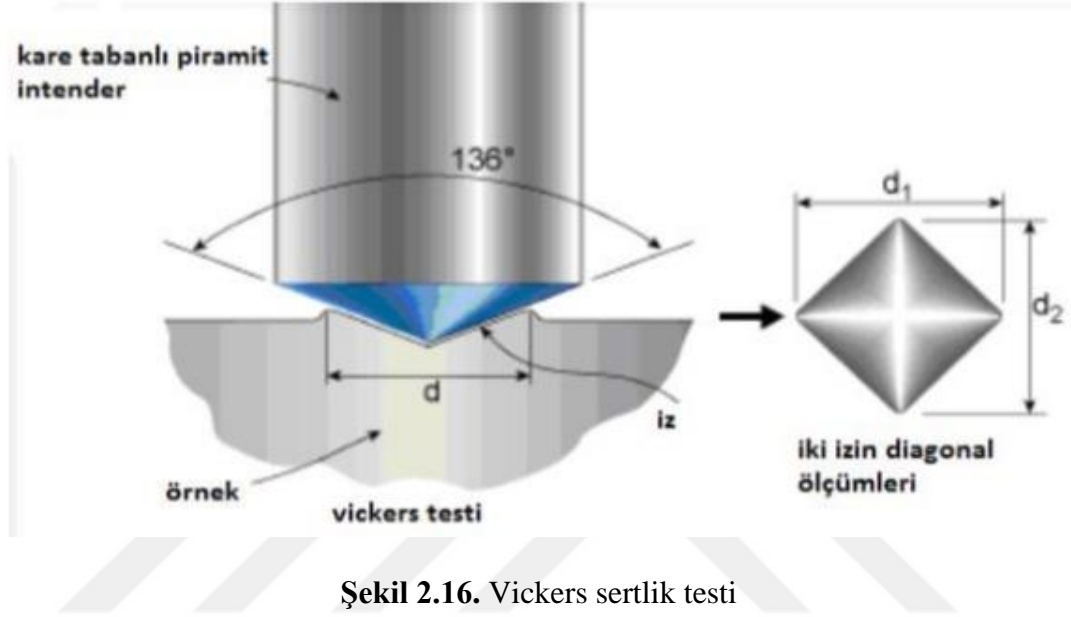
Materyallerin mekanik özelliklerini test etmek için kullanılan sertlik testleri; basit ve ucuz olmasının yanı sıra test aparatının da nispeten ucuz olması ve örneklerin zarar görmemesinden dolayı diğer mekanik testlere oranla daha sık kullanılmaktadır.¹⁸²

Materyal yüzeyinde oluşturduğu izlere göre farklı tipte sertlik ölçme yöntemleri bulunmaktadır. Bunlar;

- Brinell sertlik testi: Bu test yönteminde 10-mm çapında küresel formda çelik veya karbid uçlar kullanılmaktadır.
- Rockwell sertlik testi: Bu test türünde kullanılan uçlar konik veya küresel formda olabilir. Konik elmas uçlar daha sert materyaller için kullanılırken küresel formdaki çelik uçlar yumuşak ve orta sertlikteki materyal ölçümleri için kullanılır.
- Knoop sertlik testi: Karşılıklı iki yüzü arasında 172° diğer iki yüz arasında da 130° açı yapan, uzatılmış piramit şekilli elmas uç kullanılmaktadır.
- Vickers sertlik testi: 136° 'lik açığa sahip kare tabanlı piramit şeklinde elmas uç kullanılmaktadır.

Vickers sertlik ölçme yöntemi uzun zaman almasına karşın en duyarlı sertlik ölçme yöntemidir. Vickers sertlik testinde, 136° 'lik açığa sahip kare tabanlı piramit şeklinde elmas ucun malzemenin üstünde meydana getirdiği eğimli yüzeyin alanı hesaplanmaktadır. Malzemeye 10-15 saniye boyunca 1 kg'dan 100 kg'a kadar kuvvet uygulanmaktadır. Mikrosertlik testlerinde uygulanan kuvvet 100 gram kuvvet (grf) ile

500 gram kuvvet (grf) arasında değişmektedir. Kompozit materyal için bu kuvvet 50-500 grf arasında değişir. Kuvvet kaldırıldıktan sonra malzemenin yüzeyinde, ucun meydana getirdiği çentiğin iki köşegeninin uzunluğu mikroskop yardımıyla ölçülü ve ortalaması alınarak vickers değeri hesaplanır. Malzemenin sertliğini gösterecek ortalama bir d değeri için çok sayıda izin ölçümü yapılmalıdır.^{184, 185}



Şekil 2.16. Vickers sertlik testi

Kompozit malzemeler için Vickers sertlik (VHN) değerleri, malzemenin özelliklerine ve polimerizasyon şartlarına bağlı olarak 30 ile 110 VHN arasında değişim göstermektedir.¹⁸⁶

Kompozit reçinelerde polimerizasyon derinliğini belirlemek için, numunelerin alt ve üst yüzeylerinden farklı noktalardan sertlik ölçümleri yapılarak elde edilen ortalama değerler oranlanır. Bu şekilde, kompozit reçinelerde konversiyon derecesinin farklı seviyelerde göreceli olarak hesaplanması amaçlanmaktadır. Bir çok araştırmacı, kompozit reçinelerin polimerizasyon derinliğinin numunenin alt ve üst yüzeyi arasındaki sertlik değerlerinin karşılaştırılması ile elde edilebileceğini ve alt/üst yüzey sertlik oranının minimum 0,80 (%80) olması durumunda klinik olarak kabul edilebilir polimerizasyon derinliğini sağladığını bildirmiştir.^{187, 188}

Çalışmamızda yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin, farklı ışık modlarında polimerize edilmesini takiben polimerizasyon derecesinin iki farklı yöntemle değerlendirilmesi amaçlanmaktadır. Birinci hipotezimiz bulk-fill kompozitler 4mm derinlikte yeterli polimerizasyon derecesi göstermesidir. İkinci hipotezimiz 3. Nesil LED ışık kaynağı olan Valo ışık cihazının 3 farklı modunun kompozitlerin polimerizasyonunda yeterli etkinlik göstermesidir.



3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı ile Atatürk Üniversitesi Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji ve Araştırma Merkezi'nde yapılmıştır.

Çalışmada 3 farklı bulk-fill kompozit ve Valo LED ışık kaynağının (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT, USA) 3 farklı modu (standart mod, yüksek güç modu ve ekstra güç modu) kullanıldı. Kullanılan bu kompozitler, Tablo 3.1 ve ışık cihazı Tablo 3.2'de listelenmiştir.

Tablo 3.1. Tez Çalışmasında kullanılan kompozitler

Materyal Adı	Üretici Firma	Materyal Türü	Matris Tipi	Doldurucu Tipi	Doldurucu Hacmi (%)	Seri No	Renk
SonicFill	Kerr Orange, CA, USA	Bulk-Fill Kompozit	Bis-GMA, TEGDMA, BisEMA,	İnorganik doldurucu	66	6383676	A2
Tetric EvoCeram Bulk Fill	Ivoclar Vivadent Schaan, Lichtenstein	Bulk-Fill Kompozit	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA	Ba-Al-Si glass, prepolymer filler (monomer, glass filler and YbF3), spherical mixed oxid	60-61	V19410	IVA
X-trafil	Voco Cuxhaven, Germany	Bulk-Fill Kompozit	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	Ba-B-Al-Si glass	70	1724335	universal

Tablo 3.2. Tez Çalışmasında kullanılan ışık cihazı

Işık Cihazı adı	Üretici Firma	Işık Cihazı tipi	Seri no
Valo	Ultradent Products Inc.,South Jordan,UT,USA	Polywave Standard mod : ~1000 mW/cm ² _ 10%, 20 s Yüksek güç modu: ~1400 mW/cm ² _ 10%, 12 s Ekstra güç modu: ~3200 mW/cm ² _ 10%, 6 s	V02640



Şekil 3.1. SonicFill Bulk-Fill Kompozit ve Sonic Cihaz



Şekil 3.2. Tetric Evo Ceram Bulk –Fill Kompozit



Şekil 3.3. X-trafil Bulk-Fill Kompozit



Şekil 3.4. Valo LED Işık Cihazı

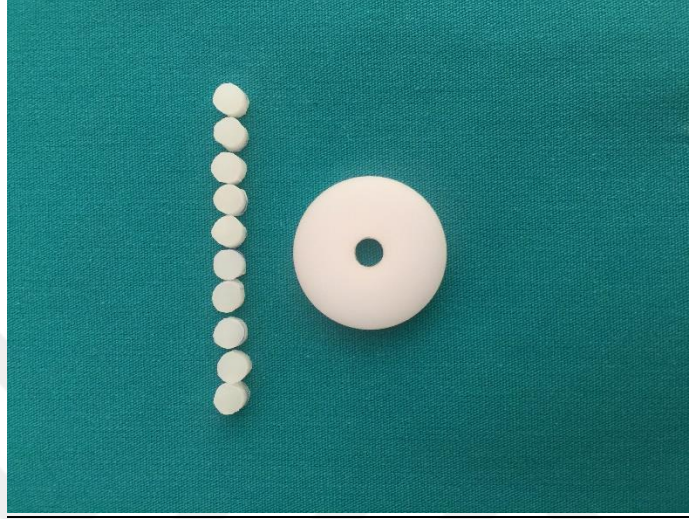
3.1. Test Örneklerinin Hazırlanması

Çalışmamızda 3 farklı yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit kullanılmıştır. Bu kompozitler, SonicFill (Kerr, CA, USA), Tetric Evo Ceram Bulk-fill (Ivoclar Vivadent Schaan, Lichtenstein), X-trafil (Voco GmbH, Cuxhaven, Germany)dir. Örneklerin hazırlanması için politetrafloroetilenen yapılmış 5 mm çapında, 4 mm kalınlığında silindirik kalıplar kullanıldı. Bu kompozitlerden hazırlanan örnekler, Valo LED ışık kaynağının 3 farklı modu (standart mod,yüksek güç modu ve ekstra güç modu) kullanılarak polimerize edildi. Fourier dönüşümlü kızılötesi spektrofotometre (FTIR) ve Vicker's sertlik cihazı kullanılarak hazırlanan örneklerin polimerizasyon derecesi ölçüldü.

FTIR Analizi İçin Kompozit Örneklerinin Hazırlanması

Polimerizasyon dönüşüm derecesi belirlemek amacıyla kalınlığı 4mm, çapı 5mm olan politetrafloroetilenen yapılmış kalıplar hazırlandı. Ardından cam üzerine yerleştirilen kalıpların içerisine, SonicFill bulk-fill kompozit özel sonic cihaz ile, tepilebilir bulk-fill kompozitler olan X-trafil ve Tetric Evo Ceram ise el aletleri vasıtasıyla yerleştirildi. Üzerleri örneğe düz bir form kazandırmak amacıyla strip bantla örtüldü. Bu şekilde hazırlanan her bir bulk-fill kompozit örnekler 3 gruba ayrılarak; birinci gruba,

Valo LED ışık cihazının standart modu ile 20 sn, ikinci gruba Valo LED ışık cihazının yüksek güç modu ile 12 sn, üçüncü gruba ise Valo LED cihazının ekstra güç modu ile 6 sn polimerize edildi. Her grupta 10 kompozit örneği olacak şekilde toplam 90 örnek hazırlanmıştır. Örnekler 24 saat süre ile oda sıcaklığında saklandı.



Şekil 3.5. Kompozit Örnekler ve Politetrafloroetilen (teflon) Kalıp

Mikrosertlik Analizi İçin Kompozit Örneklerinin Hazırlanması

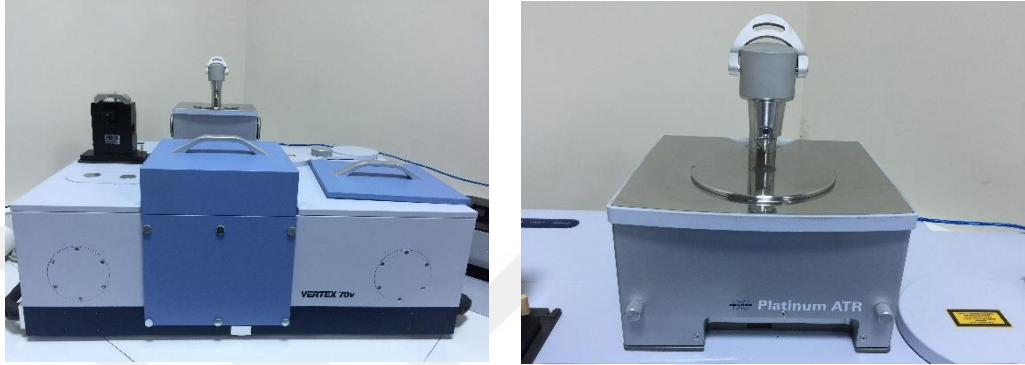
Çalışmamızda bulk-fill kompozitlerin polimerizasyon derecesini belirlemek için kalınlığı 4mm, çapı 5mm olan politetrafloroetilenen yapılmış kalıplar, cam üzerine yerleştirildi. Kalıpların içerisine SonicFill bulk-fill kompozit özel sonic cihaz ile tepilebilir bulk-fill kompozitler olan X-trafil ve Tetric Evo Ceram ise el aletleri vasıtasıyla yerleştirildi. Üzerleri örneğe düz bir form kazandırmak amacıyla strip bantla örtüldü. Her bulk-fill kompozit grubu kendi içerisinde 3 gruba ayrılarak; birinci gruba Valo LED ışık cihazının standart modu ile 20 sn, ikinci gruba Valo ışık cihazının yüksek güç modu ile 12 sn, üçüncü gruba ise Valo LED cihazının ekstra güç modu ile 6 sn polimerize edildi. Her grupta 10 kompozit örneği olacak şekilde mikrosertlik ölçümü için toplam 90 örnek hazırlanmıştır. Örnekler 24 saat süre ile oda sıcaklığında saklandı.

3.2. Polimerizasyon Tespit Yöntemleri

3.2.1. Örneklerin ATR-FTIR Spektrumlarının Kaydedilmesi

ATR-FTIR spektrumları VERTEX 70v Elmas ATR birimi/Spektrum two sistemiyle

4000-400 cm^{-1} dalgasayısı aralığında 4 cm^{-1} dalgasayısı çözünürlükle kaydedildi.



Şekil 3.5. VERTEX 70v Ftr Spektrometresi ve ölçüm tablası

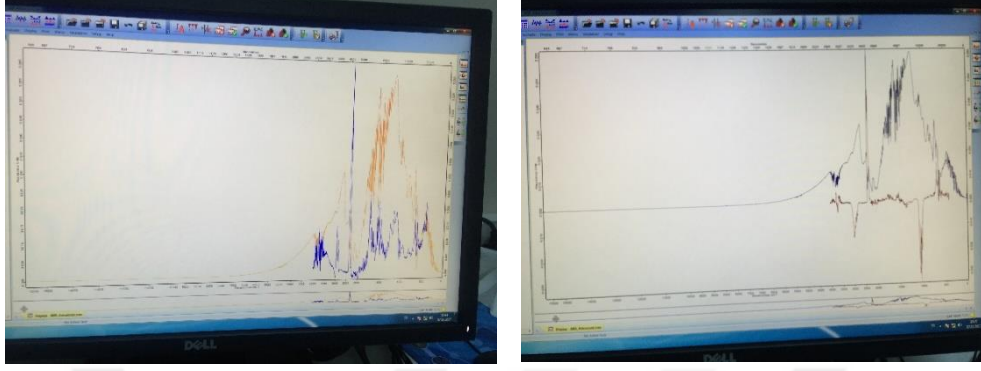
İlk olarak çevre faktörünü uzaklaştırmak amacıyla “background spektrumu” alındı, daha sonra polimerize olmayan (uncured) bulk-fill kompozit örneklerin ATR-FTIR spektrumları kaydedildi. Ardından polimerize edilmiş (cured) bulk-fill kompozit örnekler bir havan ve tokmak kullanılarak toz haline getirildikten sonra (polimerize edilmiş 90 örnek, her bir örnekten ikişer spektrum olmak üzere) ATR-FTIR spektrumları kaydedildi.

Monomer dönüşüm oranı (DC) hesaplamaları için kullanılacak olan titreşim bandlarının band soğurma değerlerini etkilememesi için tüm örneklerin infrared spektrumlarında 1660-1590 cm^{-1} arasındaki bölgeye baz-referans çizgisi (baseline) uygulanarak monomer/ polimer dönüşüm oranı

$$\text{DC}(\%) = [1 - (A_{1637}/A_{1608})_{\text{polimerize}} / (A_{1637}/A_{1608})_{\text{polimerize olmayan}}] \times 100$$

formülü kullanılarak hesaplandı.

Bu formülde kullanılan 1637 cm^{-1} de gözlenen vinil (C=C) gerilme titreşimi; 1608 cm^{-1} de gözlenen band ise aromatik fenil halkaya ait ve standart olarak kullanılan titreşim bandının dalga sayısı A ise bu bandların maksimum pik soğurma değerleridir.



Şekil 3.6. FTIR analizi

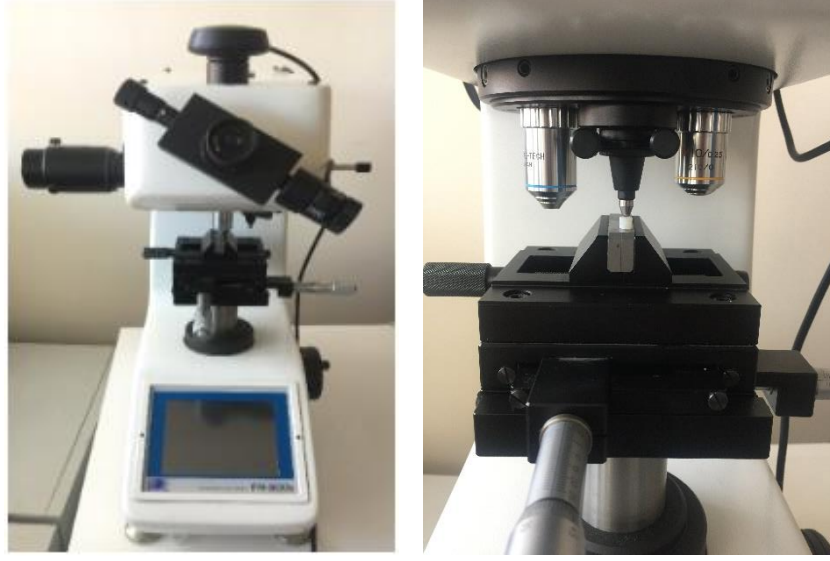
3.2.2. Örneklerin Mikrosertlik Testi

Bu testi yapmak için Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde MVK-H1 (Akashi Co, Tokyo, Japan) Vickers sertlik cihazı kullanıldı. Her bir gruptaki örneklerde mikrosertlik tespiti hem alt hem üst yüzeylerden yapıldı. Her ölçümde 10 saniye süreyle 100 gram kuvvet (grf) (2,9 newton) uygulanarak alt ve üst yüzeylerden 3'er noktadan mikro elmas uçla örnekler üzerinde iz oluşturularak sertlik ölçümü yapıldı.¹⁴⁵ Daha sonra oluşturulan izin derinlik ve kenar uzunluğu oranı cihaz ucu tarafından otomatik olarak analiz edilerek VHN (Vickers Hardness Number) değeri tespit edildi.

Her örneğin sertlik oranı;

$$V.K_{\text{ort}} = V.K_{\text{alt yüzey}} / V.K_{\text{üst yüzey}}$$

yüzey formülüyle belirlendi. 0.80 ve üzeri sertlik oranına sahip örneklerin yeterli polimerizasyon derecesine sahip olduğu kabul edildi.



Şekil 3.7 Vickers mikrosertlik ölçüm cihazı



Şekil 3.8. Mikrosertlik cihazı ölçüm analizi görüntü ekranı

3.4. İstatistiksel Analiz

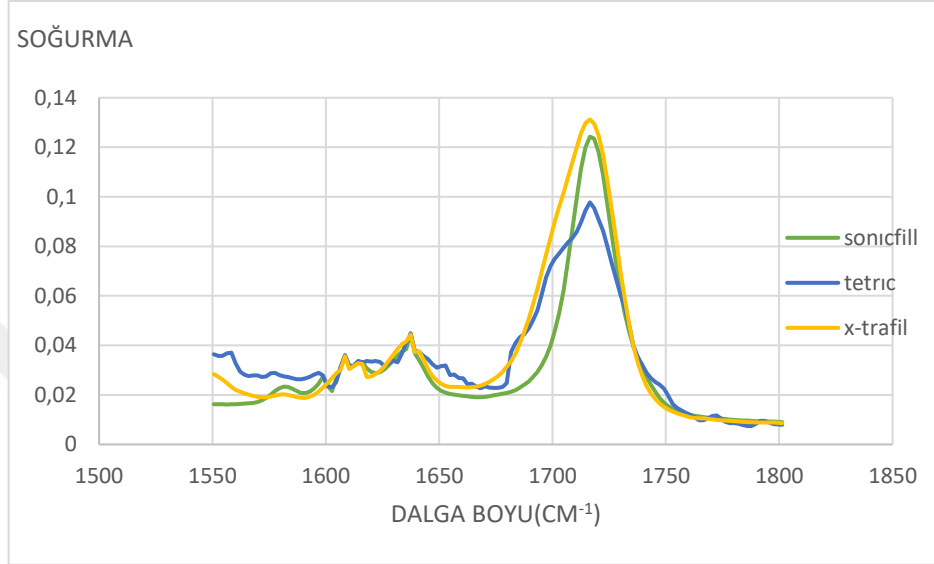
Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS 20 (SPSS Inc; Chicago, IL, USA) programı kullanıldı.

FTIR ve Vickers Sertlik ile çalışılan örneklerde elde edilen veriler kendi aralarında değerlendirilirken iki faktörlü interaksyonlu model ile analizi yapıldı. Farklı ortalamaların belirlenmesinde Duncan çoklu karşılaştırma testi kullanıldı ve sonuçları ortalamaların yanında harfli gösterim şeklinde ifade edildi. İstatistiksel anlamlılık düzeyi olarak $p < 0,05$ alındı.

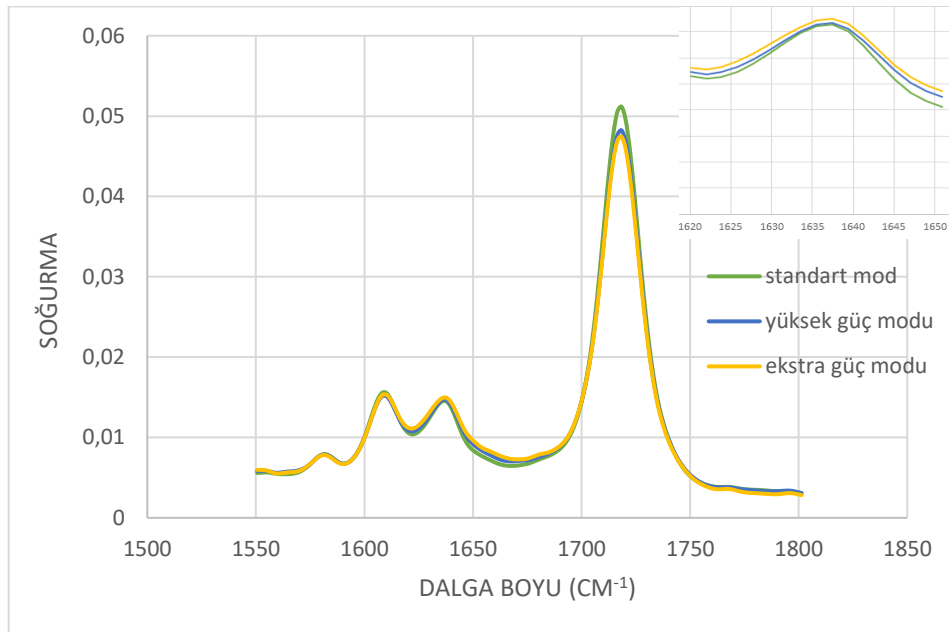
4. BULGULAR

4.1. ATR-FTIR Spektrumlarından Polimerizasyon Derecesi Bulguları

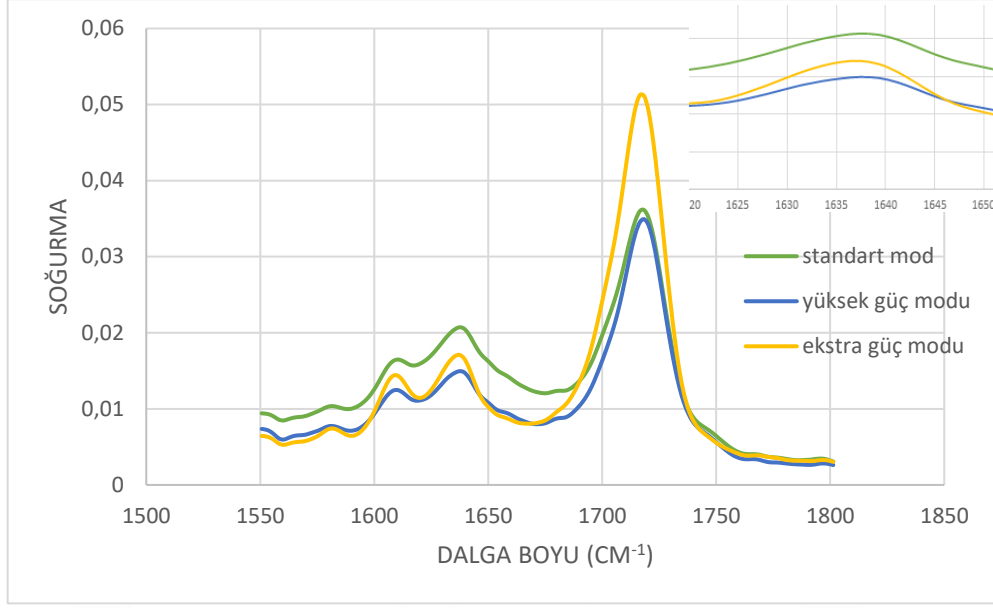
Kompozit rezin yapısındaki alifatik C=C bağları polimerizasyon sürecinde azalacağından bu bandın infrared ışını soğurması da azalacaktır.



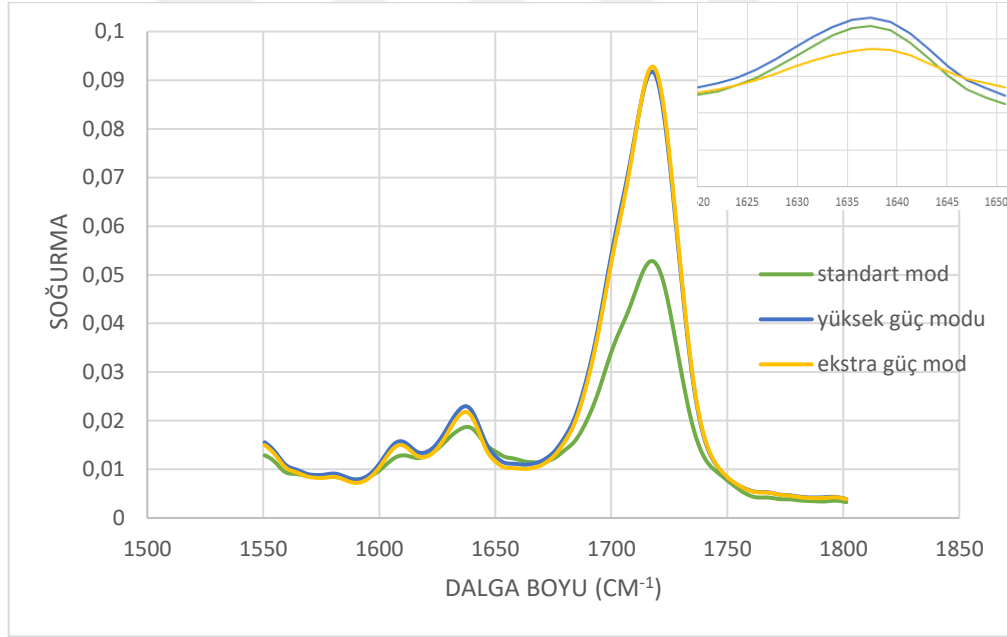
Şekil 4.1. SonicFill- Tetric Evo Ceram- Xtrafil polimerizasyon öncesi ATR-FTIR spektrumları (DC hesapları için kullanılan ATR-FTIR spektrum bölgesi (1850-1500 cm^{-1}), SonicFill (yeşil) , Tetric Evo ceram Bulk-fill (mavi) ve X-trafil Bulk-fill (sarı))



Şekil 4.2. Valo ışık cihazının üç farklı modu ile polimerize edilen SonicFill bulk-fill kompozitin polimerizasyon sonrası ATR-FTIR spektrumları (DC hesapları için kullanılan ATR-FTIR spektrum bölgesi (1850-1500 cm^{-1}))



Şekil 4.3. Valo ışık cihazının üç farklı modu ile polimerize edilen Tetrix Evo Ceram bulk-fill kompozitin polimerizasyon sonrası ATR-FTIR spektrumları (DC hesapları için kullanılan ATR-FTIR spektrum bölgesi ($1850\text{-}1500\text{ cm}^{-1}$))



Şekil 4.4. Valo ışık cihazının üç farklı modu ile polimerize edilen X-trafil bulk-fill kompozitin polimerizasyon sonrası ATR-FTIR spektrumları (DC hesapları için kullanılan ATR-FTIR spektrum bölgesi ($1850\text{-}1500\text{ cm}^{-1}$))

Monomer dönüşümünü etkileyen 1637 cm^{-1} gözlenen C=C alifatik bağ gerilme titreşim bandının dalga sayısı değişmemekte ancak pik maksimumlarındaki soğurma değerleri değişmektedir.

Normal olarak polimerize olmayan (uncured) örneklerde karbonil grubu C=O bağları ile bağlanmıştır (konjügedir). Polimerizasyon başladığında bu bağ ile C=C bağları arasında elektron paylaşımı azalacağından bu bağa ait infrared band şiddetinde düşüş görülür, bu da molekül içi ve dışı hidrojen bağlarının zayıflamasına neden olmaktadır.

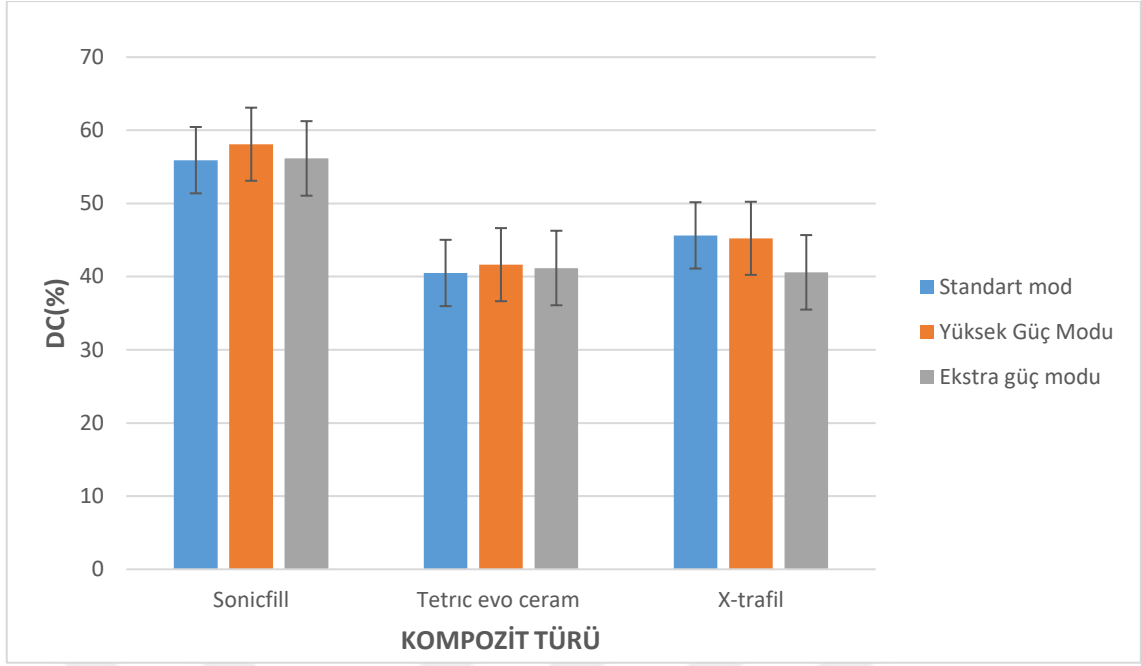
Çalışmada Valo ışık cihazının üç farklı ışık modu (standart mod-yüksek güç modu-ekstra güç modu) ile polimerize edilen farklı üç tip yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitten (SonicFill-Tetric Evo Ceram Bulk-fill-Xtrafil) 5mm çapında 4mm kalınlığında örnekler hazırlanarak FTIR-ATR cihazı ile polimerizasyon derecesi ölçüldü. (Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3 ve Şekil 4.4)

Elde edilen veriler iki faktörlü interaksiyonlu model ile analizi yapıldı. Bulk-fill kompozit örneklerin FTIR-ATR ile polimerizasyon derecesi ölçümü Varyans analizi Ek 2'de ve polimerizasyon derecesi ile standart sapma değerleri Tablo 4.2'de listelendi.

Tablo 4.2. FTIR-ATR polimerizasyon derecesi farklı ışık modlarında elde edilen ölçüm verilerine ait ortalama değerler, standart sapmaları ve Duncan HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Kompozit Türü	Işık Modu	Standart mod	Yüksek güç modu	Ekstra güç modu	Toplam
SonicFill		55,93±1,1	58,10±1,5	56,16±1,5	56,7±1,7 ^A
Tetric Evo Ceram		40,5±3,4	41,64±3,0	41,18±3,1	41,10±3,1 ^C
X-trafil		45,64±1,8	45,24±3,7	40,59±2,9	43,82±3,6 ^B
Toplam		47,35±6,9 ^a	48,32±7,7 ^a	45,98±7,6 ^b	47,22±7,4

a, b, c ; Işık seviyeleri için aynı satırda farklı harfler istatistiksel farklı ortalamaları gösterir. (p<0,05)
A, B, C ; Kompozit çeşitleri için aynı sütundaki farklı harfler istatistiksel farklı ortalamaları gösterir. (p<0,05)



Şekil 4.5. FTIR-ATR polimerizasyon derecesi farklı ışık modlarında elde edilen ölçüm verilerine ait ortalama değerler, standart sapmaları ve Duncan HSD çoklu karşılaştırma testi sonuç grafiği

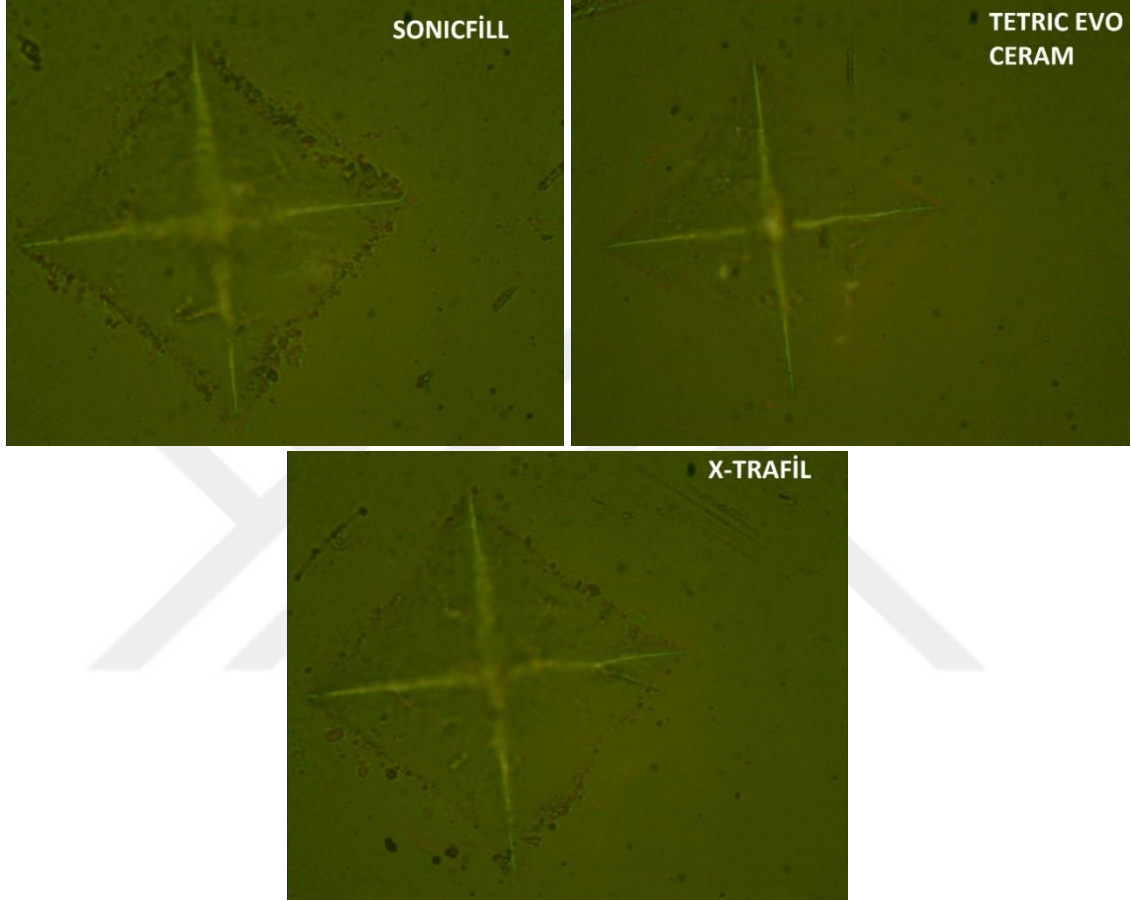
Çalışmada kullanılan bulk-fill kompozitlerin polimerizasyon derecesi Valo ışık cihazı modlarına göre incelendiğinde, kompozitler arasında istatistiksel anlamda farklılık bulunmuştur ($p < 0,05$). Tüm Valo ışık cihazı modlarına göre en yüksek polimerizasyon derecesi SonicFill’de, en düşük Tetric Evo Ceram’da bulunmuştur.

Valo ışık cihazının standart ve yüksek güç modunun uygulandığı gruplarda polimerizasyon derecesi istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmazken, ekstra güç modunun uygulandığı gruplarda, standart ve yüksek güç modlarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

4.2. Mikrosertlik Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Çalışmada Valo ışık cihazının üç farklı ışık modu (standart mod-yüksek güç modu-ekstra güç modu) ile polimerize edilen farklı üç tip bulk-fill kompozitten (SonicFill-Tetric Evo Ceram Bulk-fill-Xtrafil) 5mm çapında 4mm kalınlığında örnekler hazırlanarak Vicker’s sertlik ölçüm cihazı ile tüm örneklerin üst ve alt yüzeylerinden sertlik ölçümü yapıldı (Şekil 4.6). Her bir örneğin alt yüzey sertliği, üst yüzey sertliğine

bölünerek sertlik oranları hesaplandı. Elde edilen veriler iki faktörlü interaksyonlu model ile analizi yapıldı. Kompozit örneklerin üst ve alt yüzey sertlikleri ve sertlik oranlarının Varyans analizi Tablo 4.3, Tablo 4.4 ve Tablo 4.5’ de listelendi. Örneklerin üst ve alt yüzey sertlikleri ve sertlik oranları Tablo 4.6’ da listelendi.



Şekil 4.6. Vicker's sertlik ölçüm cihazının ucu ile kuvvet uygulanmış örnek yüzeyleri

Bulk-fill kompozitlerin üst yüzey sertlikleri Valo LED ışık modlarına göre bakıldığında Tetric Evo Ceram'ın ortalama üst yüzey sertliği, X-trafil ve SonicFill'e göre daha düşük bulundu. X-trafil ve SonicFill'in ortalama üst yüzey sertlikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı.

Bulk-fill kompozitlerin üst yüzey sertliği incelendiğinde Valo ışık modlarından standart mod uygulanan örneklerin üst yüzey sertliği, yüksek güç modu ve ekstra güç modu uygulanan örneklere göre daha yüksek bulundu.

Bulk-fill kompozitlerin alt yüzey sertliği incelendiğinde Valo ışık modlarına göre, kompozitler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu. En yüksek ortalama alt yüzey sertliği X-trafil bulk-fill kompozitte, en düşük ortalama alt yüzey sertliği Tetric Evo Ceram bulk-fill kompozitte görölmüştür.

Valo ışık modlarının, bulk-fill kompozitlerin ortalama alt yüzey sertliğine etkisi incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu. Standart mod uygulanan kompozit örneklerin ortalama alt yüzey sertliği daha yüksek, ekstra güç modu kullanılan örneklerin ortalama alt yüzey özelliği daha düşük bulunmuştur.

Çalışmada kullanılan bulk-fill kompozitlerin ortalama sertlik oranı incelendiğinde Valo ışık modlarının tümüne göre kullanılan bulk-fill kompozitler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Ortalama en yüksek sertlik oranı X-trafil gruplarında, ortalama en düşük sertlik oranı Tetric Evo Ceram gruplarında bulunmuştur.

Çalışmada kullanılan bulk-fill kompozitlerin ortalama sertlik oranına Valo ışık modlarının etkisi incelendiğinde, standart ve yüksek güç modunun uygulandığı örnek gruplarının ortalama sertlik oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken, ekstra güç modunun uygulandığı grupların ortalama sertlik oranları daha düşük bulunmuştur.

Kompozit rezinin yeterli polimerizasyonu için sertlik oranının 0.80 ve üzeri olması gerektiği bildirilmiştir. Çalışmamızda X-trafil ve SonicFill gruplarında sertlik oranı bu rakamın üzerinde bulunmuştur ve polimerizasyon için yeterli sertlik oranına ulaştığı görölmüştür. Tetric Evo Ceram bulk-fill kompozit gruplarında ortalama sertlik oranı 0.80 in altında bulunduğu için yeterli sertlik oranına ulaşamamıştır.

Tablo 4.3. Üst yüzey mikrosertlik ölçümü Varyans analiz tablosu

Varyans Kaynak	Kareler Toplamı	sd	Kareler ortalaması	f	p
Model	481993,311 ^a	9	53554,812	37157,958	,000
Kompozit	1932,073	2	966,037	670,266	,000
Işık	40,843	2	20,421	14,169	,000
Kompozit*Işık	16,114	4	4,029	2,795	,031
Hata	116,743	81	1,441		
Total	482110,054	90			

Tablo 4.4. Alt yüzey mikrosertlik ölçümü Varyans analiz tablosu

Varyans Kaynak	Kareler Toplamı	sd	Kareler ortalaması	f	p
Model	323815,303 ^a	9	35979,478	25430,891	,000
Kompozit	2660,869	2	1330,434	940,373	,000
Işık	162,123	2	81,062	57,296	,000
Kompozit*Işık	180,429	4	45,107	31,883	,000
Hata	114,598	81	1,415		
Total	323929,901	90			

Tablo 4.5. Sertlik oranı Varyans analiz tablosu

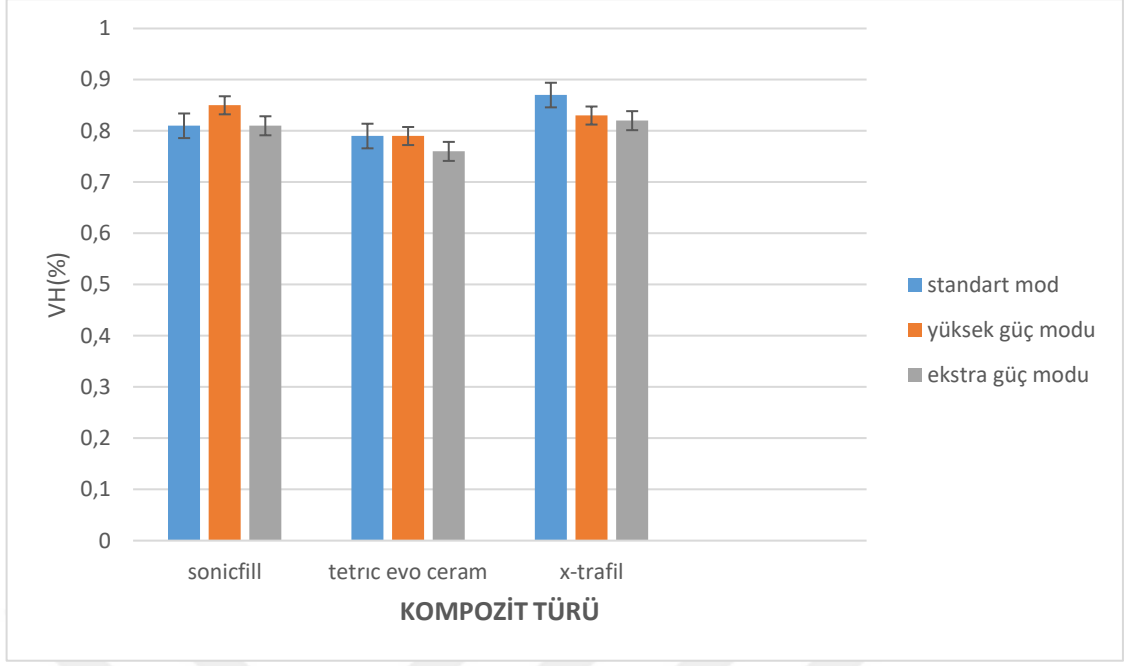
Varyans Kaynak	Kareler Toplamı	sd	Kareler ortalaması	f	p
Model	60,000	9	6,667	49179,864	,000
Kompozit	,054	2	,027	198,784	,000
Işık	,013	2	,006	47,360	,000
Kompozit*ışık	,017	4	,004	32,110	,000
Hata	,011	81	,000		
Total	60,011	90			

Tablo 4.6. Bulk-fill kompozitlerin üst, alt ve sertlik oranları, standart sapmaları ve Duncan HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçları

	Kompozit Türü	Standart mod	Yüksek güç Modu	Ekstra güç modu	Toplam
Üst Yüzey	SonicFill	76,78±0,45	76,70±0,40	76,0±0,87	76,50±0,7 ^A
	Tetric Evo Ceram	67,22±0,6	66,41±0,7	65,80±0,8	66,48±0,9 ^B
	X-trafil	77,81±2,3	75,38±2,04	75,16±0,9	76,11±2,1 ^A
	Toplam	73,94±5,0 ^a	72,83±4,8 ^b	72,32±4,7 ^b	73,03±4,86
Alt yüzey	SonicFill	62,20±0,62	65,28±1,25	61,70±0,83	63,06±1,84 ^N
	Tetric Evo Ceram	53,33±0,35	52,47±0,51	50,30±1,04	52,03±1,46 ^O
	X-trafil	67,80±2,27	62,56±1,70	61,70±0,70	64,01±3,20 ^M
	Toplam	61,11±6,20 ^m	60,10±5,73 ⁿ	57,90±5,53 ^o	59,70±5,91
Sertlik oranı	SonicFill	0,81±0,008	0,85±0,015	0,81±0,006	0,82±0,022 ^Y
	Tetric Evo Ceram	0,79±0,006	0,79±0,006	0,76±0,016	0,78±0,016 ^Z
	X-trafil	0,87±0,009	0,83±0,015	0,82±0,012	0,84±0,025 ^X
	Toplam	0,82±0,034 ^x	0,82±0,028 ^x	0,79±0,027 ^y	0,81±0,032

a, b, c, m, n, o, x, y, z ; Aynı satırda ışık seviyeleri için farklı harfler istatistiksel farklı ortalamaları gösterir.(p<0,05)

A, B,C, M, N, O, X, Y, Z ; Aynı sütundaki kompozit çeşitleri için farklı harfler istatistiksel farklı ortalamaları gösterir.(p<0,05)



Şekil 4.7. Bulk-fill kompozitlerin üst, alt ve sertlik oranları, standart sapmaları ve Duncan HSD çoklu karşılaştırma testi sonuç grafiği

FTIR analizi ile Vicker's sertlik testi arasında yapılan Pearson's korelasyon analizine göre uyum bulunmamıştır. ($p > 0,05$)

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda 3 farklı Bulk-fill kompozit (SonicFill, Tetric Evo Ceram, X-trafil) ile Valo LED ışık cihazı kullanıldı. 3. Nesil LED ışık cihazı olan Valo LED'in üç farklı ışık modu; standart mod, yüksek güç modu, ekstra güç modu (plazma emülasyon modu) kullanılmıştır. Bulk-fill kompozitlerin polimerizasyon dereceleri, direkt yöntem olarak bilinen FTIR analizi ve indirekt yöntem olan mikrosertlik testi (Vicker's sertlik ölçümü) ile değerlendirildi.

Diş hekimliği alanında yaşanan gelişmelere paralel olarak üretilen kompozit rezinlerde yüksek estetik özellikler, ideal fiziksel ve mekanik özelliklerin beklentisi üretici firmaların son yıllarda bu materyallerin fiziksel, mekanik ve biyolojik özelliklerini dolayısıyla da klinik performansını artırmaya yönelik araştırmalara yönelmelerine neden olmuştur. Özellikle kompozit rezinlerin polimerizasyonunu artırmaya yönelik çalışmalar önem kazanmıştır. Kompozit rezinin yetersiz polimerizasyonu, kompozit materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinin azalmasına yol açarak mikrosızıntıya, diş dokularına yetersiz bağlanmaya, sekonder çürük oluşumuna, postoperatif hassasiyete, pulpal hasarlara, restorasyonun renklenmesine ve kırılma direncinin azalmasına neden olması açısından önemlidir.^{15, 189}

Kompozit rezinlerde yeterli bir polimerizasyonun elde edilmesinde; kullanılan ışık kaynağının tipi, ışığın gücü, yoğunluğu, dalga boyu aralığı, ışık uygulama süresi, ışık ucunun büyüklüğü, ışığın uygulanma mesafesi oldukça etkilidir. Ayrıca kompozit rezinin tipi ve matriks yapısı, doldurucu partiküllerinin boyutu, miktarı, dağılımı, rengi, matriks yapı içerisinde bulunan foto başlatıcıların miktarı ve tipi gibi pek çok faktör kompozit rezinlerin yeterli polimerizasyonu için önemli rol oynar.^{4, 7, 9, 12, 14, 190, 191}

Kompozit materyalin kaviteye uygulandığı kalınlık da polimerizasyon derinliğinin ve monomer dönüşüm oranlarının yükseltilmesi için oldukça önemlidir. Musanje ve

ark.¹⁹² geleneksel kompozit rezinlerde ışık uygulanan yüzeye kıyasla materyalin alt yüzeyi, absorbe edilen ve dağılan ışık miktarına bağlı olarak daha az polimerize olduğunu bildirmişlerdir.

Kompozit materyal, rezin ve doldurucudan oluşan heterojen yapısı, rezin ve doldurucu ara yüzeyinden geçen ışığın her bir yapının farklı kırılma indisi göstermesinden dolayı yapı içerisinde dağılmasına neden olur. Geleneksel kompozit rezinlerde doldurucu içeriğinin ve düzensiz şekilli doldurucuların artmasıyla doldurucu-rezin arasındaki spesifik yüzeyin artması ışık geçirgenliğinin azalmasına neden olmaktadır.^{107, 193}

Kompozit rezinlerde kullanılan inorganik doldurucular, kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini etkileyen faktörler arasında yer almaktadır.¹⁹⁴ Yapılan çalışmalar kompozit rezinlerin doldurucu içerikleri ile sertlik değerleri arasında doğru orantı olduğunu, farklı kompozit rezinlerin farklı yüzey sertlik değerlerine sahip olmasının farklı matriks ve farklı dolduruculardan kaynaklandığını göstermiştir.^{195, 196}

Demirel ve ark.¹⁹⁷ indirekt ve direkt uygulanan kompozit rezin materyallerin sertliklerini karşılaştırdıkları bir çalışmada sertlik değerleri büyükten küçüğe sıralanmıştır. Bu çalışmada kullanılan tüm kompozit rezin materyallerin doldurucu içeriği, miktarı ve partikül büyüklükleri benzer olmasına rağmen sertlik değerlerindeki farklılıklar polimer matriks içeriklerindeki farklılıklara bağlanmıştır. Bu sonuçlara göre bizim çalışmamızda kullandığımız bulk fill kompozit rezinlerin yüzey sertlik değerlerindeki farklılıklar, yapılarındaki organik ve inorganik doldurucuların farklılıklarından kaynaklanmış olabilir.

Fazla madde kaybı olan dişlerin restorasyonunda kullanılan geleneksel kompozit rezinlerin optimal düzeyde polimerizasyonun sağlanabilmesi ve polimerizasyon büzülme streslerinin azaltılması için 2 mm kalınlıkta tabakalar halinde uygulanarak polimerize

edilmesi önerilmektedir.^{21, 198} Bununla birlikte, tabakalı yerleştirme tekniğinin; tabakalar arasında kontaminasyon ve hava kabarcığı oluşumu, tabakalar arası bağlanmada başarısızlık, diş eti kenarına yakın küçük kavitelerde sınırlı erişime bağlı olarak materyalin yerleştirilmesinde yaşanabilecek sorunlar ve uygulama süresinin uzaması gibi bir takım dezavantajları bulunmaktadır.^{21, 94, 199}

Bu dezavantajları en aza indirmek ve özellikle derin kavitelerin restorasyon sürelerini kısaltmak, böylelikle hekime bağlı gelişebilecek sorunları azaltmak amacıyla tek aşamada veya iki aşamada uygulanabilen bulk-fill kompozit rezinler son yıllarda geliştirilmiş ve diş hekimlerinin kullanımına sunulmuştur.³

Bulk-fill kompozit rezinlerde, konvansiyonel kompozit rezinlere oranla polimerizasyon derinliğini arttırmak için öncelikle kompozitin doldurucu içeriğinde değişiklik yapılmıştır. Bulk fill kompozit rezinlerde doldurucu boyutu büyütülmüş ve böylece toplam hacmi azaltılmıştır. Konvansiyonel kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında bulk fill kompozit rezinlerde hacimce büyük doldurucular (>20 µ) ve daha az oranda toplam doldurucu/matriks ara yüzü gözlenmektedir. Bu durum ışığın daha az saçılarak, derinlere penetre olmasını sağlar.⁹⁴

Kompozit rezinlerdeki teknolojik gelişmelere ilave olarak, restorasyonun polimerizasyonunun tamamlanması için ışık cihazlarına da daha iyi özellikler kazandırılmaya çalışılmıştır.^{200, 201} Hansen ve ark.²⁰² ışıkla polimerize olan kompozit rezin restorasyonların klinik performansının ışık cihazlarının kalitesinden yüksek oranda etkilendiğini öne sürmüştür.

Rueggeberg ve ark.¹⁵¹ geçmişte, yüksek güçteki QTH ışık cihazları, LED ışık cihazlarından daha başarılı olmalarına rağmen, son yıllarda kompozit rezinlerin polimerizasyonunda güç çıkışları arttırılmış yeni LED ışık cihazlarının QTH'ler kadar, hatta daha başarılı sonuçlar oluşturdukları bildirmişlerdir.

Birinci nesil LED ışık kaynaklarında, 400 mW/cm² den düşük ışık yoğunluğu ve çok sayıda ışık yayan diyot bulunduğundan geleneksel QTH ışık kaynakları kadar iyi polimerizasyon oluşturamadılar. Daha sonra ikinci nesil LED ışık kaynakları kullanıma sunulmuştur. Birinci nesil ışık kaynaklarına göre daha yüksek çıkış gücü ve farklı spektral dağılımda ışık oluşturan ikinci nesil LED ışık cihazları, daha kısa polimerizasyon süresi ile daha iyi performans sağlamaktadırlar.²⁰³

Conti ve ark.'nın²⁰⁴ halojen ve LED ışık kaynaklarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, aynı ışık yoğunluğunda ikinci jenerasyon LED ışık kaynaklarının hem monomer değişim seviyesinde hem de mikrosertlik değerlerinde daha başarılı olduklarını belirtmişlerdir.

Lima ve ark.²⁰⁵ birinci ve ikinci nesil LED ışık cihazlarının, kamforokinonun (430-500 nm) absorpsiyon spektrumuna uyan ışık yaydıklarını, bu sebeple alternatif başlatıcılar içeren kompozit rezinlerin yeterli polimerizasyonunu sağlayamayacaklarını bildirmişlerdir.

Ayrıca LED üniteleri üreticileri 20 s ve 40 s'lik ışık uygulama sürelerini önerirken²⁰⁶, Rueggeberg ve ark.²⁰⁷ klinik koşullarda daha kısa polimerizasyon sürelerinin her zaman tercih edildiğini belirtmişlerdir.

Bu gereksinimler sonucu, çoklu diyot ve çift emisyon piklerine sahip olan 'üçüncü nesil' LED ışık cihazları piyasaya sürüldü.²⁰⁸ Üçüncü nesil bir LED ışık cihazı, 3200 mW / cm²'ye kadar ışıma değerlerine erişmektedir.²⁰⁹ Rueggeberg ve ark.²⁰⁷ üçüncü nesil LED ışık cihazlarının seçilen moda bağlı olarak 6 saniyede yeterli polimerizasyon sağladığını bildirmişlerdir.

Price ve ark.'nın²¹⁰ 3. nesil LED ışık cihazları ile yaptıkları çalışmada, bu kaynakların polimerizasyon kapasitelerinin 2. nesil ışık kaynaklarına göre eşit ya da daha iyi olduğunu belirtmişlerdir. Bu sonucun kompozit içerisindeki foto başlatıcıların aktive

olduğu dalga boyuna bağlı olarak ortaya çıktığını bildirmişlerdir. Biz de alışmamızda 3. Nesil LED ışık kaynağı olan VALO LED ışık cihazını kullandık.

Polimerizasyon derecesi, genellikle orta kızılötesi Fourier transform (FT) spektroskopisi²¹¹, Fourier transformation infrared spectroscopy (FTIR)²¹², Raman spektroskopisi²¹³ veya yakın kızıl ötesi FT spektroskopisi (FT NIR)¹⁵⁷ gibi kalan çift bağların miktarını çıkaran spektroskopik teknikler ile polimerizasyon etkinliğini değerlendirilerek ölçölür.

FTIR geleneksel olarak kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesini değerlendirmek için kullanılırken, Raman spektroskopisi alternatif bir yöntem sağlar.

FTIR spektroskopisi, gelen radyasyonun emilimini (absorbsiyon) ölçerken, Raman, sağılan radyasyonu ölçer. Dental kompozitlerin polimerizasyon derecesini değerlendirmek için kullanıldığında, Raman ve FTIR spektroskopisi benzer sonuçlar vermektedir.²¹³

FTIR ve Raman spektroskopisi önce rezin içerikli dental materyallerde su emilimi araştırmalarında ve daha sonra rezin içerikli materyallerin polimerizasyon derecesini analiz etmek için kullanılmıştır.¹⁵⁷ FTIR analizinde C=C bağlarının C-C bağlarına dönüşümü, alifatik ve aromatik yapı ile monomer ve polimer oranları değerlendirilir.²¹⁴ FTIR halen en sık kullanılan teknik olarak bilinmektedir.¹⁷⁴

Bu teknik ile, moleküler bağ karakterizasyonu yapılarak; katı, sıvı, gaz veya çözelti halindeki organik bileşiklerin yapısındaki fonksiyonel gruplar, iki bileşiğin aynı olup olmadığı, yapıdaki bağların durumu, bağlanma yerleri ve yapının aromatik ya da alifatik olup olmadığı belirlenebilir.

Üretilen dedektörlerin hassasiyetinin yıllar içinde gelişmesi, hem daha doğru hem de daha hassas sonuç elde edilmesini sağlar.

Ölçüm cihazları zaman içinde kullanıldıkça, doğru sonuç verebilme özelliklerini kaybederler. FTIR kullanılan cihazların içindeki, HeNe lazer olarak adlandırılan parça, kendinden kalibrasyonludur. Böylece bu cihazların teknik ekipler tarafından kalibre edilmesine gerek yoktur.

FTIR-ATR (Attenuated Total Reflectance) absorpsiyon bantlarının dalga boyunda azalma meydana getirilerek daha az emekle ve örnek kalınlığından bağımsız olarak soğurganlığı çok fazla olabilen farklı maddelerin spektrum analizlerine olanak sağlar.²¹⁵

Kompozitlerin polimerizasyon derecesini (DC) belirlemek için birkaç yöntem arasında Fourier dönüşümü kızılötesi spektroskopisi (FTIR) güçlü bir teknik olduğu kanıtlanmıştır ve doğrudan doğruya C=C gerilme titreşimlerini algılamak için güvenilir bir yöntem olarak yaygın şekilde kullanılır olmuştur.^{216, 217}

Bununla birlikte, bulk-fill kompozitin DC'yi FTIR ile ölçmek için, prosedür zaman alıcıdır, çünkü polimerize numuneler toz haline getirilmelidir. Aynı zamanda, bu teknik pahalı ve uzun zaman gerektiren tekniklerdir.²¹⁸ Ek olarak, sonuçlar numunenin küçük bir kısmının polimerizasyonunu yansıtmakta ve numunenin sertleşmesi orantısız olduğunda yanlış olabilmektedir. Reaksiyona girmemiş monomerin miktarının saptanması, sonuçları belirli kompozitler için DC ile korele olabilen nispeten basit bir yöntemdir.²¹⁹

Polimerizasyon derecesi belirlemede direkt metod olarak kullanılan FTIR ve materyalin fiziksel özelliklerinin belirleyicisi, indirekt metod olan mikrosertlik testleri yaygın kullanılan yöntemlerdir.^{115, 220}

Poskus ve ark.²²¹ ; Neo ve ark.²²² ve Topcu ve ark.²²³; kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesinin belirlenmesinde sık kullanılan ve uygulaması kolay yöntemlerden bir tanesinin mikrosertlik testleri olduğunu bildirmişlerdir.

Kompozit materyallerde en çok kullanılan mikro sertlik testleri Vicker's ve Knoop sertlik yöntemleridir.²²¹ Campodonico ve ark.²²⁴ Vicker's sertlik ölçüm yönteminin diş hekimliğinde uygulama kolaylığı ve ölçüm hassasiyetinden dolayı, materyallerin sertliğini ölçmede en sık kullanılan yöntem olduğunu bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda, test örneklerinin polimerizasyon derecesinin değerlendirilmesinde direkt yöntem olarak bilinen FTIR analizi, yaygın olarak kullanılması ve güvenilir bir yöntem olmasından dolayı tercih edilmiştir. Ayrıca çalışmamızda test örneklerinin mikrosertlik oranlarının belirlenmesinde de sıklıkla kullanılan Vicker's sertlik ölçüm yöntemi kullanıldı.

Mikrosertlik testlerinde yüzeye uygulanan yük uzaklaştırıldıktan sonra yüzeyin fotoğrafı kaydedilmekte ve yüzeyde kalan kalıcı yüzey deformasyonu ölçülerek sertlik değeri elde edilmektedir.²²⁵ Kompozit rezinlerin sertlikleri ölçülürken ölçüm yapan ucun matriks ya da doldurucu üzerine değmesine bağlı olarak sertlik değerlerinde anlamlı farklılıklar oluşabilmektedir. Bu sebeple yüzey sertliği ölçümleri yapılırken örneklerin üzerinden birden fazla sayıda ölçüm yapılması önerilmektedir.²²⁶ Bizim çalışmamızda da sertlik ölçümleri gerçekleştirilirken üç farklı noktadan ölçüm yapıp ortalamaları alınmıştır. Böylece daha kuvvetli ve gerçeğe yakın sonuçlar alınmaya çalışılmıştır.

Işık uygulaması sonrası, polimerizasyon ilk 5 dk' da ya da 1 sa. Sonra en üst düzeyde gerçekleştiği, 24 saat boyunca da, yavaşlayarak sürdüğü belirtilmektedir.^{227, 228}

Moraes Porto ve ark.²²⁹ kompozit rezinlerin polimerizasyonunu değerlendirdikleri çalışmalarında infrared spektroskopik analizini ve Knoop sertlik testini kullanmışlar ve ışınlamadan 24 saat sonra örneklerin testlerini tamamlamışlardır.

Bu nedenle FTIR analizi ve mikrosertlik ölçümleri için hazırladığımız kompozit örnekleri 24 saat sonra ölçümlere tabii tutulmuştur.

Diş rengine uygun ideal estetik görüntünün elde edilebilmesi için değişik renk seçeneğine sahip kompozit rezin materyalleri üretici firmalar tarafından üretilmektedir. Ancak, Jeong ve ark.²³⁰ ve Anfe ve ark.¹⁵⁶ farklı renklere sahip kompozit materyallerin bir arada kullanılması durumunda, kullanılan renklere bağlı olarak ışık geçişinin azalabileceği ve polimerizasyon derinliğinin dolayısıyla da materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinin olumsuz yönde etkilenebileceğini bildirmişlerdir. Kompozit rezinlerde farklı renk seçeneklerinin elde etmek amacıyla üretici firmalar tarafından matris yapı içerisine “titanyum dioksit ve yiterbium triflorit” gibi değişik pigmentler ilave edilmektedir. Bu pigmentler, opak partiküller olup, ışığın materyal boyunca daha derinlere iletilmesini sınırlayarak polimerizasyon derecesini olumsuz etkiler.¹⁰⁸ de Araujo ve ark.²³¹ ve Guiraldo ve ark.²³² tarafından yapılan araştırmalarda kompozit rezinlerin koyu renkli olanlarının açık renklilere oranla daha yüksek yüzey sertlik değerleri gösterdiği ancak yapı içerisinde yer alan pigmentler nedeniyle ışığın kompozit kütlesi boyunca geçişinin azalmasına bağlı olarak daha derinlerde daha az mikrosertlik değerlerinin oluştuğu bildirilmiştir. Her ne kadar materyal renginin yüzey sertliği üzerine etkili olduğu bildirilse de, bunun aksini gösteren araştırmalar da bulunmaktadır. Jeong ve ark.²³⁰ kompozit renginin sertlik değerleri üzerine etkisinin minimal düzeyde olduğunu bildirirken, Lazarchik ve ark.²³³ tabakalı teknikle uygulanan kompozitlerde rengin mikrosertlik üzerine etkisi olmadığı ancak, kompozitin “bulk” teknikle yerleştirilmesi durumunda koyu renk kompozitlerin daha az sertlik değerleri gösterdiği bildirilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan SonicFill ve Tetric Evo Ceram Bulk-fill kompozit rezin materyalleri renk seçeneği bulunurken, X-trafil Bulk-fill ise renk seçeneği bulunmayan translusent yapıda materyaldir. Bu nedenle, kullanılan materyaller arasında renk etkisini elimine etmek amacıyla renk seçeneği bulunan materyallerin A2 rengi, X-trafil Bulk-fill materyalinin ise mevcut ticari şekli çalışmaya dahil edilmiştir.

Flury ve ark. bulk-fill kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesini inceledikleri bir çalışmada, şeffaf band yerleştirilen yüzeylere herhangi bir işlem uygulamadan direkt olarak sertlik ölçümleri yapılmıştır. ¹⁰⁴ Bu nedenle bizim çalışmamızda da şeffaf bandın altındaki bulk fill kompozit rezinlerin üst yüzey ve alt yüzeylerinin mikrosertlik ölçümlerinde, uygulamalardan kaynaklanan farklılıklara neden olmamak ve daha pürüzsüz yüzeyler elde edebilmek için yüzeyler üzerine herhangi bir işlem uygulanmamıştır. Ayrıca, polisaj işleminden kaçınmak, polisaj sırasında meydana gelen ve polimerizasyonda bir artışa neden olabilecek potansiyel ısıdan da kaçınılmasını sağladı.

Ilie ve ark.¹ yaptıkları bir çalışmada bulk fill kompozitlerin sertlik ve elastik modüllerinin geleneksel kompozitlerden daha düşük olduğu sonucuna varılmıştır. El-Safty ve ark.²³⁴ yaptığı başka bir çalışmada da kullanılan bulk fill kompozitlerin ve akıcı kompozitlerin nanosertlikleri geleneksel kompozitlerden daha düşük bulunmuştur. Bu çalışmaların sonuçları üretici firmaların tavsiyelerini desteklemektedir.

Ana restoratif materyaller için minimum FTIR analizinde % DC gereksinimleri konusunda bir fikir birliği yoktur. Bununla birlikte, en az % 55'lik bir dönüşümün arzu edildiği kabul edilmiştir.¹⁶³

Çalışmamızda kullandığımız SF bulk fill kompozit rezin, firmanın sadece bu materyal için ürettiği özel anguldurva yardımıyla kaviteye yerleştirilebilmektedir. SF kompozit rezin içeren uçlar anguldurvaya yerleştirilerek diş ünitesine takılmakta ve kompozit rezin anguldurvanın çalıştırılmasıyla oluşan sonik enerji ile akıcı kıvamına gelmektedir. Anguldurvanın çalışması durdurulduğunda ise kompozit rezin tekrar kondanse edilebilir kıvamına geri dönmektedir. Bu durum sonik enerjinin moleküller arası bağı gevşetmesiyle açıklanmaktadır.²³⁵ SF bulk fill kompozit rezin bir çalışmada, yüksek vizköziteli bulk fill grubunda sınıflandırılmıştır.²³⁶

SF'in kavitenin içindeki adaptasyonu mevcut çalışmanın bir amacı olmamasına rağmen, diğer restoratif bulk-fill kompozitleriyle karşılaştırılabilir şekilde iyi olduğu anlaşılmaktadır. Titreşim işleminin bir sonucu olarak sıcaklığın artırılması ve serbest radikallerin harekete geçirilmesiyle yüksek kesme ve eğilme modüllerine ulaşıldığı düşünülmektedir. Ayrıca bu durum yüksek dolgu içeriğinden de (%66 hacim) kaynaklanabilir.²³⁷

Ayrıca SonicFill bulk-fill kompozitte Bis-GMA'nın bir kısmının, düşük viskoziteli etoksile analog (bis-EMA) ile birlikte esnek siloksan-metakrilat kopolimer (SIMA) ile değiştirilmesi, çapraz bağlanan monomerlerin moleküler reaktivitesini artırabilir. Buna ek olarak, sistemin özel el parçası ile yerleştirme sırasında sonik titreşim işlemi, viskoziteyi daha da azaltıp, monomer hareketliliğini artırabilir ve böylece polimerizasyon derecesi artırılabilir.²³⁸ Çalışmamızda kullandığımız SonicFill bulk-fill kompozitin, FTIR analizinde, X-trafil ve Tetric Evo Ceram bulk-fill kompozite göre en yüksek DC% oranına ulaşması bu sebeplerden kaynaklanabilir.

Bulk-fill kompozit restorasyonların polimerizasyon derecesini yönetmek için şimdiye kadar iki yaklaşım benimsenmiştir. Birincisi saydamlığı arttırmaktır. Işık geçirgenlik özelliklerini en üst düzeye çıkarmak, çoğu bulk-fill kompozitler için estetiği etkilediğinden dolayı mümkün değildir. Ancak artan doldurucu boyutu ve doldurucu ile rezin matrisi arasındaki kırılma endeksinin uyumu kompozit geçirgenliği arttırmanın olası yollarıdır.²³⁶

İkincisi, foto-başlatıcı etkinliğini arttırmaktır. Çağdaş dental rezin kompozitlerinin çoğunluğu, bir serbest radikal verimiyle, kamforokinon-amin sistemi üzerine kurulmuştur. Bu performansı arttırmak için, TPO türevleri (Lucerin-TPOTM, Irgacure-819TM) veya benzoyl-germanyum bileşikleri (IvocerinTM) ilave foto-başlatıcılar olarak

dahil edilmiştir. Böylece kamforokinona sinerjik bir etki sağlar. TECBF, Ivocerin teknolojisine dayanmaktadır.²³⁹

Bununla birlikte, bizim çalışmamızda 4 mm derinlikte FTIR analizi ile ölçülen polimerizasyon derecesinde, TECBF'nin polimerizasyon derecesi tüm ışık modlarında en düşük oranda bulunmuştur. Tarle ve ark.¹⁹⁹ yaptıkları bir çalışmada, bizim çalışmamıza benzer şekilde TECBF'nin 4mm derinlikte polimerizasyon derecesini oldukça düşük bulmuşlardır (% 40).

TECBF restorasyonlarının altındaki düşük polimerizasyon derecesi değeri, kompozit geçirgenliği azaltan yüksek dolgu içeriği ile ilişkili olabilir.^{102, 240}

Ayrıca Zorzin ve ark.²⁴¹ yaptıkları bir çalışmada TECBF, 380-450 nm arasında ışık ile uyarılan dibenzoil germanyum bazlı bir foto-başlatıcı sistem içermesine rağmen, bu kompozit için daha yüksek bir polimerizasyon derecesi veya daha fazla sertleşme derinliği sağlayamamış olduğu sonucuna varmışlardır. Bu düşük polimerizasyon derecesinin, kompozitin içinde kısa dalga boylu (mor) ışığın düşük penetrasyonuna bağlı olabileceğini düşünmüşlerdir. Çalışmamızda da Valo ışık cihazını kullandığımız için, bu çalışmanın sonucu bizim çalışmamızla oldukça uyumludur.

Kompozit rezinlerde polimerizasyon sürecinde, monomerler mobildir ve duyarlı bölgelere kolayca bağlanabilirler. Polimer matriks ağı genişledikçe mobil serbest radikallerin matriks içindeki hareketliliği kısıtlanır, polimerizasyon hızı düşerek devam eder.²⁴² Çift bağların yüzdesi %35-80'e kadar değişebilir. Monomerlerin polimere dönüşüm derecesi, polimerizasyon etkinliğini ve matriksi oluşturan çapraz bağlara bağlı multifonksiyonel monomerlerin oranını belirlemek için anahtar ölçüttür.²⁴³

Sert aromatik omurgaya ve güçlü moleküller arası hidrojen bağlanma kapasitesine sahip olan yüksek moleküler ağırlıklı bis-GMA molekülünün, moleküler hareketliliği azalttığı ve bu nedenle polimer ağında daha az dönüşüm sağladığı uzun zamandan beri

bilinmektedir. Düşük molekül ağırlıklı UDMA ve TEGDMA, moleküler hareketliliği artırır ve böylece nihai polimerizasyon derecesi artar.^{157, 237}

Sideridou ve ark.¹¹⁶ yaptıkları bir çalışmada UDMA'nın, nispeten yüksek molekül ağırlıklı, yüksek konsantrasyonlu çift bağ ve düşük viskoziteye sahip Bis-GMA ile birleşerek, daha yüksek % DC değerlerine ulaştığı gösterilmiştir.

TEGDMA da polimerizasyon derecesini arttırmak için kullanılan yaygın bir seyrelticidir ve kompozitlerin polimerizasyonunda BisGMA tarafından elde edilen düşük polimerizasyon derecesi değerlerinin üstesinden gelmek için sinerjistik olarak davranır.²⁴⁴

Tarle ve ark.¹⁹⁹ ise Bis-EMA'ya dayanan ve düşük viskoziteli üretilen monomerlerini içeren kompozit rezinlerin tipik Bis-GMA / TEGDMA rezinlerinden daha yüksek polimerizasyon derecesi değerleri sergilediklerini yaptıkları bir çalışmada göstermişlerdir.

Sideridou ve ark.¹¹⁶ yaptıkları bir çalışmada dimetakrilat rezinleri karşılaştırırken polimerizasyon derecesini, Bis-GMA < Bis-EMA (EBPDMA) < UDMA < TEGDMA sırasına göre arttığını gösterdi.

Çalışmamızda kullandığımız Sonicfil bulk-fill kompozit ile Tetric Evo Cream bulk-fill Bis-EMA içermektedir. Ancak FTIR analizinde polimerizasyon derecesi bakımından tüm ışık modlarında Sonicfill en yüksek değeri gösterirken, Tetric Evo Ceram en düşük polimerizasyon derecesi değeri göstermiştir. Bu durumun SonicFill kompozitin özel el parçası ile yerleştirme sırasında sonik titreşim işlemi, viskoziteyi daha da azaltması, böylece monomer hareketliliğini artırarak polimerizasyon derecesi arttırdığı düşünülebilir. Ayrıca Sonicfill kompozit yapısında polimerizasyon derecesini daha fazla arttıran TEGDMA içerirken, Tetric Evo Ceram'ın ise UDMA içermesi bu duruma etkisi olduğunu düşündürmektedir.

Ayrıca Tarle ve ark.¹⁹⁹ yaptıkları çalışmada kullandıkları kompozit rezinlerin (Tetric Evo Ceram Bulk-fill-TECBF; X-trafil-XTF; QuiXTFil-QF) saydamlığı ile ilgili verileri üreticilerden temin ederek TECBF % 15, QF% 17 ve XTF % 23 oranında saydamlığa sahip olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada elde edilen sonuçlara göre Tetric Evo Ceram bulk-fill kompozit'e kıyasla daha fazla saydam olan XTF için daha yüksek bir polimerizasyon derecesi ortaya koymuştur. Bu şekilde, materyal geçirgenliğinin polimerizasyon derinliği üzerindeki etkisi vurgulanmaktadır.

Bizim çalışmamızda da XTF kompozitin, FTIR analizinde polimerizasyon derecesi, TECBF kompozite göre tüm ışık modlarında yüksek değer göstermesi bu sebepten kaynaklanabilir.

TECBF'in doldurucu partiküllerin boyutları, çalışmamızda kullandığımız diğer bulk-fill kompozitlere göre küçüktür ve normal hibrid kompozit rezinlerin doldurucu boyutlarına benzerdir, bu da bu materyalin azaltılmış saydamlığını açıklar.²³⁹ Ayrıca kompozit rezinlerdeki saydamlık, polimerizasyon derecesindeki azalmada önemli bir rol oynar.¹⁰⁷

XTF ve SF ise doldurucu boyutları arttırılmıştır. Sonuç olarak, dolgu maddeleri ve organik matris arasındaki özgül yüzey azalır, böylece ışık saçılması azalarak ışığın kompozit rezinde daha derinlere penetre olabilmesi sağlanmış olur.²³⁹

Tetric EvoCeram Bulk Fill'deki ek foto-başlatıcı sistemi (Ivocerin) işlemi, daha derin katmanlarda polimerizasyon kinetiği daha hızlı azaldığı için düşük saydamlığı telafi edememektedir.²⁴⁵

Bizim çalışmamızda da Tetric Evo Ceram Bulk-fill'in en düşük polimerizasyon derecesi değeri göstermesi bu nedenlerle açıklanabilir.

Polimerizasyon derecesini değerlendirmede kullandığımız bir diğer yöntem ise Vicker's sertlik ölçüm yöntemidir. Bu yöntemde kompozit rezinin alt yüzey sertlik

değerinin üst yüzey sertlik değerine oranı esas alınmaktadır. Teorik olarak polimerizasyonun başarılı kabul edilmesi için kompozit rezinin alt yüzey sertliği üst yüzey sertliğinin en az % 80' i olmalıdır.²⁴⁶ Oran 1 ise polimerizasyonun tam olduğu, 0,8 civarında ise yeterli kabul edilebileceği bildirilmiştir.²⁴⁷

Flury ve ark.²⁴⁸ ile Soygun ve ark.¹⁴⁵ çalışmalarında, kullanılan ışık kaynağından bağımsız olarak, tüm yüzeylerde alt yüzey mikro sertlik seviyelerinin, üst yüzeydeki değerlerden daha düşük olduğunu göstermişlerdir. Buna göre yapılan bir çalışmada XTF, SDR ve TECBF' nin yeterli polimerizasyonun sağlanması için gerekli kalınlık miktarı mikrosertlik testi ile araştırılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre bu bulk fill kompozitlerin 4 mm' den daha fazla kalınlıklarda da polimerize edilebileceği belirtilmiştir.⁸

Çalışmamızda kullandığımız bulk-fill kompozitler 4 mm kalınlığında ve 5 mm çapında hazırlanarak mikrosertlik testi uyguladı. Kullanılan tüm kompozitlerde, materyal tipine, ışık kaynağı ve ışık modlarının farklılıklarına bakılmaksızın alt yüzey mikro sertlik seviyelerinin, üst yüzey değerlerinden düşük bulunması bu bilgiler ile açıklanabilir.

Moharam ve ark.²⁴⁹, bulk-fill kompozit rezinlerden X-trafil, SonicFill ile geleneksel kompozit rezin Filtek™ Z250'nin 4 mm'lik hazırlanan örneklerinde Vicker's sertlik ölçümünü yaptıkları bir çalışmada en yüksek üst yüzey, alt yüzey ve sertlik oranını X-trafil bulk-fill kompozitlerde, en düşük değerler ise Filtek™ Z250' de bulunmuştur.

Leprince ve ark.²⁵⁰ bulk fill kompozitlerin fiziko-mekanik özelliklerini araştırdıkları çalışmalarında; LED ışık kaynağı kullanılarak 40 sn süreyle polimerize edilen bulk fill (SonicFill, X-trafil ve Tetric Evo Ceram) kompozitlerin alt-üst yüzey sertlik değeri oranlarını değerlendirmişler, sonuçları; Tetric Evoceram için %80' in altında, X-trafil ve Sonic-Fill kompozitler ise üstünde bulmuşlardır.

Bizim çalışmamızda da XTF ve Sonicfill Bulk-fill kompozit rezinler, kullanılan tüm ışık modlarında Vicker's Sertlik Oranı %80'in üzerinde ölçülerek yeterli sertlik oranına ulaştıklarını dolayısıyla polimerizasyon derecesi yeterli olduğu, TECBF'in ise %80'in altında Vickers sertlik oranı göstermiştir. Ayrıca X-trafil kompozitin en yüksek sertlik oranı gösterdiği sonucuna varıldığından bu çalışmaların sonuçları bizim çalışmamızla uyumlu bulunmuştur.

XTF ve SonicFill'in Vicker's sertlik değerleri, kompozit rezinlerin monomerlerinin kimyasal birleşimindeki farklılıklara bağlanabilir. Ayrıca bulk-fill kompozitlerin doldurucu büyüklüğündeki artışa bağlı olarak saydamlığın artması daha yüksek Vicker's sertlik değerlerine ulaştırır.²⁵¹

XTF'in Vicker's sertlik değeri, Sonic-Fill bulk-fill kompozit materyallerin Vicker's sertlik değerlerinden yüksek olması, bunların monomer viskozitesindeki farklılıktan kaynaklanabilir. Akıcı bulk-fill kompozitlerin, yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitlerden daha düşük mikrosertlik değerleri gösterdiği bildirilmiştir.⁹⁴ Sonic-Fill kompozit, sonik enerjiye güçlü bir şekilde tepki veren özel monomer içeriği ve yüksek oranda doldurucuya sahip, bir kompozit rezindir. Sonik enerjisi uygulandığında, kompozitin viskozitesi düşer (% 87'ye kadar), bu da kompozit rezinin akışkanlığını artırır. Böyle bir düşüş, Vicker's sertlik değerinden sorumlu olabilir.²⁵²

Çalışmamızda TECBF tüm ışık modlarında Vicker's sertlik oranı %80 in altında ölçülmüş ve yeterli sertlik oranına ulaşmadığı dolayısıyla polimerizasyon derecesi, kullandığımız diğer bulk-fill kompozitlere göre daha düşük bulunmuştur.

Nagi ve ark.²⁵¹ yaptıkları bir çalışmada Tetric Evo Ceram bulk-fill kompozit (TECBF) ile X-trafil bulk-fill kompozite Vicker's sertlik testi uygulamış ve XTF, TECBF kompozitten istatistiksel olarak daha yüksek mikrosertlik değeri göstermiştir. Her iki

kompozit de Vicker's sertlik oranı 0.80 üzerinde bulunarak yeterli polimerizasyon derecesi göstermiştir.

XTF'de, doldurucu boyutu ve miktarını daha fazla olması, TECBF 'e göre ölçülen mekanik özellikleri ve polimerizasyon derecesinin daha yüksek olmasını sağlamıştır. Bununla birlikte TECBF ile karşılaştırıldığında XTF için daha yüksek bir saydamlık vurgulamaktadır.²³⁶

El-Damanhoury ve ark.⁹⁶ bulk-fill kompozitler ile ilgili yaptıkları bir çalışmada TECBF (79.73) kompozit mikrosertlik oranı, XTF (86.43) kompozitin mikrosertlik oranına göre daha düşük bulunmuştur. Bu sonuçlar çalışmamızın sonuçlarıyla uyumludur.

Bucuta ve ark.¹⁰⁷ bulkfill ve geleneksel kompozitlerin mikromekanik özelliklerini araştırdıkları çalışmalarında; kompozitlerin polimerizasyonunu yüksek güçte LED ışık kaynağı ile 20 sn süresince gerçekleştirmişler, mikrosertlik değerlerini SonicFill ve Tetric Evoceram için %80' in altında bulmuşlardır.

Garoushi ve ark.²⁵³ Tetric evo ceram ve SonicFill kompozit materyallerinin polimerizasyon derinliklerini kazıma yöntemiyle değerlendirdikleri çalışmada, uygulama ve polimerizasyonda üretici firma önerileri doğrultusunda hareket edilmiş, ancak her iki kompozitte de firmaların belirttiği 4-5 mm' de uygun sertlik değerlerine ulaşamamıştır.

Bulk-fill kompozitlerin Vicker's sertlik testine göre değerlendirildiği bir çalışmada TECBF, alt ve üst yüzey sertlik değerleri diğer yüksek viskoziteli XTF ve Quixtil bulk-fill kompozitlere göre oldukça düşük iken, Vicker's sertlik oranı %80' in üzerinde bulunarak yeterli polimerizasyon derecesi gösterdiği belirtilmiştir.²⁵⁴

AL Shaafi ve ark.²⁵⁵ üçüncü nesil LED ışık cihazı (Bluephase 20i) kullanarak bulk-fill kompozitlerin knoop sertlik değerlerini inceledikleri bir çalışmada, 4 mm kalınlıkta hazırlanan örneklerde Sonicfill ve TECBF kompozitlerin sertlik oranları

%80'in altında, X-trafil ise sertlik oranı %88 üzerinde bulunmuştur. Bu çalışmaların sonuçları bizim çalışmamıza uyum göstermemiştir. Bu çalışmalarda farklı tekniklerin kullanılması sonucu etkilediği düşünülebilir.

Çalışmamızda; ışık kaynağının farklı modları kullanıldı ve Vicker's sertlik testinde ölçüm yüzeylerinde ayrı ayrı kompozit materyaline göre sertlik değerlendirmesi yapıldığında, Tetric Evo Ceram'ın, karşılaştırmaların tümünde en düşük mikrosertlik değerlerini verdiği görülmektedir.

TECBF'in rezin matrisinde, daha önce polimerize edilmiş (prepolimerize) doldurucu içeren inorganik cam partikülleri bulunmaktadır. Bu prepolimer doldurucu partiküllerin varlığı ile kompozitin, hem yüksek doldurucu ağırlığı elde ettiği, hem de inorganik doldurucular ve organik matris arasındaki özel alanın korunduğu, fakat gerçekte bu yapının organik olduğu belirtilmektedir.²⁵⁶ TECBF kompozit materyalinin mikrosertlik sonuçlarının, diğer kompozitlerden düşük çıkmasının, içeriğindeki prepolimer doldurucu yapı ile de ilgili olabileceği kanısındayız.

Çalışmamızda FTIR analizinde tüm ışık modlarında, Sonicfill kompozit yeterli polimerizasyon derecesi gösterirken TECBF ve XTF kompozitleri yeterli polimerizasyon derecesi gösterememiştir. Çalışmamızda hazırladığımız örneklerin bir kısmına uygulanan Vicker's sertlik testinde XTF ve Sonicfill kompozitler tüm ışık modlarında %80 üzerinde sertlik oranı gösterirken, TECBF %80 'in altında sertlik oranı göstererek yeterli polimerizasyon derecesi gösterememiştir. Tüm Bulk-fill kompozitlerin 4 mm derinlikte yeterli polimerizasyon göstereceğini belirten birinci hipotezimiz kısmen reddedilmiştir.

Kompozit rezinin polimerizasyon kalitesi, materyalin doldurucu içeriği ve kullanılan ışık cihazının özelliklerinden etkilenir. Kompozit rezinlerin, polimerizasyon derinliğini etkileyen önemli faktörlerden biri, kullanılan ışık cihazının türüdür.¹²⁷

Çalışmamızda üçüncü nesil LED ışık kaynağı olan Valo LED ışık cihazının üç farklı modu (standart mod-yüksek güç modu-ekstra güç modu) kullanılarak bulk-fil kompozitlerin polimerizasyon derecesi FTIR analizi ve Vicker's sertlik testi ile değerlendirildi.

Günümüzde kullanıma sunulan üçüncü nesil LED ışık cihazları, ışık yoğunluğu artırılarak uygulama zamanını azaltmada daha da etkili hale gelmiştir.¹⁸ Çoklu dalga boyuna sahip olan üçüncü nesil LED ışık cihazları kamferokinon dışındaki polimerizasyon başlatıcılarının da polimerize edilebilmektedir.¹⁹ Kamferokinonu aktive eden ikinci nesil ile aynı tipe sahip bir adet LED ampul ve diğer polimerizasyon başlatıcılar için daha düşük güçte chip kullanılan viyole spektrumunda ışık üreten dört adet aksesuar LED ampulden oluşmuştur.¹⁹

3.nesil LED ışık cihazlarının dental restoratif materyallerin her tipinde yeterli polimerizasyonu sağladığı bildirilmiştir.¹⁸

Çalışmamızda kullandığımız Valo ışık cihazı ile polimerize edilen örneklerin hem FTIR analizi hem de Vicker's mikrosertlik testi sonucu, standart mod ve yüksek güç modu ile polimerize edilen örneklerin polimerizasyon derecesi ortalama olarak birbirine eşit ve ekstra güç modundan daha yüksek bulunmuştur.

Gönülol ve ark.²⁵⁷ yaptıkları bir çalışmada bir mikrohibrit kompozit, giomer, rezin modifiye cam ionomer siman ve bir kompomerin, ikinci nesil LED ışık cihazı ile üçüncü nesil LED ışık cihazı olan Valo LED ışık cihazının üç farklı modunu kullanarak polimerize edip Vicker's sertlik testi uygulamıştır. Polimerizasyon protokolü açısından, test edilen restoratif materyale bakılmaksızın, Valo LED ışık cihazının 1. ve 2. Modu ile Elipar S10 arasında Vicker's sertlik oranı arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmazken, Valo LED ışık cihazının 3. mod grubu için sertlik değerleri anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur. Bu sonuç, çalışmamızın sonucu ile örtüşmektedir.

Yapılan bir çalışmada ışık cihazlarının dental kompozitlerin polimerizasyonuna etkisini araştırdıkları bir çalışmada, QTH ışık cihazı, 2. LED Nesil ışık cihazı ve Valo LED ışık cihazı kullanarak kompozitlerin Vickers sertlik testi uygulanmıştır. Valo LED ışık cihazının standart modu kullanılan örneklerin sertlik oranları, QTH ve 2.nesil LED ışık cihazına göre daha düşük bulunmuştur. Bu çalışma ile aynı enerji yoğunluğuna sahip farklı ışık cihazlarının, kompozitlerde mutlaka aynı sertlik oranına neden olmayacağı sonucunu verdi.²⁵⁸

Öz ve ark.²⁵⁹ 2. Nesil Elipar10 LED ışık cihazı (10 sn) ile 3. Nesil Valo LED ışık cihazı (3sn) kullanılarak ortodontik braketlerin bağlantısına baktıkları çalışmada her iki ışık cihazı da başarılı bulunmuş, Valo ışık cihazının 3 sn uygulanan ekstra güç modu polimerizasyon için yeterli görülmüştür. Bu çalışmaların sonuçları bizim çalışmamızın sonuçlarıyla uyumlu değildir.

Özer ve ark.²⁶⁰ yaptıkları bir çalışmada iki farklı rezin esaslı fissür örtücünün Valo ışık cihazının standart ve ekstra güç modu ile polimerize edilmesi ile mineye bağlantısına bakılmıştır. Ekstra güç modu fissür örtücülerden birinde yeterli bağlantı sağlarken, diğer fissür örtücüde, diğer fissür örtücüde yeterli bağlantı sağlanamamıştır. Standart mod uygulanan örnekler ise yeterli mine bağlantısı göstermiştir.

Yapılan bir araştırmada kompozitlerin polimerizasyon derecesini değerlendirdikleri bir çalışmada Valo ışık cihazının üç farklı modu kullanılarak hazırlanan örneklerin polimerizasyon derecesi FT-NIR analizi ile yapılmıştır. En yüksek polimerizasyon derecesi standart mod ile polimerize edilen örneklerde bulunurken, yüksek güç modu ile ekstra güç modu arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Standart modun 20 sn, yüksek güç modunun 4 sn ve ekstra güç modunun 3 sn uygulanması ile açığa çıkan toplam enerji en fazla standart moda aittir. Çalışmanın

sonuçları bu farklılıktan kaynaklanabilir ve bizim çalışmamızın sonuçlarıyla kısmen uyumlu sonuçlar göstermiştir.²⁶¹

Armellin ve ark.²⁶² yaptıkları bir in vitro çalışmada iki farklı LED ışık cihazı kullanılarak ışık maruziyeti sırasında diş dokularındaki termal değişiklikleri değerlendirmişlerdir. Çalışmada kullanılan Valo ışık cihazının ekstra güç modu en fazla ısı artışına sebep olurken, standart mod daha düşük bir ısı artışına sebep olmuştur. En düşük ısı artışı 2. nesil LED ışık cihazında görülmüştür.

Üç geleneksel kompozit materyalin (Synergy, Surefil and Alert) mekaniksel özellikleri üzerine ısının etkisinin incelendiği bir çalışmada sıcaklık değişiklikleri ile sertlik değerleri arasında doğrusal bir ilişki bulunduğu ve sıcaklık artışıyla sertliğin azaldığı sonucuna varılmıştır.²⁶³ Bu sebeple çalışmamızda kullanılan ekstra güç modu Vicker's sertlik oranını olumsuz etkilediği düşünülebilir.

Kaya ve ark.²⁶⁴ bulk-fill giomer rezinin 4mm hazırlanan örnekleri üç farklı ışık cihazı; Valo ışık cihazının ekstra güç modu (6sn), Optima 10 (20 sn), Demi Ultra (10sn) ile polimerize ederek FTIR analizinde polimerizasyon derecesini karşılaştırmışlardır. En yüksek polimerizasyon derecesi (%50,4) Demi Ultra ile, en düşük polimerizasyon derecesi Valo ışık cihazının ekstra güç modu (38,2) ile polimerize edilen örneklerde görülmüştür. Bu çalışmanın sonuçları, bizim çalışmamızla uyum göstermektedir. Yüksek enerji yoğunluğunda, kısa süreli polimerizasyon süresi; optimum sertleştirme ve polimerizasyon derecesi için yeterli etkinlikte olmadığı düşünülmektedir.

Elde edilen bu sonuçlar, polimerizasyon süresinin, kompozit rezinlerin yüzey sertliği ve polimerizasyon derecesi üzerinde daha etkili bir faktör olabileceğini göstermektedir.

Farklı ışık cihazları ile yapılan bir çalışmada (Valo, Elipar 2, Radium-Cal ve Optilux-401) polimerizasyon mesafesinin ışıınım ve güç yoğunluğunun kaybı üzerindeki etkisini

değerlendirdiklerinde, kompozit rezinin verimli bir şekilde polimerize etmek için sertleşme süresinin en az 8 saniye olması gerektiğini de bildirmişlerdir.²⁶⁵ Örneklerimizde absorbe edilen, yansıyan ve zayıflatılmış ışığı göz önüne aldığımızda, Valo cihazı ile uygulanan sertleştirme süresinin (6 sn) muhtemelen yeterli DC'ye ulaşmak için yeterli olmadığı sonucuna varılabilir.

Çalışmamızda kullanılan Valo ışık cihazının ekstra güç modu (6sn), hem FTIR analizinde hem de Vicker's sertlik testinde tüm kullanılan Bulk-fill kompozitler için yeterli polimerizasyon etkinliği gösteremezken, standart mod (20sn) ve yüksek güç modu (12sn) yeterli polimerizasyon göstermiştir. Bu sebeple ikinci hipotezimiz kısmen reddedilmiştir.

Çalışmamızda FTIR ve Vicker's sertlik testi arasında korelasyon bulunamamıştır.

Fronza ve ark.²⁶⁶ bulk-fill kompozit rezinlerin Raman spektroskopisi ile polimerizasyon derecesi, Knoop sertlik testi ile sertlik oranlarının değerlendirmiş, %DC ve Knoop sertlik testi arasında korelasyon testi uygulanmış ve bu değişkenler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki saptanamamıştır ($p = 0.0892$)

Yapılmış olan bir çalışmada test edilen kompozitler için DC ve sertlik değerleri arasında korelasyon bulunmadıklarını belirtmişlerdir. Ayrıca ISO 4049 ve diğer sertlik testlerinin polimerizasyon derecesi hakkında verdikleri sonuçların abartıldığını bildirmişlerdir.¹⁰⁴

Kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesi hem hem spektral analiz (%DC) ile hem de mikro sertlik tarafından ölçülebilir. Genel olarak, daha yüksek polimerizasyon derecesi, daha fazla sertlik ile ilişkilidir.²⁶⁷ Bununla birlikte, mikro sertlik, monomer dönüşümünü karakterize eden DC'yi doğrulamak için dolaylı yöntemler olduğundan, sertlik değerleri, farklı rezin malzemelerinin karşılaştırmasında DC'yi her zaman öngörmez.²⁶⁸ Ayrıca, mikro sertlik monomer fazı (organik) ve doldurucu fazından

(inorganik) etkilenebilir. Doldurucu fazı polimer fazından daha güçlü olduğundan, düşük dolgu içeriği daha düşük bir mikro sertlik değerine yol açar.^{188,267} Bu çalışmaların sonucu bizim çalışmamızla uyumlu bulunmuştur.



6. SONUÇ ve ÖNERİLER

1. FTIR analizinde, tüm ışık modlarında Bulk-fill kompozitlerin polimerizasyon derecesi değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p<0.05$). En yüksek polimerizasyon derecesi Sonicfill kompozitte (%56,7), en düşük polimerizasyon derecesi Tetric Evo Ceram Bulk-fill kompozitte (%41,1) görüldü.
2. FTIR analizi için hazırlanan tüm kompozit örneklerinde Valo ışık cihazının üç farklı modunun uygulandığı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p<0.05$). Standart mod ile yüksek güç modu gruplarında, yüksek polimerizasyon derecesi görülürken, ekstra güç modunun uygulandığı gruplarda daha düşük polimerizasyon derecesi değerleri elde edilmiştir.
3. Vicker's sertlik testinin uygulandığı kompozit örneklerinde üst yüzey sertlik değeri alt yüzey sertlik değerlerinden daha yüksek bulunmuştur. Bulk-fill kompozitlerin sertlik oranının incelendiği gruplarda tüm ışık modlarında, istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p<0.05$). Tüm ışık modlarında en yüksek sertlik oranı X-trafil kompozit örneklerinde, en düşük sertlik oranı tetric Evo Ceram bulk-fill kompozit gruplarında görülmüştür.
4. Tüm ışık modlarında X-trafil ve SonicFill kompozit örneklerinin sertlik oranı 0.80 üzerinde ve yeterli sertlik oranına ulaşmıştır. TECBF kompozitin sertlik oranı ise 0.80 altında ve yeterli sertlik oranına ulaşamamış dolayısıyla yetersiz polimerizasyon derecesi göstermiştir.
5. Valo ışık cihazı ile polimerize edilen örneklerin FTIR analizi ve Vicker's mikrosertlik testi sonucu, standart mod ve yüksek güç modu ile polimerize edilen örneklerin polimerizasyon derecesi ortalama olarak birbirine eşit ve ekstra güç modundan daha yüksek bulunmuştur.

6. FTIR analizi ile Vicker's sertlik oranı sonuçları arasında yapılan yapılan istatistiksel analizde korelasyon bulunmadı.

Bununla birlikte, bu çalışmada, polimerizasyon derecesinin değerlendirilmesinde kullanılan iki yöntemin, aynı materyalin iki farklı yönünü kavramak için araçlar olduğu vurgulanmalıdır.

Polimerizasyon derecesi reaksiyona girmemiş monomer türlerinin miktarına atıfta bulunur ve dolayısıyla göreceli biyo-uyumluluk anlamına gelir, sertliğe dayalı polimerizasyon derecesi bir kompozit rezinin tamamında mekanik stabilitesini gösterir. Bulk-fill kompozitlerin klinik kullanımını hakkında klinik tavsiyeler verirken her iki husus da dikkate alınmalıdır ve sonuçlarımız klinik çalışmalarla desteklenmelidir.

KAYNAKLAR

1. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Australian dental journal*, 2011, 56: 59-66.
2. Issa Y, Watts DC, Boyd D, Price RB. Effect of curing light emission spectrum on the nanohardness and elastic modulus of two bulk-fill resin composites. *Dental Materials*, 2016, 32: 535-550.
3. Orłowski M, Tarczydło B, Chałas R. Evaluation of marginal integrity of four bulk-fill dental composite materials: in vitro study. *The Scientific World Journal*, 2015, 2015.
4. Galvão MR, Caldas SGFR, Bagnato VS, de Souza Rastelli AN, de Andrade MF. Evaluation of degree of conversion and hardness of dental composites photo-activated with different light guide tips. *European journal of dentistry*, 2013, 7: 86.
5. Abed Y, Sabry H, Alrobeigy N. Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dental Journal*, 2015, 12: 71-80.
6. Duarte Jr S, Saad JRC. Marginal adaptation of Class 2 adhesive restorations. *Quintessence International*, 2008, 39.
7. Furness A, Tadros MY, Looney SW, Rueggeberg FA. Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *J Dent*, 2014, 42: 439-449.
8. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations*, 2013, 17: 227-235.
9. Galvão M, Costa S, Victorino K, Ribeiro A, Menezes F, Rastelli ANdS, Bagnato VS, Andrade M. Influence of light guide tip used in the photo-activation on degree of conversion and hardness of one nanofilled dental composite. *Laser Physics*, 2010, 20: 2050-2055.

10. Yoshikawa T, Morigami M, Sadr A, Tagami J. Acceleration of curing of resin composite at the bottom surface using slow-start curing methods. *Dental Materials Journal*, 2013, 32: 999-1004.
11. Ogunyinka A, Palin W, Shortall A, Marquis P. Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites. *Dental Materials*, 2007, 23: 807-813.
12. Ribeiro BCI, Boaventura JMC, Brito-Gonçalves Jd, Rastelli ANdS, Bagnato VS, Saad JRC. Degree of conversion of nanofilled and microhybrid composite resins photo-activated by different generations of LEDs. *Journal of Applied Oral Science*, 2012, 20: 212-217.
13. Choudhary S, Suprabha B. Effectiveness of light emitting diode and halogen light curing units for curing microhybrid and nanocomposites. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 2013, 16: 233.
14. Alonso RCB, de Souza-Júnior EJC, Dressano D, de Araújo GAS, Rodriguez JMC, Di Hipólito V, Anauate-Netto C, Puppini-Rontani RM, Sinhorette MAC. Effect of photoinitiator concentration on marginal and internal adaptation of experimental composite blends photocured by modulated methods. *European journal of dentistry*, 2013, 7: S1.
15. Moore BK, Platt JA, Borges G, Chu TG, Katsilieri I. Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades. *Operative dentistry*, 2008, 33: 408-412.
16. Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *The Journal of the American Dental Association*, 2002, 133: 335-341.

17. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*, 2000, 21: 1379-1385.
18. Lee H-M, Kim S-C, Kang K-H, Chang N-Y. Comparison of the bonding strengths of second-and third-generation light-emitting diode light-curing units. *The Korean Journal of Orthodontics*, 2016, 46: 364-371.
19. Price R, Fahey J, Felix C. Knoop microhardness mapping used to compare the efficacy of LED, QTH and PAC curing lights. *Operative Dentistry*, 2010, 35: 58-68.
20. Marovic D, Tauböck TT, Attin T, Panduric V, Tarle Z. Monomer conversion and shrinkage force kinetics of low-viscosity bulk-fill resin composites. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2015, 73: 474-480.
21. Alrahlah A, Silikas N, Watts D. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dental Materials*, 2014, 30: 149-154.
22. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Operative dentistry*, 2001, 26: 119-144.
23. Geurtsen W, Schoeler U. A 4-year retrospective clinical study of Class I and Class II composite restorations. *J Dent*, 1997, 25: 229-232.
24. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry-University OF Washington-*, 2003, 28: 215-235.

25. Burke F, Wilson N, Cheung S, Mjör I. Influence of patient factors on age of restorations at failure and reasons for their placement and replacement. *J Dent*, 2001, 29: 317-324.
26. Schwartz RS, Summitt JB, Robbins JW, Dos Santos Jr J. *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach*. Baskı. Quintessence Pub Co, 1996.
27. Anusavice K, Brantley W. Physical properties of dental materials. *Phillips' Science of Dental Materials" 11th ed, Anusavice KJ ed, Saunders Co, St. Louis*, 2003: 57.
28. Bayne SC, Thompson JY, Roberson T, Heymann H, Ritter A. Sturdevant's art and science of operative dentistry. *United States of America, Mosby*, 2006: 203-211.
29. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. *International Dental Journal*, 1998, 48: 3-16.
30. Albers HF. *Tooth-colored restoratives: principles and techniques*. Baskı. PMPH-USA, 2002.
31. Dayangaç B. *Kompozit rezin restorasyonlar*. Baskı. Güneş Kitabevi, 2000.
32. Chen H, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann K-H. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dental Materials*, 2001, 17: 253-259.
33. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 2005, 47: 77-82.
34. Singla G, Vasudeva K, Puri N. Nanodentistry—the future ahead. *Baba Farid University Dental Journal*, 2010, 1: 43-45.
35. Kürkcüoğlu I, Köroğlu A, Özkır SE, Ateş M. Nanoteknoloji kavramı ve diş hekimliğindeki uygulamaları. *SDU Journal of Health Science Institute/SDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 2014, 5.
36. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dental Materials*, 2005, 21: 68-74.

37. Alla RK. Dental materials science. *Jaypee Brothers Medical Publishers Pvt Limited, New Delhi, India*, 2013, 1: 91-125.
38. Gladwin M, Bagby M. *Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases*. Baskı. Wolters Kluwer business, 2009.
39. García AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve PF. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2006, 11: E215-220.
40. RV. N. An introduction to dental materials, 3rd ed. ed. Mosby, Edinburgh. 2007.
41. Roberson T, Heymann H, Switz E, Bayne S, Crawford J, Leonard R. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 2006. 2011.
42. B. Ö. Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları. 2004.
43. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *AÜ Basımevi, Ankara*, 1993: 515.
44. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials*. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2012.
45. JF. M. Sentetik Polimerler :Dişhekimliği Maddeler Bilgisi 1999.
46. Murchison DF CD, RL C. Direct Anterior Restorations. 2001.
47. Rawls KJE-U, J. Ed: Anusavice, KJ. Restorative resins. in: Phillips' Science of Dental Materials 2003.
48. Eckert AS, Dede K, Ehbrecht S, Klettke T, Spenkuch A, Stippschild A, Thalacker C, Weinmann W In *First cationically curing oxirane based dental filling material*, Papers presented at the meeting-American Chemical Society. Division of Polymer Chemistry, (editör).^(editörler). American Chemical Society: 2004; 343-343.
49. Guggenberger R, Weinmann W. Exploring beyond methacrylates. *American journal of dentistry*, 2000, 13: 82D-84D.

50. Eick JD, Smith RE, Pinzino CS, Kostoryz EL. Stability of silorane dental monomers in aqueous systems. *J Dent*, 2006, 34: 405-410.
51. Nicoleta I, Hickel R. Silorane-based dental composite: behavior and abilities. *Dental Materials Journal*, 2006, 25: 445-454.
52. Nicoleta I, Jelen E, Clementino-Luedemann T, Hickel R. Low-shrinkage composite for dental application. *Dental Materials Journal*, 2007, 26: 149-155.
53. Lien W, Vandewalle KS. Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dental Materials*, 2010, 26: 337-344.
54. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*, 1997, 105: 97-116.
55. Rawls HR, Esquivel-Upshaw J. Restorative resins. *Phillips' Science of Dental Materials. 11th ed. St. Louis, MO: Saunders*, 2003: 399-442.
56. RV. N. Resin Composites. In: *Introduction to Dental Materials. 2nd ed. Philadelphia: Mosby*; 96-123 2002.
57. Kohn D, Craig R, Powers J. Restorative dental materials. 2002.
58. Bayırlı GŞ, Şirin Ş. *Restoratif tedavi*. Baskı. İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, 1985.
59. KJ. A. Restorative Resins .In: *Phillips' science of dental materials / [edited by]* 1996.
60. McCabe J, Walls A. *Science of dental materials*. 2008.
61. Craig R, Powers J, Wataha J. *Dental materials Properties and manipulation* , 2004. *China: Mosby*: 161-166.
62. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1983, 50: 480-488.

63. Crispin BJ. *Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals*. Baskı. Quintessence Pub Co, 1994.
64. Pinkham J, Berg J. Text Book of Pediatric Dentistry Infancy through Adolescence. 1994.
65. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1998, 80: 280-301.
66. Øysæd H, Ruyter IE. Composites for use in posterior teeth: mechanical properties tested under dry and wet conditions. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 1986, 20: 261-271.
67. Zimmerli B, Lussi A, Flury S. Operator variability using different polishing methods and surface geometry of a nanohybrid composite. *Operative dentistry*, 2011, 36: 52-59.
68. Gedik R, Hürmüzlü F, Coşkun A, Bektaş ÖÖ, Özdemir AK. Surface roughness of new microhybrid resin-based composites. *The Journal of the American Dental Association*, 2005, 136: 1106-1112.
69. Estafan AM, Estafan D. Microleakage study of flowable composite resin systems. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 2000, 21: 705-708, 710, 712; quiz 714.
70. Agosta C, Estafan D. Eliminating microleakage from the composite resin system. *General dentistry*, 2003, 51: 506-509.
71. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental Materials*, 1999, 15: 128-137.

72. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence International*, 1999, 30.
73. Sakaguchi RL, Ferracane JL. Stress transfer from polymerization shrinkage of a chemical-cured composite bonded to a pre-cast composite substrate. *Dental Materials*, 1998, 14: 106-111.
74. Kubo S, Yokota H, Hayashi Y. Microleakage of cervical cavities restored with flowable composites. *American journal of dentistry*, 2004, 17: 33-37.
75. Chan D, Cooley R. Direct Anterior Restorations. *Fundamentals of operative dentistry. A contemporary approach. Illinois: Quintessence Publishing*, 1996: 187-205.
76. Wahab FK, Shaini FJ, Morgano SM. The effect of thermocycling on microleakage of several commercially available composite Class V restorations in vitro. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2003, 90: 168-174.
77. Hakimeh S, Vaidyanathan J, Houpt ML, Vaidyanathan TK, Von Hagen S, School NJD, Newark N. Microleakage of compomer class V restorations: effect of load cycling, thermal cycling, and cavity shape differences. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2000, 83: 194-203.
78. Donly K. Enamel and dentin demineralization inhibition of fluoride-releasing materials. *American journal of dentistry*, 1994, 7: 275-278.
79. Loguercio AD, Reis A, Mazzocco KC, Dias AL, Busato ALS, da Motta Singer J, Rosa P. Microleakage in class II composite resin restorations: total bonding and open sandwich technique. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2002, 4.

80. Schweickl H, Schmalz G, Weinmann W. The induction of gene mutations and micronuclei by oxiranes and siloranes in mammalian cells in vitro. *Journal of dental research*, 2004, 83: 17-21.
81. Tilbrook D, Clarke R, Howle N, Braden M. Photocurable epoxy–polyol matrices for use in dental composites I. *Biomaterials*, 2000, 21: 1743-1753.
82. Namen F, Galan Jr J, De Deus G, Cabreira R, Filho F. Effect of pH on the Wettability and Fluoride Release of an Ion-releasing Resin Composite. *Operative dentistry*, 2008, 33: 571-578.
83. Landel RF, Nielsen LE. *Mechanical properties of polymers and composites*. Baskı. CRC Press, 1993.
84. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Eckrote KA, Goldberg AJ. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. *The Journal of the American Dental Association*, 2002, 133: 1524-1534.
85. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Fracture toughness, compressive strength and load-bearing capacity of short glass fibre-reinforced composite resin. *Chinese Journal of Dental Research*, 2011, 14: 15.
86. Garoushi S, Vallittu PK, Watts DC, Lassila LV. Effect of nanofiller fractions and temperature on polymerization shrinkage on glass fiber reinforced filling material. *Dental Materials*, 2008, 24: 606-610.
87. Xu H. Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. *Journal of dental research*, 1999, 78: 1304-1311.
88. T. G. İkinci Sınıf Restorasyonlarda Uygulanan Farklı Bulk Fill Restoratif Resinlerin 18 Aylık Klinik Performanslarının Değerlendirilmesi.Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi. 2015.

89. Paraizo MA, Mendes LC, Gomes AdS, Miranda MSd, Amaral ACF. Degradation of a dental filling material after high caries challenge. *Materials Research*, 2004, 7: 639-642.
90. Manhart J, Chen HY, Hickel R. The suitability of packable resin-based composites for posterior restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 2001, 132: 639-645.
91. Craig R e. *Direct Esthetic Restorative Materials*. 2000.
92. Tagtekin DA, Yanikoglu FC, Bozkurt FO, Kologlu B, Sur H. Selected characteristics of an Ormocer and a conventional hybrid resin composite. *Dental Materials*, 2004, 20: 487-497.
93. Friebel M, Povel K, Cappius H-J, Helfmann J, Meinke M. Optical properties of dental restorative materials in the wavelength range 400to700nm for the simulation of color perception. *Journal of biomedical optics*, 2009, 14: 054029-054029-054027.
94. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative dentistry*, 2013, 38: 618-625.
95. Price RB, Murphy, D. G., & Dérand, T. . Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence international* (Berlin, Germany: 1985), 31(9), 659-667. (2000).
96. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative Dentistry*, 2014, 39: 374-382.
97. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dental Materials*, 2013, 29: 139-156.

98. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honoré D, Pedersen MK, Pallesen U. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Operative Dentistry*, 2015, 40: 190-200.
99. Vasquez D, Composite ANGB-F. For Direct Posterior Restorations. *Inside Dentistry*, 2012, 5.
100. El-Safty S, Silikas N, Watts D. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dental Materials*, 2012, 28: 928-935.
101. R. J-L. Dental technique restoration with resin-based,bulk fill composite. AEGIS Communications. 2010.
102. Par M, Gamulin O, Marovic D, Klaric E, Tarle Z. Raman Spectroscopic Assessment of Degree of Conversion of Bulk-Fill Resin Composites–Changes at 24 Hours Post Cure. *Operative Dentistry*, 2015, 40: E92-E101.
103. Lassila LV, Nagas E, Vallittu PK, Garoushi S. Translucency of flowable bulk-filling composites of various thicknesses. *Chinese Journal of Dental Research*, 2012, 15: 31.
104. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dental Materials*, 2012, 28: 521-528.
105. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dental Materials*, 2011, 27: 348-355.
106. Moorthy A, Hogg C, Dowling A, Grufferty B, Benetti AR, Fleming G. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent*, 2012, 40: 500-505.

107. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical oral investigations*, 2014, 18: 1991-2000.
108. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative dentistry*, 2014, 39: 441-448.
109. Caldas D, Almeida J, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti M, Consani S. Influence of curing tip distance on resin composite Knoop hardness number, using three different light curing units. *Operative Dentistry-University OF Washington-*, 2003, 28: 315-320.
110. Calheiros FC, Daronch M, Rueggeberg FA, Braga RR. Influence of irradiant energy on degree of conversion, polymerization rate and shrinkage stress in an experimental resin composite system. *Dental Materials*, 2008, 24: 1164-1168.
111. Ersoy M, Özel E, Gökçe K. Farklı uygulama yöntemlerinin kompozit rezinlerin mikrosertlikleri üzerine etkisi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Der*, 2007, 17: 28-31.
112. McCabe JF, Walls, A.W.G. . Applied dental materials. 8th Ed. Oxford, England: Blackwell Scientific Pub., p.: 87-178. 2000.
113. Van Noort R. Introduction to Dental Materials. 2nd Ed. London, England: Mosby Int. Pub. Ltd., p.: 96-123. 2002.
114. Roberson TM, Heymann H, Swift Jr E. Introduction to operative dentistry. *Roberson TM, Sturdevant's art and science of operative dentistry, 5th edition, Missouri Mosby Elsevier Health Sciences*, 2006: 67-134.
115. Camargo EJD, Moreschi E, Baseggio W, Cury JA, Pascotto RC. Composite depth of cure using four polymerization techniques. *Journal of Applied Oral Science*, 2009, 17: 446-450.

116. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 2002, 23: 1819-1829.
117. Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wakasa K, Yamaki M. Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible-light-cured dental composite resin when immersed in water. *Journal of oral rehabilitation*, 1991, 18: 353-362.
118. Vankerckhoven H, Lambrechts P, Van Beylen M, Davidson C, Vanherle G. Unreacted methacrylate groups on the surfaces of composite resins. *Journal of dental research*, 1982, 61: 791-796.
119. Nomoto R, Uchida K, Hirasawa T. Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins. *Dental Materials Journal*, 1994, 13: 198-205,272.
120. Çoğulu D, Ersin N, Ertuğrul F. Renk, Işınlama Mesafesi ve Işınlama Süresinin İki Farklı Kompomer Materyalinin Yüzey Sertliği Üzerine Etkisinin İncelenmesi.
121. Fleming G, Khan S, Afzal O, Palin W, Burke F. Investigation of polymerisation shrinkage strain, associated cuspal movement and microleakage of MOD cavities restored incrementally with resin-based composite using an LED light curing unit. *J Dent*, 2007, 35: 97-103.
122. Murray GA, Yates JL, Newman SM. Ultraviolet light and ultraviolet light-activated composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1981, 46: 167-170.
123. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *Journal of oral rehabilitation*, 2002, 29: 1165-1173.
124. WJ. OB. Dental Materials and Their Selection. 4th ed. Quintessence Publishing Co, Inc. p. 114-133. 2008.

125. Ç. K. Farklı ışık kaynakları ve yeni polimerizasyon teknikleri. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hek Fak Dergisi; 9: 127-137. . 2006.
126. Jiménez-Planas A, Martín J, Ábalos C, Llamas R. Developments in polymerization lamps. *Quintessence International*, 2008, 39.
127. Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *European journal of oral sciences*, 2004, 112: 89-94.
128. Lindberg A. Resin composites: sandwich restorations and curing techniques. *Odontologi*, 2005.
129. Roberson TM, Heymann H. O., Edward J. Swift J. E. Sturdevant's Art & Science of Oper. Dent. Vol. 4, s190- 207, Mosby, st. Louise. 2001.
130. Soh M, Yap A, Siow K. The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. *Operative dentistry*, 2003, 28: 707-715.
131. Neumann MG, Schmitt CC, Ferreira GC, Corrêa IC. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dental Materials*, 2006, 22: 576-584.
132. Lohbauer U, Rahiotis C, Krämer N, Petschelt A, Eliades G. The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dental Materials*, 2005, 21: 608-615.
133. Loney R, Price R. Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin. *Operative dentistry*, 2001, 26: 516-520.
134. Kleverlaan CJ, De Gee AJ. Curing efficiency and heat generation of various resin composites cured with high-intensity halogen lights. *European journal of oral sciences*, 2004, 112: 84-88.

135. Caughman WF, Rueggeberg F. Shedding new light on composite polymerization. *Operative dentistry*, 2002, 27: 636-638.
136. Park S, Noh B, Cho Y, Kim S. The linear shrinkage and microhardness of packable composites polymerized by QTH or PAC unit. *Operative dentistry*, 2006, 31: 3-10.
137. Malhotra N, Kundabala M. Light-curing considerations for resin-based composite materials: a review. Part I. *CompendContinEduc Dent*, 2010, 31: 498-505.
138. Aw T, Nicholls J. Polymerization shrinkage of composite resins using plasma-arc photocuring. *General dentistry*, 2001, 49: 473-479.
139. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *Journal-Canadian Dental Association*, 1999, 65: 447-452.
140. Bektaş ÖÖ, Siso ŞH, Eren D. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *EÜ Dişhek Fak Derg*, 2006, 27: 117-124.
141. Hicks MJ, Westerman GH, Flaitz CM, Powell GL. Surface topography and enamel-resin interface of pit and fissure sealants following visible light and argon laser polymerization: an in vitro study. *ASDC journal of dentistry for children*, 2000, 67: 169-175, 160.
142. Blankenau R, Kelsey W, Powell G, Shearer G, Barkmeier W, Cavel W. Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. *American journal of dentistry*, 1991, 4: 40-42.
143. Yazici A, Müftü A, Kugel G, Perry R. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. *Operative dentistry*, 2006, 31: 261-265.
144. Santini A. Current status of visible light activation units and the curing of light-activated resin-based composite materials. *Dental update*, 2010, 37: 214-227.

145. Soygun K UM, Ozer A, Gulnazar EG. Effects of Different Curing Units on Bulk Fill Composites. *Int J Oral Dent Health* ; 1:3. . 2015.
146. Wiggins KM, Hartung M, Althoff O, Wastian C, Mitra SB. Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. *The Journal of the American Dental Association*, 2004, 135: 1471-1479.
147. Park S, Kim S, Cho Y, Lee S, Noh B. Comparison of linear polymerization shrinkage and microhardness between QTH-cured & LED-cured composites. *Operative Dentistry-University Of Washington-*, 2005, 30: 461.
148. Soh M, Yap A, Siow K. Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *Operative Dentistry-University Of Washington-*, 2004, 29: 9-15.
149. Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Felix CM. Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2010, 22: 363-377.
150. Flury S, Lussi A, Hickel R, Ilie N. 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*, 2013, 17: 2127-2137.
151. Rueggeberg FA, Blalock JS, Callan RS. LED curing lights--what's new? *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 2005, 26: 586, 588, 590-581.
152. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dental Materials*, 2006, 22: 359-365.

153. Craig RG, Powers, J.M. Restorative dental materials. 11th Ed. St. Louis: The C.V. Mosby Co., p.: 231-257. 2002
154. R. VN. Introduction to dental materials. 4th ed. China: Mosby Elsevier; p. 73-75. 2013.
155. Ferracane J. Elution of leachable components from composites. *Journal of oral rehabilitation*, 1994, 21: 441-452.
156. Anfe TEdA, Caneppele TMF, Agra CM, Vieira GF. Microhardness assessment of different commercial brands of resin composites with different degrees of translucence. *Brazilian oral research*, 2008, 22: 358-363.
157. Stansbury J, Dickens SH. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dental Materials*, 2001, 17: 71-79.
158. Altunsoy M, Botsalı MS, Tosun G, Yaşar A. Farklı polimerizasyon sürelerinin adeziv sistemlerden salınan artık monomer miktarına etkisi. *Acta Odontologica Turcica*, 2013, 30: 6.
159. Emmler J, Seiss M, Kreppel H, Reichl FX, Hickel R, Kehe K. Cytotoxicity of the dental composite component TEGDMA and selected metabolic by-products in human pulmonary cells. *Dental Materials*, 2008, 24: 1670-1675.
160. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 2003, 24: 655-665.
161. Lovell LG, Stansbury JW, Sypres DC, Bowman CN. Effects of composition and reactivity on the reaction kinetics of dimethacrylate/dimethacrylate copolymerizations. *Macromolecules*, 1999, 32: 3913-3921.

162. Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials*, 1991, 12: 737-740.
163. Ferracane J, Mitchem J, Condon J, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *Journal of dental research*, 1997, 76: 1508-1516.
164. Silva FF, Mendes LC, Ferreira M, Benzi MR. Degree of conversion versus the depth of polymerization of an organically modified ceramic dental restoration composite by Fourier transform infrared spectroscopy. *Journal of applied polymer science*, 2007, 104: 325-330.
165. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Distribution of transient properties during polymerization of a light-initiated restorative composite. *Dental Materials*, 2004, 20: 543-553.
166. Austin A, Basker R. The level of residual monomer in acrylic denture base materials with particular reference to a modified method of analysis. *British dental journal*, 1980, 149: 281.
167. Shim J-S, Watts D. Residual monomer concentrations in denture-base acrylic resin after an additional, soft-liner, heat-cure cycle. *Dental Materials*, 1999, 15: 296-300.
168. Miyazaki K, Horibe T. Polymerization of multifunctional methacrylates and acrylates. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 1988, 22: 1011-1022.
169. Chung K, Greener E. Degree of conversion of seven visible light-cured posterior composites. *Journal of oral rehabilitation*, 1988, 15: 555-560.
170. Smith BC. *Fundamentals of Fourier transform infrared spectroscopy*. Baskı. CRC press, 2011.

171. Gauthier MA, Stangel I, Ellis TH, Zhu X. A new method for quantifying the intensity of the C=C band of dimethacrylate dental monomers in their FTIR and Raman spectra. *Biomaterials*, 2005, 26: 6440-6448.
172. Griffiths PR, De Haseth JA. *Fourier transform infrared spectrometry*. Baskı. John Wiley & Sons, 2007.
173. Stuart B. *Infrared spectroscopy*. Baskı. Wiley Online Library, 2005.
174. Moraes LGP, Rocha RSF, Menegazzo LM, Araújo EBd, Yukimito K, Moraes JCS. Infrared spectroscopy: a tool for determination of the degree of conversion in dental composites. *Journal of Applied Oral Science*, 2008, 16: 145-149.
175. Bell R. *Introductory Fourier transform spectroscopy*. Baskı. Elsevier, 2012.
176. Wilhelm P. Applications of FT-IR microscopy with materials analyses. *Micron*, 1996, 27: 341-344.
177. Lynch J. Infrared Spectroscopy. *Kirk-Othmer Encyclopedia of Chemical Technology*, 2005, 14: 224.
178. Schmidt P, Dybal J, Trchova M. Investigations of the hydrophobic and hydrophilic interactions in polymer–water systems by ATR FTIR and Raman spectroscopy. *Vibrational spectroscopy*, 2006, 42: 278-283.
179. Oréface R, Discacciati J, Neves A, Mansur H, Jansen W. In situ evaluation of the polymerization kinetics and corresponding evolution of the mechanical properties of dental composites. *Polymer Testing*, 2003, 22: 77-81.
180. Aguiar TR, Franciscantonio M, Arrais CA, Ambrosano GMB, Davanzo C, Giannini M. Influence of curing mode and time on degree of conversion of one conventional and two self-adhesive resin cements. *Operative dentistry*, 2010, 35: 295-299.

181. Kopperud HM, Johnsen GF, Lamolle S, Kleven IS, Wellendorf H, Haugen HJ. Effect of short LED lamp exposure on wear resistance, residual monomer and degree of conversion for Filtek Z250 and Tetric EvoCeram composites. *Dental Materials*, 2013, 29: 824-834.
182. Callister WD RD. Materials Science and Engineering: An introduction. 9th Ed. John Wiley & Sons, Inc, NJ, ABD, p. 191-215,. 2014.
183. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dental Materials*, 1996, 12: 236-244.
184. Okada K, Tosaki S, Hirota K, Hume W. Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. *Dental Materials*, 2001, 17: 34-39.
185. Müjdecı A, Gökay O. Dental effects of home bleaching gels and whitening strips on the surface hardness of resin composites. *American journal of dentistry*, 2005, 18: 323-326.
186. Pérez MM, Ghinea R, Ugarte-Alván LI, Pulgar R, Paravina RD. Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. *J Dent*, 2010, 38: e110-e116.
187. Price RB, Felix CA, Andreou P. Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. *Biomaterials*, 2005, 26: 2631-2641.
188. Bouschlicher M, Rueggeberg F, Wilson B. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent*, 2004, 29: 698-704.
189. Dalli'Magro E, Sinhoreti MAC, Correr AB, Consani RLX, Sicoli EA, Mendoc̃a MJ, Correr-Sobrinho L. Effect of different modes of light modulation on the bond

- strength and knoop hardness of a dental composite. *Brazilian dental journal*, 2008, 19: 334-340.
190. Knežević A, Tarle Z, Meniga A, Šutalo J, Pichler G, Ristić M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *Journal of oral rehabilitation*, 2001, 28: 586-591.
191. Kramer N, Lohbauer U, García-Godoy F, Frankenberger R. Light curing of resin-based composites in the LED era. *American journal of dentistry*, 2008, 21: 135.
192. Musanje L, Darvell B. Curing-light attenuation in filled-resin restorative materials. *Dental Materials*, 2006, 22: 804-817.
193. Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Takahashi H, Ban S. Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. *Dental Materials Journal*, 2007, 26: 38-44.
194. Kusgoz A, Ülker M, Yesilyurt C, Yoldas OH, Ozil M, Tanriver M. Silorane-Based Composite: Depth of Cure, Surface Hardness, Degree of Conversion, and Cervical Microleakage in Class II Cavities. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2011, 23: 324-335.
195. Scougall-Vilchis RJ, Hotta Y, Hotta M, Idono T, Yamamoto K. Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive X-ray microanalyzer. *Dental Materials Journal*, 2009, 28: 102-112.
196. Cekic-Nagas I, Egilmez F, Ergun G. The effect of irradiation distance on microhardness of resin composites cured with different light curing units. *European journal of dentistry*, 2010, 4: 440.
197. Demirel F, Saygılı G, Şahmalı S. Comparative mechanical property characterization of three indirect composite resin materials compared with two direct composites. *Polymers for Advanced Technologies*, 2003, 14: 380-386.

198. D'Alpino PHP, Bechtold J, dos Santos PJ, Alonso RCB, Di Hipólito V, Silikas N, Rodrigues FP. Methacrylate-and silorane-based composite restorations: hardness, depth of cure and interfacial gap formation as a function of the energy dose. *Dental Materials*, 2011, 27: 1162-1169.
199. Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Tauböck TT. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clinical Oral Investigations*, 2015, 19: 831-840.
200. Micali B, Basting RT. Effectiveness of composite resin polymerization using light-emitting diodes (LEDs) or halogen-based light-curing units. *Brazilian oral research*, 2004, 18: 266-270.
201. Mills RW, Uhl A, Blackwell GB, Jandt KD. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials*, 2002, 23: 2955-2963.
202. Hansen EK, Asmussen E. Correlation between depth of cure and surface hardness of a light-activated resin. *European journal of oral sciences*, 1993, 101: 62-64.
203. Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. *Journal-Canadian Dental Association*, 2003, 69: 666-666.
204. Conti C, Giorgini E, Landi L, Putignano A, Tosi G. Spectroscopic and mechanical properties of dental resin composites cured with different light sources. *Journal of molecular structure*, 2005, 744: 641-646.
205. Lima AF, de Andrade KMG, da Cruz Alves LE, Soares GP, Marchi GM, Aguiar FHB, Peris AR, Mitsui FHO. 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*, 2012, 6: 153.
206. Ilie N, Bauer H, Draenert M, Hickel R. Resin-based composite light-cured properties assessed by laboratory standards and simulated clinical conditions. *Operative dentistry*, 2013, 38: 159-167.
207. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring—a review. *Dental Materials*, 2011, 27: 39-52.
210. Price RB, Felix CA, Andreou P. Third-generation vs a second-generation LED curing light: effect on Knoop microhardness. *Compendium-Newtown-*, 2006, 27: 490.
211. Ferracane J, Greener E. Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins—methods comparison. *Journal of Dental Research*, 1984, 63: 1093-1095.
212. Celina M, Ottesen D, Gillen K, Clough R. FTIR emission spectroscopy applied to polymer degradation. *Polymer degradation and stability*, 1997, 58: 15-31.
213. Pianelli C, Devaux J, Bebelman S, Leloup G. The micro-Raman Spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 1999, 48: 675-681.
214. Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001, 85: 479-484.
215. Noguchi T, Noguchi T. Detection of protein-cofactor interactions by means of Fourier transform infrared spectroscopy. *Riken Review*, 2001: 41-42.

216. Imazato S, Tarumi H, Kobayashi K, Hiraguri H, Oda K, Tsuchitani Y. Relationship between the degree of conversion and internal discoloration of light-activated composite. *Dental Materials Journal*, 1995, 14: 23-30,101.
217. Imazato S, Tarumi H, Kato S, Ebi N, Ehara A, Ebisu S. Water sorption, degree of conversion, and hydrophobicity of resins containing Bis-GMA and TEGDMA. *Dental Materials Journal*, 1999, 18: 124-132.
218. Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken J. Curing depths of a universal hybrid and a flowable resin composite cured with quartz tungsten halogen and light-emitting diode units. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2004, 62: 97-101.
219. Imazato S, McCabe J, Tarumi H, Ehara A, Ebisu S. Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. *Dental Materials*, 2001, 17: 178-183.
220. Baena E, Fuentes M, Garrido M, Rodríguez J, Ceballos L. Influence of post-cure time on the microhardness of self-adhesive resin cements inside the root canal. *Operative dentistry*, 2012, 37: 548-556.
221. Poskus LT, Placido E, Cardoso PEC. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental Materials*, 2004, 20: 726-732.
222. Neo B, Soh M, Teo J, Yap A. Effectiveness of composite cure associated with different light-curing regimes. *Operative Dentistry-University Of Washington-*, 2005, 30: 671.
223. Topcu FT, Erdemir U, Sahinkesen G, Yildiz E, Uslan I, Acikel C. Evaluation of microhardness, surface roughness, and wear behavior of different types of resin composites polymerized with two different light sources. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2010, 92: 470-478.

224. Campodonico CE, Tantbirojn D, Olin PS, Versluis A. Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. *The Journal of the American Dental Association*, 2011, 142: 1176-1182.
225. Doerner MF, Nix WD. A method for interpreting the data from depth-sensing indentation instruments. *Journal of Materials research*, 1986, 1: 601-609.
226. El-Helali R, Dowling AH, McGinley EL, Duncan HF, Fleming GJ. Influence of resin-based composite restoration technique and endodontic access on cuspal deflection and cervical microleakage scores. *Journal of Dentistry*, 2013, 41: 216-222.
227. Pilo R, Cardash H. Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dental Materials*, 1992, 8: 299-304.
228. Hansen EK. After-polymerization of visible light activated resins: surface hardness vs. light source. *European Journal of Oral Sciences*, 1983, 91: 406-410.
229. de Moraes Porto ICC, de Aguiar FHB, Brandt WC, Liporoni PCS. Mechanical and physical properties of silorane and methacrylate-based composites. *Journal of Dentistry*, 2013, 41: 732-739.
230. Jeong T-S, Kang H-S, Kim S-K, Kim S, Kim H-I, Kwon YH. The effect of resin shades on microhardness, polymerization shrinkage, and color change of dental composite resins. *Dental Materials Journal*, 2009, 28: 438-445.
231. de Araújo CS, Schein M, Zanchi CH, Rodrigues Jr SA, Demarco FF. Composite resin microhardness: the influence of light curing method, composite shade, and depth of cure. *J Contemp Dent Pract*, 2008, 9: 43-50.

232. Guiraldo RD, Consani S, Consani RLX, Berger SB, Mendes WB, Sinhoreti MAC. Light energy transmission through composite influenced by material shades. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 2009, 50: 183-190.
233. Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL, Looney SW, Rueggeberg FA. Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2007, 98: 129-140.
234. El-Safty S, Akhtar R, Silikas N, Watts D. Nanomechanical properties of dental resin-composites. *Dental Materials*, 2012, 28: 1292-1300.
235. Ching K. Deep and fast: Kerr's SonicFill bulk fill composite. *HDA now*, 2012: 24-25.
236. Ilie N, Stark K. Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 2014, 42: 977-985.
237. Amirouche-Korichi A, Mouzali M, Watts DC. Effects of monomer ratios and highly radiopaque fillers on degree of conversion and shrinkage-strain of dental resin composites. *Dental Materials*, 2009, 25: 1411-1418.
238. Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dental Materials*, 2013, 29: e213-e217.
239. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dental Materials*, 2008, 24: 901-907.
240. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. The effect of filler and silane content on conversion of resin-based composite. *Dental Materials*, 2003, 19: 327-333.

241. Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, Petschelt A, Taschner M. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dental Materials*, 2015, 31: 293-301.
242. Dickens SH, Stansbury J, Choi K, Floyd C. Photopolymerization kinetics of methacrylate dental resins. *Macromolecules*, 2003, 36: 6043-6053.
243. Hofmann N, Renner J, Hugo B, Klaiber B. Elution of leachable components from resin composites after plasma arc vs. standard or soft-start halogen light irradiation. *Journal of Dentistry*, 2002, 30: 223-232.
244. Morgan D, Kalachandra S, Shobha H, Gunduz N, Stejskal E. Analysis of a dimethacrylate copolymer (Bis-GMA and TEGDMA) network by DSC and ¹³C solution and solid-state NMR spectroscopy. *Biomaterials*, 2000, 21: 1897-1903.
245. Ilie N, Keßler A, Durner J. Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *Journal of Dentistry*, 2013, 41: 695-702.
246. Santos MJMC, Passos SP, Encarnação MOLD, Santos Junior GC, Bottino MA. Hardening of a dual-cure resin cement using QTH and LED curing units. *Journal of Applied Oral Science*, 2010, 18: 110-115.
247. Aguiar FHB, Georgetto MH, Soares GP, Catelan A, Dos Santos PH, Ambrosano G, Bovi M, Figueroba SR, Lovadino JR. Effect of Different Light-Curing Modes on Degree of Conversion, Staining Susceptibility and Stain's Retention Using Different Beverages in a Nanofilled Composite Resin. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2011, 23: 106-114.
248. Flury S, Peutzfeldt A, Lussi A. Influence of increment thickness on microhardness and dentin bond strength of bulk fill resin composites. *Dental Materials*, 2014, 30: 1104-1112.

249. Moharam L-M, El-Hoshy A-Z, Abou-Elenein K. The effect of different insertion techniques on the depth of cure and vickers surface micro-hardness of two bulk-fill resin composite materials. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 2017, 9: e266.
250. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 2014, 42: 993-1000.
251. Nagi SM, Moharam LM, Zaazou MH. Effect of resin thickness, and curing time on the micro-hardness of bulk-fill resin composites. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 2015, 7: e600.
252. Swapna MU, Koshy S, Kumar A, Nanjappa N, Benjamin S, Nainan MT. Comparing marginal microleakage of three Bulk Fill composites in Class II cavities using confocal microscope: An in vitro study. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 2015, 18: 409.
253. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dental Materials*, 2013, 29: 835-841.
254. Kelić K, Matić S, Marović D, Klarić E, Tarle Z. Microhardness of bulk-fill composite materials. *Acta Clinica Croatica*, 2016, 55: 607-614.
255. ALShaafi MM, Haenel T, Sullivan B, Labrie D, Alqahtani MQ, Price RB. Effect of a broad-spectrum LED curing light on the Knoop microhardness of four posterior resin based composites at 2, 4 and 6-mm depths. *Journal of Dentistry*, 2016, 45: 14-18.
256. Vivadent I. TetricEvoCeram® Bulk Fill: The bulk composite without compromises. *Scientific Documentation. Amherst, NY: Ivoclar Vivadent*, 2013.

257. Gonulol N, Ozer S, Tunc ES. Effect of a third-generation LED LCU on microhardness of tooth-colored restorative materials. *International journal of paediatric dentistry*, 2016, 26: 376-382.
258. Esmaili B, Safarcherati H, Vaezi A. Hardness evaluation of composite resins cured with QTH and LED. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*, 2014, 8: 40.
259. Oz AA, Oz AZ, Arici S. In-vitro bond strengths and clinical failure rates of metal brackets bonded with different light-emitting diode units and curing times. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2016, 149: 212-216.
260. Özer S, Gönülol N, Tunç EŞ, Ay T. Farklı polimerizasyon protokolleri ve yüzey uygulama metodlarının iki farklı fissür örtücünün makaslama bağlanma dayanım kuvveti üzerine etkisi. *Acta Odontologica Turcica*, 2016, 33: 18-23.
261. Faria-e-Silva AL, Covell Jr DA, Ferracane JL, Pfeifer CS. Effectiveness of high irradiance for short-time exposures on polymerization of composite under metal brackets. *The Angle Orthodontist*, 2017, 87: 834-840.
262. Armellin E, Bovesecchi G, Coppa P, Pasquantonio G, Cerroni L. LED curing lights and temperature changes in different tooth sites. *BioMed research international*, 2016, 2016.
263. Hammouda IM. Effect of light-curing method on wear and hardness of composite resin. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2010, 3: 216-222.
264. Kaya MS, Bakkal M, Durmus A, Durmus Z. Structural and mechanical properties of a giomer-based bulk fill restorative in different curing conditions. *Journal of Applied Oral Science*, 2018, 26: 20160662.

265. Beolchi RS, Moura-Netto C, Palo RM, Torres CRG, Pelissier B. Changes in irradiance and energy density in relation to different curing distances. *Brazilian oral research*, 2015, 29: 1-7.
266. Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, Mogilevych B, Soares LES, Martin AA, Ambrosano G, Giannini M. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. *Dental Materials*, 2015, 31: 1542-1551.
267. Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dental Materials*, 1985, 1: 11-14.
268. Bechtold J, dos Santos PJ, Anido-Anido A, Di Hipólito V, Alonso RCB, D'Alpino PHP. Hardness, polymerization depth, and internal adaptation of Class II silorane composite restorations as a function of polymerization protocol. *European journal of dentistry*, 2012, 6: 133.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı : Latife Altınok Uygun

Doğum Tarihi : 08.02.1989

Doğum Yeri : Mersin

Uyruğu : T.C.

Adres : Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ,Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 25240 ERZURUM

Tel : 05071725696

E-mail : latife_0856@hotmail.com

Eğitim

Lise : Tevfik Sırrı Gür Lisesi,Mersin (2007)

Lisans : Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ,ERZURUM (2008-2013)

Yabancı Dil Bilgisi

İngilizce : Orta derece [73,75 (2018-YökDil)]

Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar

Restoratif Diş Hekimliği Derneği

İlgi Alanları ve Hobiler

Sinema, Kitap, Müzik...

EK-2. ETİK KURUL RAPORU



TC
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 12.04.2018
Oturum Sayısı: 5/ 2018

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	Dr. Öğr. Üyesi Nilgün AKGÜL Arş. Gör. Dt. Latife ALTINOK UYGUN
Araştırmanın Açık Adı	<i>Farklı Işık Modlarında Polimerize Edilen Bulk-Fill Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Derecesinin İki Farklı Yöntemle Değerlendirilmesi</i>
Karar No	42.
Alınan Karar	Dr. Öğr. Üyesi Nilgün AKGÜL yöneticiliğinde yürütülmekte olan ve Arş. Gör. Dt. Latife ALTINOK UYGUN tarafından hazırlanan " <i>Farklı Polimerizasyon Protokolleri Uygulanan Bulk-Fill Kompozitlerin Polimerizasyon Derecesinin İncelenmesi</i> " konulu Uzmanlık tez başlığının " <i>Farklı Işık Modlarında Polimerize Edilen Bulk-Fill Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Derecesinin İki Farklı Yöntemle Değerlendirilmesi</i> " olarak başlığının değiştirilmesi istenen Uzmanlık Tezinin Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oybirliği ile karar verildi.


Prof. Dr. Taşkın GÜRBÜZ
Etik Kurul Başkanı


Prof. Dr. Ertuğ DAYI


Prof. Dr. Resat ÇOLAK


Prof. Dr. A. Berhan YILMAZ


Prof. Dr. K. Meltem ÇOLAK

EK-3. FTIR-ATR polimerizasyon derecesi ölçümü Varyans analizi

Varyans Kaynak	Kareler toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	p
Model	205046,773	9	22782,975	3315,228	,000
Kompozit	4180,533	2	2090,267	304,162	,000
Işık	83,739	2	41,870	6,093	,003
Kompozit*Işık	108,872	4	27,218	3,961	,005
Hata	556,650	81	6,872		
Total	205603,423	90			