



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ



FARKLI POLİMERİZASYON TÜRLERİNİN BULK FİLL KOMPOZİTLERİN MİKROSERTLİĞİ ÜZERİNE ETKİSİ

Şeyma ÇELEN ACER

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Adil NALÇACI

ANKARA

2020

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

FARKLI POLİMERİZASYON TÜRLERİNİN BULK FİLL
KOMPOZİTLERİN MİKROSERTLİĞİ ÜZERİNE ETKİSİ

Şeyma ÇELEN ACER

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Adil NALÇACI

ANKARA

2020

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Farklı Polimerizasyon Türlerinin Bulk Fill Kompozitlerin Mikrosertliği Üzerine Etkisi” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışanım ve bana aittir. Tezde yer alan klinik çalışma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler ve yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Uzmanlık Öğrencisinin

Adı Soyadı

Tarih

İmza

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Diş Hastalıkları ve Tedavisi Uzmanlık Programı
çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma, aşğıdaki jüri tarafından
Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:

07/09/2020

Prof. Dr. Adil NALÇACI

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Diş Hastalıkları ve Tedavisi A.B.D.

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Perihan ÖZYURT

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Diş Hastalıkları ve Tedavisi A.B.D.

Prof. Dr. Hacer DENİZ ARISU

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Restoratif Diş Tedavisi A.B.D.

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler.....	iv
Önsöz.....	vii
Simgeler ve Kısaltmalar	viii
Şekiller	ix
Çizelgeler	x

1. GİRİŞ.....	1
1.1. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddeleri.....	2
1.2. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddelerinin Yapısındaki Bileşenler	2
1.2.1. Resin Matriks (Organik Matriks Fazı)	2
1.2.2. İnorganik Doldurucular	3
1.2.3. Bağlayıcı Ajanlar (Ara Faz)	4
1.2.4. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddelerinin Yapısındaki Diğer Bileşenler	4
1.3. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması.....	5
1.3.1. Kompozit Resinlerin Doldurucu Partikül Büyüklüklüğü ve Yüzdelerine Göre Sınıflandırılması	6
1.3.2. Dental Kompozitlerin Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırılması	6
1.3.3. Dental Kompozitlerin Doldurucu Tipine Göre Sınıflandırılması	6
1.3.4. Kompozit Resinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması	7
1.4. Farklı Özellikteki Kompozitler ve Yeni Gelişmeler.....	7
1.4.1. Ormoserler.....	7
1.4.2. Smart ve Antibakteriyel Kompozitler	8
1.4.3. Bulk-Fill Kompozitler	8
1.4.4. Nanokompozitler	10
1.4.5. Siloran Bazlı Kompozitler	10
1.5. Polimerizasyon	11
1.5.1. Kondensasyon Polimerizasyonu.....	11
1.5.2. Katımlı Polimerizasyon	13
1.6. Kompozit Resinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazları	16
1.6.1. Quartz-Tungsten Halojen Işık Kaynağı (QTH)	17
1.6.2. Plazma Ark Karbon Işık Kaynağı (PAC)	18
1.6.3. Lazer ışık kaynağı	18
1.6.4. LED Işık Cihazları.....	19

1.7. Polimerizasyon Protokolleri	20
1.7.1. Standart (Continuous – Devamlı) Polimerizasyon	20
1.7.2. Yavaş Başlangıç (Soft-Start) Polimerizasyon	21
1.8. Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi (Degree of Conversion)	23
1.9. Dönüşüm Derecesini Belirleme Yöntemleri	23
1.9.1. Direkt Yöntemler.....	24
1.9.2. İndirekt yöntemler	26
1.10. Yüzey sertlik ölçümü ile dönüşüm derecesi belirleme	26
1.10.1. Vickers Sertlik Ölçüm Testi	27
1.10.2. Knoop Sertlik Testi	28
1.10.3. Brinell Sertlik Ölçüm Testi	29
1.10.4. Rockwell sertlik testi:	29
1.10.5. Barcol Sertlik Ölçüm Testi.....	30
1.11. Polimerizasyon Derinliği (Depth of Cure) (DOC)	30
1.11.1. Polimerizasyon Derinliğinin Alt ve Üst Yüzey Mikrosertlik Değerlerine Göre Belirlenmesi..	31
1.12. Polimerizasyon Büzülmesi ve Etkileyen Faktörler	31
1.12.1. Kavite konfigürasyon faktörü.....	32
1.12.2. Kavite boyutu	32
1.12.3. Uygulama tekniği	33
1.12.4. Işıklı polimerizasyon tekniği	33
1.12.5. Kompozit içeriği.....	33
2. MATERYAL METOD.....	35
2.1. Çalışmada Kullanılan Cihazlar.....	36
2.1.1. Işık cihazı	36
2.1.2. Vickers sertlik cihazı	36
2.2. Örneklerin Hazırlanması	37
2.3. Mikrosertlik Ölçümlerinin Yapılması	38
2.4. İstatiksel Değerlendirme.....	39
3. BULGULAR	40
3.1. Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Farklı Polimerizasyon Türlerinde Üst Yüzey Sertlik Bulguları ...	40
3.2. Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Farklı Polimerizasyon Türlerinde Üst Yüzey Sertlik Değerlerinin Karşılaştırılması.....	41
3.3. Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Farklı Polimerizasyon Türlerinde Alt Yüzey Sertlik Bulguları	42
3.4. Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Farklı Polimerizasyon Türlerinde Alt Yüzey Sertlik Değerlerinin Karşılaştırılması.....	44
3.5. Aynı Polimerizasyon Türünde Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Üst Yüzey Sertlik Bulguları	45

3.6. Aynı Polimerizasyon Türünde Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Üst Yüzey Sertlik Bulgularının Karşılaştırılması.....	46
3.7. Aynı Polimerizasyon Türünde Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Alt Yüzey Sertlik Bulguları.....	47
3.8. Aynı Polimerizasyon Türünde Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Alt Yüzey Sertlik Bulgularının Karşılaştırılması.....	49
3.9. Kompozit Rezinlerin Alt Yüzey/ Üst Yüzey Sertlik Oranları.....	50
4. TARTIŞMA	51
5. SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....	59
ÖZET	62
SUMMARY.....	61
KAYNAKLAR.....	62
ÖZGEÇMİŞ	76



ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca sabır ve anlayışla bana yol gösteren, bilgisinden ve tecrübesinden yararlandığım, tez çalışmamda yardımını esirgemeyen değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Adil Nalçacı'ya,

Uzmanlık eğitimim süresince katkıda bulunan, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda görevli tüm değerli hocalarıma,

Uzmanlık eğitimim boyunca destek ve arkadaşlığından mutluluk duyduğum değerli eşkıdemlim Dt. Olcay Eroğlu'na,

Beraber çalıştığım değerli bölüm arkadaşlarıma ve bölümün tüm personeline,

Laboratuvar çalışmalarında yardım ve ilgisini esirgemeyen Mustafa Yeşil'e,

Sonsuz bir sevgi ve fedakarlıkla her daim arkamda olan canım annem ve babama,

Varlığı hayattaki en büyük şansım olan, desteği ve sevgisiyle hayatımı güzelleştiren sevgili eşim, yol arkadaşşıma

Tüm kalbimle teşekkür ederim.

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
°	Derece
° C	Santigrat derece
ATR	Attenuated total reflectance
Bis-Ema	Bisfenol A etil metakrilat
Bis-GMA	Bisfenol A glisidil metakrilat
BP	Benzol peroksit
C=C	Karbon çift bağları
cm	Santimetre
cm ²	Santimetrekaare
CQ	Kamforokinon
DC	Degree of Conversion
Dk	Dakika
DOC	Depth of cure
DSC	Differential scanning calorimetry
EDMA	Ethylen glycol dimethacrylate
FTIR	Fourier transform infrared spectrometer
g/mol	Gram /mol
GLC	Gas-liquid chromatography
gr	Gram
HPLC	High performance liquid chromatography
HV	Hardness Value (Vickers sertlik değeri)
IR	Infrared
ISO	International Organization for Standardization
J	Joule
LED	Light emitting diode
mJ/cm ²	Milijoule/santimetrekaare
mm	Milimetre
mW	Miliwatt
mW/cm ²	Miliwatt/santimetrekaare
n	Örnek sayısı
N,N-Bis	Aromatik tersiyer amin
nm	Nanometre
PAC	Plazma ark
Ph	Power of Hydrogen
PPD	Fenilpropanedion
QTH	Kuartz tungsten halojen
SD	Standart sapma değeri
sn	Saniye
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TPO	Lucirin
UDMA	Üretan dimetakrilat
UV	Ultraviyole
µm	Mikrometre

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Bis-GMA, TEGDMA, UDMA Yapı Formülü	3
Şekil 1.2. Başlatma reaksiyonu.....	13
Şekil 1.3. İlerleme ve zincir transferi.....	15
Şekil 1.4. Sonlanma reaksiyonu.....	15
Şekil 1.5. Standart polimerizasyon	20
Şekil 1.6. Step curing polimerizasyon	21
Şekil 1.7. Ramp curing polimerizasyon.....	22
Şekil 1.8. Exponential polimerizasyon	22
Şekil 1.9. Pulse delay polimerizasyon	22
Şekil 1.10. Vickers sertlik cihazı ve elmas çentikleyici ucun şematik çizimi.....	28
Şekil 2.1. M0nitex Blue Lex GT-1200 ışık cihazı.....	36
Şekil 2.2. Vickers Mikrosertlik Cihazı	36
Şekil 2.3. Kompozit rezinlerle doldurulmuş teflon kalıplar	37
Şekil 2.4. Kompozit örneklerde oluşturulan izin ekran görüntüsü	38
Şekil 3.1. M1, M2 ve M3 modunda 3M Filtek üst yüzey sertlik bulguları.....	40
Şekil 3.2. M1, M2 ve M3 modunda GrandioSO üst yüzey sertlik bulguları	40
Şekil 3.3. M1, M2 ve M3 modunda AF üst yüzey sertlik bulguları	41
Şekil 3.4. M1, M2 ve M3 modunda 3M Filtek alt yüzey sertlik bulguları	43
Şekil 3.5. M1, M2 ve M3 modunda GrandioSO alt yüzey sertlik bulguları.....	43
Şekil 3.6. M1, M2 ve M3 modunda AF alt yüzey sertlik bulguları.....	43
Şekil 3.7. M1 modunda 3M Filtek, AF ve GrandioSO üst yüzey sertlik bulguları	45
Şekil 3.8. M2 modunda 3M Filtek, AF ve GrandioSO üst yüzey sertlik bulguları	46
Şekil 3.9. M3 modunda 3M Filtek, AF ve GrandioSO üst yüzey sertlik bulguları	46
Şekil 3.10. M1 modunda 3M Filtek, AF ve GrandioSO alt yüzey sertlik bulguları.....	48
Şekil 3.11. M2 modunda 3M Filtek, AF ve GrandioSO alt yüzey sertlik bulguları.....	48
Şekil 3.12. M3 modunda 3M Filtek, AF ve GrandioSO alt yüzey sertlik bulguları	49

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan bulk fill kompozit rezin materyaller	35
Çizelge 3.1. Bulk Fill Kompozit Resinlerin Farklı Polimerizasyon Türlerinde Üst Yüzey Sertlik Değerlerinin Karşılaştırılması	41
Çizelge 3.2. Bulk Fill Kompozit Resinlerin Farklı Polimerizasyon Türlerinde Alt Yüzey Sertlik Değerlerinin Karşılaştırılması	44
Çizelge 3.3. Aynı Polimerizasyon Türünde Bulk Fill Kompozit Resinlerin Üst Yüzey Sertlik Bulgularının Karşılaştırılması	47
Çizelge 3.4. Aynı Polimerizasyon Türünde Bulk Fill Kompozit Resinlerin Alt Yüzey Sertlik Bulgularının Karşılaştırılması	49
Çizelge 3.5. Kompozit Resin Örneklerin Alt Yüzey /Üst Yüzey Sertlik Oranları	50



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 (Ilie ve Hickel, 2011; Issa ve ark., 2016). 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 (Orłowski ve ark., 2015).

Bu alanda kaydedilen tüm gelişmelere rağmen hala kompozit rezinlerin polimerizasyonu ile ilgili sorunlar mevcuttur (Abed ve ark.,2015; Monterubbianesi ve ark.,2016). Posterior dişlerin restorasyonunda kullanılan kompozit rezinlerin klinik ömrü monomer dönüşüm derecesi ve yüzey sertliğinden önemli derecede etkilenmektedir (Da Silva ve ark. 2008). Polimerizasyonun yeterli derecede sağlanamaması materyalin fiziksel, mekanik (Ferracane ve ark. 1997) ve biyolojik (Caughman ve ark. 1991) özelliklerinin zayıflamasına yol açmaktadır. Etkin bir polimerizasyon için organik matriks içinde yer alan monomerlerin en yüksek oranda polimerlere dönüşmesi gerekmektedir. Monomer dönüşüm derecesinin yüksek olması materyalin kimyasal stabilitesi ve restorasyonun klinik ömrü için büyük bir öneme sahiptir (Ferracane ve Greener 1986; Ferracane ve ark. 1997; Daronch ve ark. 2005; Moraes ve ark. 2008; Moore ve ark. 2008; Calheiros ve ark. 2008; Al-Ahdal ve ark. 2015).

Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerin sertleşme derecesi; materyalin kimyasal yapısı, doldurucu oranı, kullanılan ışık cihazı ve kompozit rezinin tek aşamada uygulandığı derinliğe bağlıdır (Garoushi ve ark., 2016).

Bu in vitro çalışmanın amacı, eşit kalınlıklarda, farklı polimerizasyon modlarıyla polimerize edilerek hazırlanan üç farklı bulk fill kompozit rezin materyali mikrosertlik değerleri açısından karşılaştırmaktır.

1.1. Kompozit Rezin Esaslı Dolgu Maddeleri

Kompozit terimi, birbiri içinde çözünmeyen ve erimeyen, kimyasal olarak birbirinden farklı iki maddenin üç boyutlu kombinasyonu olarak tarif edilmektedir (Lutz ve Phillips, 1983). Daimi dolgu maddesi olarak kullanılan kompozit rezinler ilk olarak 1960'lı yılların başlarında R.L. BOWEN tarafından tanıtılmıştır (Dayangaç, 2000).

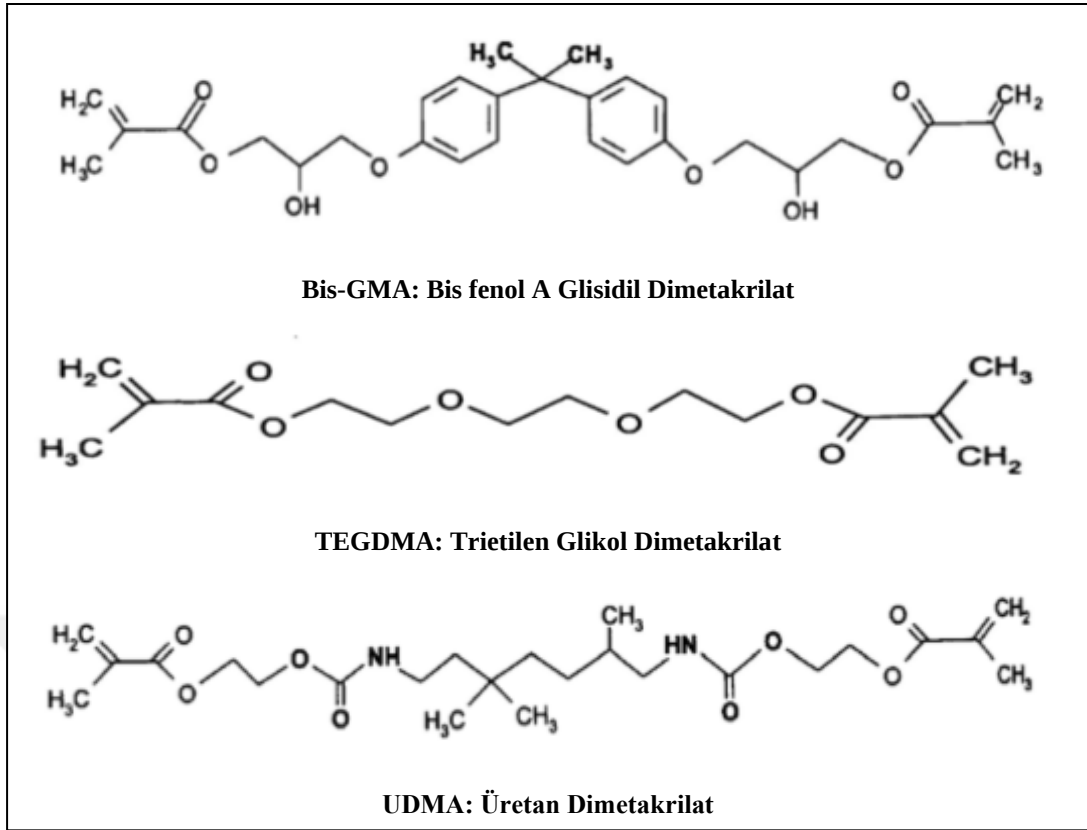
Kompozit rezinler kimyasal açıdan esasen birbirinden farklı üç ana bileşenden oluşmaktadır. Bu bileşenler; organik matriks, inorganik doldurucular ve ara fazdır. Bunlara ilaveten başlatıcı ve aktivatörler, inhibitörler, ultraviyole stabilizatörleri, optik modifiye ediciler, renk pigmentleri de kompozit rezin içerisinde bulunmaktadır.

1.2. Kompozit Rezin Esaslı Dolgu Maddelerinin Yapısındaki Bileşenler

1.2.1. Rezin Matriks (Organik Matriks Fazı)

Organik polimer matriks fazı, kompozitin kimyasal olarak aktif bileşenidir ve polimerizasyon sonucunda rijit bir polimere dönüşen kısımdır (Van, 2013). Rezin sisteminin klinik performansını ve polimerizasyon derecesini belirleyen kısım organik matriks fazıdır. Kompozitlerin sertleşmesini sağlayan maddeler organik faz içinde değerlendirilir. Bu fazda monomer sistem (monomer ve ko-monomerler), polimerizasyon başlatıcılar (inisiyatörler), aktivatörler, polimerizasyon inhibitörleri ve ultraviyole (UV) stabilizatörleri bulunmaktadır (Peutzfeldt, 1979).

Rezin matrikste en yaygın kullanılan monomerler üretan dimetakrilat (UDMA), bisfenol-A glisidimetakrilat (Bis-GMA), trietilen glikol dimetakrilattır (TEGDMA) (Şekil 1.1.). Yüksek moleküler ağırlığı nedeniyle Bis-GMA ve UDMA monomerler oldukça visközdürler ve küçük miktarda doldurucu ilave edilmesi bile klinik kullanım için fazlasıyla sert bir kompozit elde edilmesine neden olur. Bu problemi azaltmak için, viskozite kontrol edici olarak bilinen metil metakrilat (MMA), etilen glikol dimetakrilat (EDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi düşük viskoziteli monomerler ilave edilir. Yüksek moleküler ağırlık rezinin daha az büzülmesine, kırılğan olmamasına ve daha yavaş yaşlanmasına imkan tanır (Yücel ve ark. 2004; Sakaguchi ve Powers 2012).



Şekil 1.1. Bis-GMA, TEGDMA, UDMA Yapı Formülü

1.2.2. İnorganik Doldurucular

İnorganik doldurucular, matriks içerisine dağılmış farklı şekil ve büyüklükteki cam partiküller, kuartz, alüminyumsilikat, lityumsilikat ve borosilikat gibi partiküllerden oluşmaktadır. İnorganik doldurucuların yapısına radyoopak görüntü veren stronsiyum (Sr), baryum (Ba), çinko (Zn), zirkonyum (Zr) ve silisyum (Si) gibi elementler eklenmiştir.

İnorganik doldurucular kompozit rezinlerin aşınmaya dirençlerini, sertlik, basma dayanımını ve elastisite modülüslerini artırır. Termal genleşme katsayılarını küçültür, polimerizasyon büzölmelerini azaltır. Estetik özelliklerini geliştirir, translüsensi ve radyoopasite kazandırır (Craig, 1981; Li ve ark. 1985; Swift ve ark. 2006; Van, 2014).

Silika partikülleri kompozit rezinin mekanik özelliklerini güçlendirir ve ışığı geçirir. Işık geçirgenliği sayesinde kompozit rezine mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır (Peutzfeldt, 1997; Özdemir ve Aladağ 2013; Willems ve ark. 1993). Saf silika, kristalin ve non kristalin formlarında bulunmaktadır. Kristalin formu daha

sert ve dayanıklı olduğundan kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemlerini zorlaştırır. Bu yüzden günümüzde birçok kompozit rezinde silikat cam (non kristalin) formu tercih edilmektedir (Swift ve ark. 2006).

1.2.3. Bağlayıcı Ajanlar (Ara Faz)

Dental kompozitlerin başarılı özelliklere sahip olabilmeleri için, inorganik doldurucular ile rezin matriksi oluşturan organik oligomerin yerleştirme sırasında birbirlerine güçlü bir şekilde bağlanmaları gerekmektedir. Bu bağ ayrıca kimyasal yapının devamlılığının sağlanması için de gereklidir. Bağlayıcı ajanlar, üreticiler tarafından rezin matrikse katılmadan önce doldurucu parçaların etrafının bir bağlanma ajanı ile kaplanmasıyla elde edilmektedir. Bu amaçla en sık kullanılan bağlayıcı madde organik silikon bileşenlerinden oluşan silanlardır (3-metakriloksi propil trimetoksi silan), (Powers ve Sakaguchi, 2006). Modern kompozit rezinlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlama ajanlarıyla önceden kaplanmış ve silika partikülleri yüzeyinde tek moleküllü ve çift fonksiyonlu çok ince bir katman oluşturulmuştur. Bu katmandaki molekülün bir ucu silika partiküllerinin yüzeyinde var olan hidroksil grupları ile, diğer ucu organik matriksteki polimer ile bağlanmıştır. Doldurucu partikülleri rezin matrikse yapıştırmada sıklıkla kullanılan ara bağlayıcı veya silanlama ajanları organosilanlardır.

En yaygın kullanılan organosilan gammamethacryloxypropyltrimethoxy-silane'dır. Silan bağlanma ajanları rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin-partikül ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (Dayangaç, 2000).

1.2.4. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddelerinin Yapısındaki Diğer Bileşenler

Başlatıcı ve Aktivatörler: Kompozit rezinler ışıkla ya da kimyasal olarak aktive olmaktadır. Işıkla aktive olan kompozitler 470 nm dalga boyuna sahip mavi ışıkla polimerize olmaktadır. Kamforokinon (CQ) ya da benzeri bir foto-aktivatör %0,2-%1,0 arası oranlarda materyalin içinde bulunmaktadır. Resin matrikste bulunan organik amin ve CQ oda sıcaklığında ışığa maruz kalmadığı sürece polimerin içinde stabil halde bulunmaktadır. CQ en çok kullanılan foto-aktivatör olmasına rağmen özel estetik durumlarda Fenilpropanedion (PPD) veya Lucirin (TPO) de kullanılabilir (Willems ve ark., 1993; Bayne ve ark., 1994). CQ polimerize olmamış kompozitte hafif bir sarı renge sebep olmaktadır, bu renk polimerizasyon

sonrası nötrale olmasına rağmen CQ içerikli kompozitlerle estetik renk uyumun yakalanmasının zor olduğunu belirtmiştir. Kimyasal yolla aktive olan kompozitlerde ise başlatıcı etki yapan benzol peroksit, hızlandırıcı etki yapan bir aromatik tersiyer amin (N, N-bis) ile reaksiyona girerek polimerizasyon sağlanır (Powers. 2006).

Inhibitorler: Kompozitlerin saklanması ve çalışma sırasında kendiliğinden polimerizasyonunun engellenmesi amacıyla rezin matrikse katılan bileşiklerdir. En yaygın olarak kullanılanları 4-metoksifenol ve 2, 4, 6-tertiyer bütıl fenoldür.

Pigmentler: Genellikle inorganik oksitler estetik olarak gerekli rengi sağlamak için az miktarda dental kompozitlere katılmaktadırlar. Bu sayede en açık tonlardan griye kadar geniş bir renk skalasında materyaller elde edilebilmektedir (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003).

UV Stabilizatörleri: Oksidasyon sonucu oluşabilecek renk değişikliklerini engellemek için dental kompozitlerin içine bir UV-stabilizatörü (2-hidroksi-4-metoksibenzofenon) ilave edilebilir (Willems ve ark., 1993).

Optik Modifiye Ediciler: Doğal bir estetik görünüm için kompozitler renk ve translusensi açısından diş yapısını taklit edebilmelidir. Renk pek çok pigmentle sağlanabilmektedir. Bu pigmentler çoğunlukla az miktarlarda metal oksit parçacıklarının karışımından oluşmaktadır. Translusensi ve opasite için ise mine ve dentinin görünimleri taklit edilmelidir. Opasiteyi arttırmak için üreticiler dental kompozitlerin içine ağırlık olarak %0,001-%0,007 oranlarında titanium dioksit ve aliminyum oksit katarlar (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003). Opasite arttırıcı bu bileşenler ışığın geçirgenliğini azalttığı için, opak görünümlü kompozitlerin daha ince tabakalar halinde uygulanması gerektiği gösterilmiştir (Anusavice 2003).

1. 3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne, bu partiküllerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine ve rezin matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler (Dayangaç, 2000).

1.3.1. Kompozit Rezinlerin Doldurucu Partikül Büyüklüklüğü ve Yüzdelere 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

1.3.2. Dental Kompozitlerin Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırılması

- a-Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler
- b-UV ışığı ile polimerize olan kompozitler
- c-Görünür ışık ile polimerize olan kompozitler
- d-Lazer ışığı ile polimerize olan kompozitler
- e-Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler (dual cure) olarak sınıflandırılırlar (Crispin, 1994; Dayangaç, 2000).

1.3.3. Dental Kompozitlerin Doldurucu Tipine Göre Sınıflandırılması

- a- Homojen dolduruculu kompozitler

b- Heterojen dolduruculu kompozitler

c- Hibrit kompozitler olarak sınıflandırılabilirler (Sturdevant ve ark., 1995).

1.3.4. Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması

a- Kondanse olabilen kompozitler (Condensable composites) (Packable composites)

b- Akışkan kompozitler (Flowable composites)

c- Geleneksel kompozitler diye sınıflandırılırlar (Dayangaç, 2000).

1.4. Farklı Özellikteki Kompozitler ve Yeni Gelişmeler

1.4.1. Ormoserler

Kimya literatüründe uzun süredir bilinen organik modifikasyonlu seramikler, 1998 yılında restoratif diş hekimliğine değişik kompozit bir madde olarak sunulmuştur. Bu maddeye organik-modifikasyon-seramik kelimelerinin (organically modified ceramics) ilk hecelerinden oluşan ormoser adı verilmiştir (Dayangac, 2000).

Bu materyallerle ilgili en önemli özellik; ormoserlerin gelişimine kadar kompozitlerin inorganik partikül yapısı, oranı ve boyutuna yönelik değişiklikler yapılmaktayken, ormoserler ile birlikte kompozitlerin organik matriksinde de yapısal değişikliklerin oluşturulmasıdır.

Geleneksel kompozitler saf organik rezin matriks yapıdan oluşurken; ormoserler, polikondansasyon ile oluşan inorganik-organik ağı dayalı bir özellik göstermektedirler. Geleneksel polimer ile karşılaştırıldığında ormoserler, silisyum dioksit yapısındaki inorganik iskeletten oluşmaktadır. Doldurucu partiküller, çapraz bağlantılı inorganik ve organik ağ yapısındaki matrikse yerleşmiştir (Whitters ve ark. 1999). Ormoserlerde çok fonksiyonlu ürethan ile tioeter oligo metakrilat alkoksisilanın inorganik-organik kopolimerleri oluşur. Silanın alkoksisil grupları hidroliz ve polikondansasyon reaksiyonları ile inorganik Si-O-Si ağını, metakrilat grupları da fotokimyasal yolla organik polimerizasyonu gerçekleştirir. Ormoserlerin aşınmaya

karşı dirençleri kompozit rezinlerden çok daha fazladır (Hickel ve ark. 1998; Sabbagh ve ark 2004).

1.4.2. Smart ve Antibakteriyel Kompozitler

1998 yılında üretilmiş olan bu kompozit rezinlerin yapılarında bulunan özel kimyasallardan serbestleşen florür, kalsiyum, hidroksil gibi fonksiyonel iyonlar, mikroorganizmaları ve üretilen asitleri etkileyebilme özelliği gösterirler. Restorasyona komşu diş sert dokularını demineralizasyondan korurlar (Gökçe, 2005).

Antibakteriyel özellik gösteren kompozit rezinler iki şekilde elde edilebilirler:

1. Rezin matriksin yapısına çözünebilir antimikrobiyaller eklenir, eklenen bu materyal klorheksidindir. Restoratif materyalden salınarak etkisini gösterir (Gökçe, 2005).
2. Antimikrobiyal ajanın, rezin matriks yapı içerisinde değişmeden kalması sağlanarak üretilen kompozit rezinler bu gruptadırlar. 12-Methacryloyloxydodecylpyridinium bromide (MDPB) adlı yeni geliştirilen monomer matriks içerisinde değişmez ve dışarı salınmaz. Bakteri üremesi ve birikimine karşı engelleyici etkisi vardır (Imazato ve ark., 1999).

1.4.3. Bulk-Fill Kompozitler

Son yıllarda piyasaya sürülen bu kompozitler, kaviteleri tabakalama tekniğine göre daha hızlı bir teknik olan bulk tekniğiyle doldurmak amacıyla üretilmişlerdir. Bulk-fill kompozitler, polimerizasyon derinlikleri arttırılmış, polimerizasyon büzülme stresleri ile kaspal defleksiyon oranları azaltılmış ve kaviteye 4-5 mm kalınlığında yerleştirilebilen kompozit rezinlerdir (Ilie ve Hickel ,2011). Bulk-fill kompozitler aslında yeni geliştirilmiş nanohibrit kompozit rezin türüdür. İçeriğinde genel olarak; iterbiyum triflorid, baryum cam, karmaoksit, proakrilat, zirkonyum/silika partikülleri bulunmaktadır. Bu partiküller, radyoopasiteyi artırarak uygulanan ışığın etkisinin materyalin daha derin bölgelerine ulaşabilmesini sağlamaktadır.

Üreticiler polimerizasyon derinliğini arttırmak için çeşitli yöntemler geliştirmişlerdir. Bunlar;

- Doldurucu oranın azaltılması
- Doldurucu partikül boyutunun artırılması
- Transluserliklerinin artırılması (Ilie ve ark. 2013a)
- Ek fotoinisiyatör kullanılması (Vivadent 2016).

Bulk-fill kompozitlerin kullanılması ile derin ve geniş kavitelerin restorasyonu kolaylaşır ve zaman tasarrufu sağlanır (Benetti ve ark., 2015). Restorasyon yapılırken bulk-fill kompozitlerin kullanılması, zaman tasarrufunun yanı sıra; tabakalama tekniğinde ortaya çıkabilecek, tabakalar arasında kan, tükürük ve nem kontaminasyonunu ve boşluk kalması ihtimalini de ortadan kaldırarak daha iyi restorasyonlar elde edilmesini sağlar (Park ve ark., 2008). Ayrıca bulk-fill tekniği kullanıldığında, restorasyon içerisinde hava boşluğu kalma ihtimalinin de çok düşük olması ve oksijen inhibisyonunun az olması sebebiyle daha iyi polimerizasyon sağlanabilir (Par ve ark., 2015).

Günümüzde geleneksel kompozit rezinlerdeki eğilim, inorganik doldurucu oranını artırmaktan ve daha iyi bir estetik sağlayabilmek için doldurucuların boyutunu küçültmekten yanadır (Czasch ve Ilie, 2013). Fakat bulk fill kompozitlerin inorganik doldurucu oranı genel olarak geleneksel kompozitlere oranla daha düşük iken, doldurucuların boyutu da daha büyüktür. Bu durum da polimerizasyon derinliğini artıran bir faktör olarak sayılmaktadır. İnorganik doldurucu miktarının daha düşük ve boyutlarının daha büyük olması, doldurucu-matriks ara yüzeyinin toplam alanının daha düşük olmasını sağlar. Bu durum da ışığın saçılmasını azaltarak daha derinlere penetre olabilmelerini kolaylaştırır. Bulk fill kompozitlerde de polimerizasyon başlatıcısı olarak CQ kullanılmıştır. Ancak diğer bulk fill kompozitlerden farklı olarak yalnızca Tetric Evo Ceram Bulk Fill kompozitte polimerizasyon derinliğini artırmak için organik matrikse CQ'a ek olarak, germanyum bazlı bir başlatıcı olan "Ivocerin" ilave edilmiştir. Bu yeni başlatıcı CQ'a göre ışığı daha iyi absorbe eder ve daha yüksek bir fotopolimerizasyon aktivitesi gösterir (Bucuta ve Ilie, 2014).

Bulk-fill kompozitler viskozitelerine göre; akışkan (flowable) ve yüksek viskoziteli (non-flowable) olmak üzere iki'ye ayrılabilir (Jang ark., 2014). Akışkan bulk-fill kompozit "capping" denilen restoratif prosedürü gerektirmektedir (Dentsply Caulk, 2015; Heraeus Kulzer, 2012). Üretici firmalar akışkan bulk-fill kompozitlerin

düşük yüzey sertliği ve yüksek su emilimi göstermelerinden dolayı, üstlerinin 2 mm kalınlığında akışkan olmayan konvansiyonel kompozitle örtülmesini tavsiye etmektedir. Yani, bulk-fill kompozitlerin tümü final materyal olmak üzere üretilmemişlerdir (Burgess ve Çakır, 2010).

1.4.4. Nanokompozitler

Son yıllarda daha estetik, adezyon ve mekanik özellikleri daha iyi restoratif malzemeler üretmek için yaygın olarak nanoteknoloji kullanılmaktadır. Son gelişmelerden biri de, yapısındaki nano doldurucu ve geleneksel cam partiküllerine ilaveten seramik partikülleri de içeren nanoseramik kompozitlerdir. Nanoseramik partiküller yenilikçi bir üretim prosesine bağlı olarak organik matriks içerisine homojen bir şekilde dağınık olarak bulunurlar. Organik olarak modifiye edilmiş seramik nanopartiküller bir polisiloksan omurgasından oluşur.

Çoğu üretici mikrohibrit kompozitlerinin formülasyonunu daha çok nanoparçacık içerebilecek şekilde değiştirmekte ve içlerine mikrofil kompozitlerdekine benzer şekilde önceden polimerize edilmiş rezin doldurucular eklemektedirler, bu kompozitler nanohibrit kompozitler olarak adlandırılırlar (Ilie ve Hickel, 2009). Nanohibrit ve mikrohibritler esneklik dayanımları ve katsayıları açısından birbirlerine benzemekle beraber mikrohibrit kompozitler bu konuda az farkla daha üstündürler, buna rağmen her iki tip kompozit de mikrofil kompozitlerden bu açıdan daha iyidirler (Ferracane, 2011).

Nanokompozitler hibritlerin yüksek mekanik güçlülüğü (Mitra ve ark., 2003), mikrofillerinse iyi cilalanabilirlik özelliklerini taşımaktadır (Turssi ve ark., 2000). Diğer avantajları ise yüksek aşınma direnci (Yap ve ark., 2004; Turssi ve ark., 2005), gelişmiş optik nitelikleri (Mitra ve ark., 2003) ve düşük polimerizasyon büzülmesidir (Chen ve ark. 2006).

1.4.5. Siloran Bazlı Kompozitler

Siloran kimyasal yapı olarak siloksanlar ve oksiranların bileşiminden elde edilir. Siloksan siloran kompozitlerde omurga gibi davranır ve aynı zamanda hidrofobik yapısı sayesinde su emilimini azaltarak kompozitin fiziksel özelliklerini geliştirir. Siloran ağı, sikloalifatik oksiran gruplarının katyonik halka açma polimerizasyonu ile

üretir, bu da düşük büzölme ve sonuç olarak düşük polimerizasyon stresi ile sonuçlanır (Weinmann ve ark., 2005). Siloran esaslı materyaller metakrilat bazlı restoratif materyallerden daha düşük polimerizasyon büzölmesine, daha yüksek eğilme dayanımı ve kırılma dayanıklılığına sahiptir (Lien ve Vandewalle, 2010).

Fakat bu materyallerin düşük translüsensi ve renk seçeneklerinin az olmasından dolayı kullanımı posterior dişlerle sınırlandırılmıştır.

1.5. Polimerizasyon

Monomer adı verilen küçük moleküllerin, geniş bir zincir oluşturmak üzere kimyasal olarak bağlanması ile polimerler oluşur. Tüm bu işleme polimerizasyon denir (Philips,1991; O'Brien, 2002). Genel olarak ne kadar fazla çift karbon bağı değişimi gerçekleşirse, polimerizasyon o kadar başarılıdır ve daha iyi mekanik sonuçlar alınır.

Kompozitin sertleşmesi ile oluşan polimerizasyon işlemi kimyasal olarak veya ışıkla başlatılır (Craig ve ark., 2000). Işıkla polimerize olan kompozit materyaller 1970'lerde piyasaya sürülmüştür. Işıkla polimerizasyon 400-500 nm'lik elektromanyetik dalga boylarında başlamaktadır. En sık kullanılan foto-başlatıcı olan kamforokinonun absorpsiyon spektrumu da bu aralıktadır ve 470 nm'de pik yapar (Craig ve ark., 2000; Peutzfeldt ve ark., 2000).

Polimerizasyon işlemi farklı mekanizmalarla meydana gelir; ancak sentetik polimerler, monomerlerin birbirleri ile iki türlü reaksiyonu sonucu elde edilirler:

- İlave Polimerizasyon (additional polymerization, katılma polimerizasyonu)
- Kondensasyon Polimerizasyonu (condensation polymerization) (Taira ve ark., 1988; Phillips, 1991; Brien, 1997).

1.5.1. Kondensasyon Polimerizasyonu

Basamaklı polimerizasyon olarak da bilinen kondensasyon polimerizasyonunu oluşturan tepkimeler iki veya daha fazla molekülün, basit bir yapı oluşturmak üzere, katıldığı herhangi bir kimyasal reaksiyon ile ilerleyebilmektedir. Primer bileşenlerin etkileşimi sonucunda çoğunlukla su, alkol, halojen asit ve amonyak gibi yan ürünler

ortaya çıkmaktadır. Kondensasyon polimerizasyonunda bileşenler çift reaksiyonludur ve hepsi kendiliğinden aktif hale geçer ve reaksiyon yüksek molekül ağırlıklı bir polimer formuna ulaşana kadar bir seri reaksiyon şeklinde devam eder. İki veya daha fazla fonksiyonel grubu bulunan moleküller, kondensasyon reaksiyonları ile bağlanarak daha büyük molekülleri oluştururlar (Rawls, 2003).

Tüm polimerizasyon reaksiyonlarında her zaman istenen özelliklerde polimerler oluşmayabilir. Çünkü monomerler, polimerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini etkilerler. Bu yüzden polimerizasyon işleminde:

- Kopolimerizasyon ve
- Çapraz bağlantı da önemlidir (Taira ve ark. 1988; Phillips 1991).

Kopolimerizasyon: Monomerlerin kimyasal özelliklerinden yararlanmak için; reaksiyona çeşitli konsantrasyonlarda çok sayıda monomer eklenebilir. Farklı kimyasal yapıya sahip iki ya da daha fazla monomerin bir araya gelmesiyle oluşan polimerizasyona kopolimerizasyon, bu şekilde elde edilen polimere de kopolimer denir (Phillips 1991).

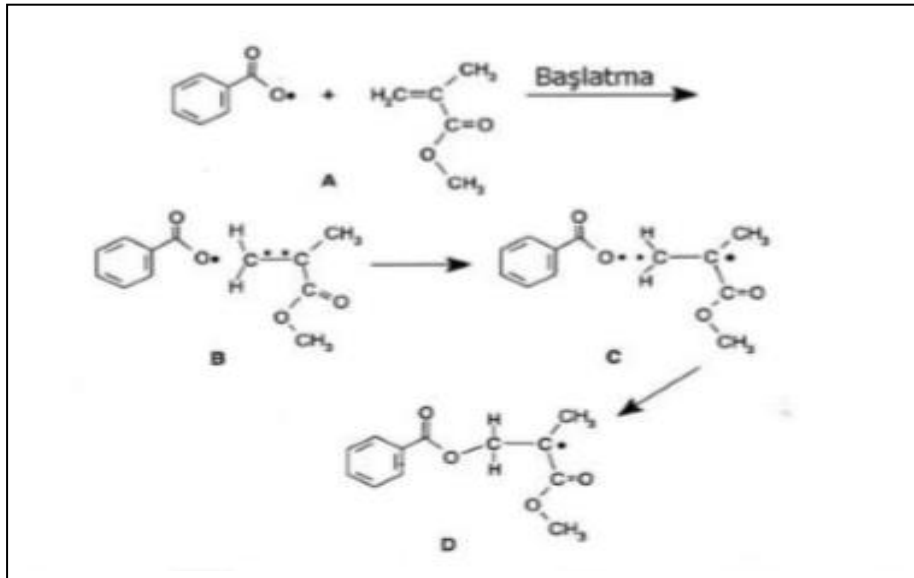
Kopolimerler polimere birçok farklı özellik kazandırır. Blok, random ve graft olmak üzere üç tip kopolimer vardır. Bunlar farklı monomerlerin polimer zincirindeki yerlerini belirlemek için kullanılırlar. Blok kopolimerler monomerlerin bloklar haline gelmesiyle hazırlanırlar. Graft kopolimerler ise, polimer zincirleri üzerinde herhangi bir yere, diğer bir polimer zincirinin bağlanmasıdır. Kopolimerlerde bazen üç ya da daha fazla monomer de kullanılabilir ancak bu monomerlerin belli bir düzen içinde polimer oluşturması gerekmektedir (O'Brien 1997; Craig ve Powers 2002).

Çapraz Bağlantı: Birbirine bağlanarak bir zincir yapısı oluşturan polimer moleküllerine, reaktif yan zincirlere sahip monomerler ilave edilir. Bu yan zincirler aracılığıyla, bir zincir diğerine bağlanır ve böylece üç boyutlu bir yapı oluşur. Çapraz bağlı polimerlerin su emilimi ve çözünürlüğü az olup, fiziksel açıdan da daha dayanıklı materyallerdir (Mc Cabe 2000). Monomer molekülünün kısa zincirli oluşu düşük dereceli polimerizasyonla sonuçlanıp rezini zayıflatırken, uzun zincirli oluşu da zayıflatıcı etki yapar. Eğer ortamda çapraz bağlı zincirler varsa kompozit rezinin direnci artar (Phillips, 1991; Craig ve Powers, 2002; O'Brien, 2002).

1.5.2. Katımlı Polimerizasyon

Bu tip polimerizasyonlar zincir reaksiyonları ile monomerlerin doğrudan doğruya polimer moleküllerine girmeleri ile oluşur. Zincir taşıyıcı, bir iyon (anyon veya katyon) olabildiği gibi, çiftleşmemiş bir elektronu bulunan ve serbest radikal denilen etkin bir madde de olabilir. Serbest radikaller, genel olarak, katalizör ya da başlatıcı denilen ve bazı koşullarda kararsız maddelerin parçalanması ile oluşur (Baysal, 1981).

Dış hekimliği alanında daha çok katılma polimerizasyon tipine rastlanır. Katılma polimerizasyonu 3 şekilde olur; başlama reaksiyonu (Şekil 1.2), büyüme reaksiyonu ve sonlanma reaksiyonu. Üç şekil tamamen monomer içerisindeki başlatıcıya bağlıdır. Polimerizasyon öncesinde ortama çok az miktarda eklenen veya ortamda bulunan başlatıcı (initiator) 1/106 veya 1/104 oranındadır. Başlatıcılar katyonik, anyonik ve radikalik olabilir. Çoğu başlatıcılar insan için toksik olduğundan dış hekimliğinde en sık başvurulmuş polimerizasyon şekli radikalik polimerizasyondur. Radikalik polimerizasyonda kullanılan başlatıcı, önceleri ultraviyole ve daha sonraları ise 400 nm'den (nanometre) daha büyük dalga boylarına duyarlı görünür ışık kaynaklarıdır (Vanherle ve Smith, 1985; Taira ve ark., 1988; Philips, 1991).



Şekil 1.2. Başlatma reaksiyonu (Anusavice ve ark. 2013).

Kondensasyon polimerizasyonu ile karşılaştırıldığında zaman, katımlı polimerizasyon sınırsız büyüklükte dev moleküller üretebilir. Katımlı

polimerizasyon sırasında kompozisyonda bir değişiklik olmaz. Makromoleküller kompozisyonda değişiklik olmadan küçük ünitelerden ya da monomerlerden oluşurlar. Çünkü polimer ve monomer aynı ampirik formüle sahiptir. Başka bir ifadeyle monomerin yapısı polimerde defalarca tekrarlanmıştır (Rawls, 2003).

Katılmalı Polimerizasyon Aşamaları

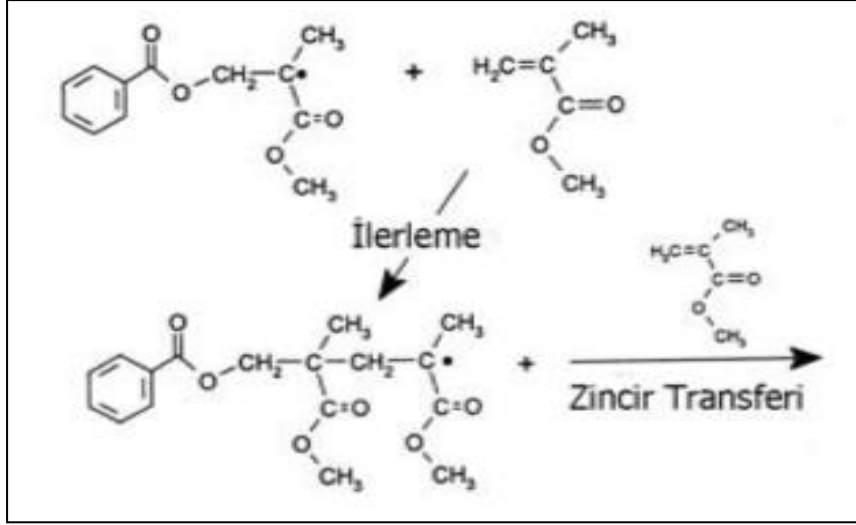
İndüksiyon:

Polimerizasyonu başlatmak için serbest radikallerin üretilmesi gerekir. Serbest radikaller başlatıcıların ısı, görünür ışık, ultraviyole ışık, kimyasal veya serbest radikal gibi davranan başka bir bileşikten enerji transfer edebilen radikal üreten moleküllerin aktivasyonu ile oluşmaktadır. Başlatıcılar, oldukça zayıf bir bağ içeren ve parçalandıkları zaman birer reaktif elektronlu iki grup oluşturan moleküllerdir. Başlatıcı, monomerin serbest radikal oluşturan monomer molekülü- yani metil metakrilat- ile reaksiyona girerek karbondaki çift bağı açar ve bu karbon atomuna bağlanarak, diğer monomer moleküllerinin eklenmesi için gereken enerjiyi verir. Böylece çift bağını açtığı karbon atomunu kararsız halde bırakıp, bağlantının kendisini serbest radikale dönüştürür (Phillips, 1991). Dış hekimliği polimerlerinde en sık kullanılan başlatıcı benzoil peroksittir.

İlerleme (Propagation):

Oluşan serbest radikal-monomer kompleksi, başka bir monomere yaklaşırken yeni bir radikal merkezi gibi davranarak bu monomerin metil metakrilat grubundaki karbonun çift bağını açar. Bu işlem zincirin sürekli büyümesine sebep olur. (Phillips ,1991) Polimer zincirlerinin büyümeye devam etmesi, ortamda monomer molekülü bitene kadar devam eder. Aynı zamanda serbest radikali olan herhangi bir materyal ile reaksiyona girmesiyle de sonlanabilir (Şekil 1.3).

Prematür olarak oksijen içeren, hidrokinon ve öjenol gibi ajanlar reaksiyonu sonlandırabildiği gibi, iki ayrı zincir de etkileşime girerek kendi serbest radikallerini ortadan kaldıracaktır (Phillips, 1991).

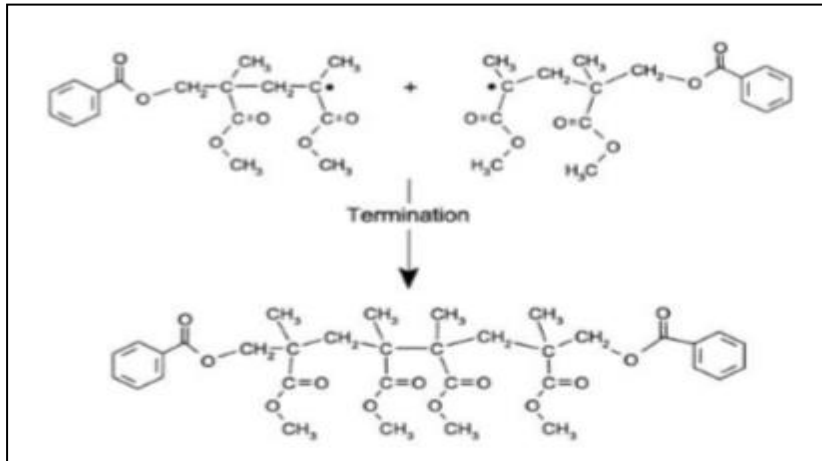


Şekil 1.3. İlerleme ve zincir transferi (Rawls, 2003).

Sonlanma Reaksiyonu (Termination):

İlerleme reaksiyonunun kitle içindeki monomer molekülleri bitinceye kadar devam etmesi beklenir. Ancak pratikte, polimer zincirinin bitimine neden olan diğer reaksiyonlar ilave reaksiyonu engelleyebilir. Bu reaksiyonlar ölü polimer zincirleri oluştururlar. Ölü polimerizasyon zincirleri ilave reaksiyona uğramazlar (Şekil 1.4) (McCabe, 1990).

Bazen de radikalın aktivitesi daha sonra büyüme yapabilecek başka bir zincire transfer olarak diğer bir zincirin devamlı büyümesiyle sonuçlanır (De Clark, 1987; Phillips, 1991).



Şekil 1.4. Sonlanma reaksiyonu (Anusavice ve ark. 2013)

1.6. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazları

1970’li yıllardan itibaren ışıkla polimerize olan kompozit rezinler diş hekimliğinde kullanılmaktadırlar. Polimerizasyon sürecinde ışığın görevi, fotobaşlatıcıların aktivasyonunu sağlayarak sertleşme mekanizmasını başlatmaktır. Aktivasyonun sağlanması ile fotobaşlatıcılara tutunan monomerler polimer zincirini oluşturmaya başlar (Dabanoğlu, 2003; Ferracane ve ark., 2003; Christensen, 2004). Işık ile polimerizasyonun daha iyi anlaşılabilmesi için bu konu ile ilgili bazı temel kavramların bilinmesi gereklidir.

Işık gücü: Işık kaynağının birim zamanda yaydığı toplam enerji miktarına ışığın gücü denir ve mW (miliwatt) cinsinden ifade edilir (Price, 2004).

Işık Şiddeti: Işığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücüdür. Birimi mW/cm^2 ’dir. Işık kaynağının gücünün uygulama ucu alanına oranlanması ile hesaplanır. Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için gereken ışık yoğunluğu minimum 400 mW/cm^2 olarak önerilmiştir (Yap ve ark., 2002a).

Toplam Enerji Yoğunluğu: Polimerizasyon süresince kompozit rezine uygulanan toplam enerji miktarıdır. Işık şiddetinin (mW/cm^2), uygulama süresi (sn) ile çarpılması ile hesaplanır. Birimi mJ/cm^2 ya da J/cm^2 ’dir. Toplam enerji yoğunluğu kompozit rezinlerin özelliklerini belirleyen en önemli özelliktir (Price ve ark., 2004; Asmussen ve ark., 2005).

Dalga boyu: Elektromanyetik dalgaların saniyede yaptığı salınım sayısına yani kendilerini tekrarlama sıklığına frekans denir. Bir ışığın bir salınımda aldığı yola da dalga boyu adı verilir (Rueggeberg, 1999).

Elektromanyetik Spektrum: Çeşitli enerji tipleri dalga boylarına göre en uzundan en kısaya doğru elektromanyetik spektrum olarak adlandırılır. Bu sıralama; radyo, televizyon dalgaları, mikrodalga, kızılötesi radyasyon, görünür ışık, ultraviyole radyasyon, X ışınları, gama ve kozmik ışınlardır. Diş hekimliğinde sadece görünür ışık alanı olarak adlandırdığımız dar enerji bandı kullanılmaktadır (Rueggeberg, 1999).

Kompozit rezinlerin tam olarak polimerize olması, materyalin mekanik özellikleri, çözünürlüğü, boyutsal stabilitesi, renk değişimi ve biyoyuumluluğu gibi

fiziksel özelliklerini etkileyen önemli bir faktördür. Bu yüzden yüksek düzeyde polimerize olmuş, yeterli fiziksel ve mekanik özellikler taşıyan rezin materyallerin elde edilmesinde, minimum ışık dozu ile maksimum fotobaşlatıcıyı aktive etme amacı göz önünde bulundurularak farklı ışık cihazları geliştirilmiştir.

Bunlar (Caughman ve Rueggeberg, 2002; Vandewalle ve ark., 2005).

1. Quartz-tungsten halojen ışık kaynağı (QTH)

2. Plazma ark karbon ışık kaynağı (PAC)

3. Lazer ışık kaynağı

4. Işık yayan diyot (LED)'dur.

1.6.1. Quartz-Tungsten Halojen Işık Kaynağı (QTH)

Halojen ışık cihazları kliniklerde yaygın kullanılan ışık cihazlarından biridir. Bu cihazların içerisinde ışık ampullerinde olduğu gibi bir tungsten filament vardır. Bu filamentin elektrik akımıyla ısınıp akkor hale gelmesiyle elektromanyetik ışımaya gerçekleşir. Oluşan bu ışığın spektrumu çok geniştir ve yüksek ısı oluşturur.

Yükselen ısının düşürülmesi için ısıyı soğutan filtreler (fanlar) kullanılmaktadır ve uygun dalga boyundaki ışığın elde edilmesi için filtreleme yapılmaktadır. Filtreler özelliklerini kaybettiklerinde dış yüzeyine fazla enerji ulaşmakta ve filtre edilememiş kızılötesi gibi ışıklar pulpada ve yumuşak dokuda ısı oluşturmaktadır. Ayrıca bu cihazların ampul ömürleri düşüktür (Mills ve ark., 2002).

QTH ışık cihazlarının avantajları, diğer ışık cihazlarına göre ucuz olmaları ve geniş dalga boyu aralığı sayesinde değişik polimerizasyon başlatıcıları ile kullanılabilmesidir. Bu sistemler uzun süredir kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılmasına rağmen, ışık yoğunluğunda azalma ve pulpada ısı artışı gibi dezavantajları sebebiyle, daha az ısı üreten ve verimliliği daha yüksek sistemler üzerine yoğunlaşmıştır.

1.6.2. Plazma Ark Karbon Işık Kaynağı (PAC)

Kompozit rezinlerde polimerizasyon etkinliğini ve hızını artırmak için üreticiler daha yüksek ışık yoğunluğunda ışık kaynağı geliştirmeye devam etmektedirler. Bu amaçla son yıllarda PAC ışık cihazları geliştirilmiştir. ‘Plazma’ yüksek ısıda, pozitif iyonlardan ve elektronlardan meydana gelen gaz demektir (Rueggeberg, 1999).

Gaz olarak genelde xenon gazı kullanılır. PAC lambaları xenon gazını iyonize ederek bir plazma oluşturur. Yüksek yoğunluktaki beyaz ışık filtre edilerek ısı uzaklaştırılır ve 400-500 nm arasındaki mavi ışık sağlanır. PAC ışık cihazları, standart QTH cihazlara göre kayda değer miktarda yüksek enerji seviyeleri meydana getirirler.

Yüksek yoğunluklu ışık gücüne sahip olmaları ve kısa uygulama süreleri başlangıçta avantaj gibi görünse de polimerizasyon sırasında oluşan büzülmenin ani bir şekilde olması, kullanım sırasında açığa çıkan ısı miktarının fazlalığı, dalga boyu aralığının dar olması ve maliyetinin fazla olması kullanımlarını sınırlamıştır. Oluşan gereksiz ve zararlı dalga boylarını engellemek için daha fazla filtrasyon gereklidir (Rueggeberg, 1999; Caughman ve ark. 2002).

1.6.3. Lazer ışık kaynağı

Lazer ışıkları diş hekimliğinde sert ve yumuşak dokularda farklı amaçlarla kullanılmaktadır. Polimerizasyon için 454 ile 514 nm arasında değişen dalga boyuna sahip mavi ışık veren argon lazerler kullanılmaktadır (Burgess ve ark., 2002).

Argon lazer sistemi kamforokinonu aktive edebilen tek lazer sistemidir. 500 nm dalga boyu civarında enerji üretirler. Kızılötesi ışık dalgaları olmadığı için pulpa dokusunda ısı artışına sebep olmazlar. Polimerizasyon süresinin kısa olması en büyük avantajıdır (Lloret ve ark., 2004).

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 (Caughman ve Rueggeberg, 2002).

1.6.4. LED Işık Cihazları

LED ışık cihazlarının temel özelliği 400-500 nm dalga boyu aralığında, sadece görülebilir ışık üretmeleridir. Etkin spektrumları ise 450-490 nm dalga boyudur. Bu aralık, başlatıcı olarak CQ kullanan kompozit rezinlerde ideale yakındır (Mills, 2002).

Işık üretimi, yapı içerisinde bulunan galyumnitrit yarı iletkenlerde elektronların geçişi sırasında olduğundan ısı açığa çıkarmamaktadırlar ve sadece gereken dalga boyunda ışık üretildiği için diğer ışık kaynaklarındaki gibi filtrasyona gerek yoktur (Bektaş ve ark., 2006; Soygun ve ark., 2015). Bu ışık kaynakları ayrıca sessiz çalışabilen, taşınabilir, küçük ve düşük güçte enerji tüketen sistemlerdir (Park ve ark., 2005; Bektaş ve ark., 2006).

Ayrıca LED ışık cihazları geleneksel veya soft start gibi çeşitli polimerizasyon yöntemlerini sağlarlar ve spektral dağılımları ve ışık yoğunlukları programlanabilir (Roulet ve ark., 2001). LED lambaları uzun ömürlüdür ve kullanıldıkları sürede görülen ışık gücündeki azalma sınırlıdır. Ayrıca kullanım esnasında açığa çıkan ısı artışı pulpaya zarar verecek düzeyin çok altındadır (Bektaş ve ark., 2006).

Yüksek ışık şiddetindeki cihazların kullanılmasının avantajlarından biri polimerizasyon süresinin kısılması bir diğeri ise polimerizasyon derinliğinin artmasıdır. Ancak bu cihazlarla polimerizasyon çok hızlı gerçekleşeceğinden, polimerizasyon büzülme stresleri ortaya çıkabilir. Hızlı polimerizasyona bağlı olarak daha düşük molekül ağırlıklı zayıf çapraz bağ içeren polimerler oluşur ve bu da kompozit rezinin fiziksel özelliklerini etkiler (Asmussen ve Peutzfeldt, 2005).

Birinci nesil LED ışık cihazları, 400 mW/cm²'den düşük ışık şiddetinde olduğundan, geleneksel QTH ışık cihazları kadar iyi polimerizasyon oluşturmamışlardır. Günümüzde, ikinci nesil LED ışık cihazları kullanıma sunulmuştur.

İkinci nesil LED ışık cihazlarında, geniş tabanlı yarı iletkenler kullanılarak ışık çıkış gücü artırılmıştır. İkinci jenerasyon ışık cihazları daha yüksek güçte ışık çıkışı ile farklı spektral dağılıma sahiptirler. Böylece daha iyi polimerizasyon ve daha kısa ışıklatma süresi sağlarlar (Caughman ve Rueggeberg, 2002).

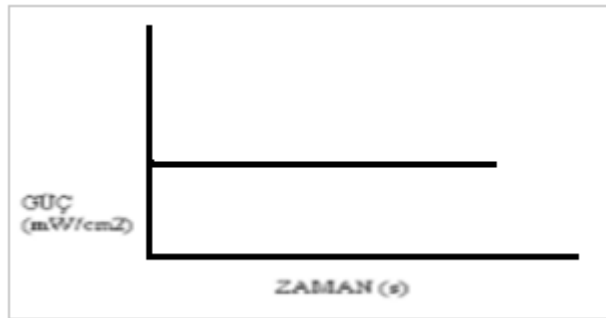
Bu ışık kaynaklarının ışık şiddeti 1000-1200 mW/ cm²'ye kadar çıkmaktadır fakat bunların da dalga boyu dar olduğundan kamforokinondan farklı dalga boyunda ışıkla aktive olan fotoinitiatörlere sahip kompozitleri polimerize edememektedir. Bu nedenle üreticiler 390-490 nm dalga boyu aralığında ışık üretebilen üçüncü jenerasyon LED ışık kaynaklarını geliştirmiştir (Price ve ark. 2006). Daha önce üretilen ve monowave olarak adlandırılan ışık kaynakları yalnızca mavi ışık yayan diyodlarla 445-480 nm dalga boyunda ışık üretmekte iken polywave olarak adlandırılan yeni sistemde dört farklı ışık yayan diyot bulunmaktadır. Üç tane mavi ışık yayan diyotun yanı sıra 400 410 nm dalga boyunda da ışık üreten bir tane mor diyod kullanılarak ışık kaynağının farklı dalga boyunda ışık yayabilmesi ve farklı fotoinitiatörleri aktive edebilmesi sağlanmıştır (Kolpakova 2015; Shortall ve ark. 2016).

1.7. Polimerizasyon Protokolleri

Son yıllarda, polimerizasyon miktarını arttırmak, iç stresleri azaltmak, kenar bütünlüğünü korumak ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla üretici firmalar tarafından farklı polimerizasyon protokolleri ortaya konmuştur.

1.7.1. Standart (Continuous – Devamlı) Polimerizasyon

Kullanılan cihaza göre değişen ışık gücü, polimerizasyonun başından sonuna kadar hep aynı şiddette sabit kalır ve 10, 20, 30, 40 sn gibi farklı sürelerde uygulama süresi boyunca kesintisiz olarak uygulanır (Asmussen ve Peutzfeldt, 2003; Kramer ve ark., 2008) (Şekil 1.5).



Şekil 1.5. Standart polimerizasyon

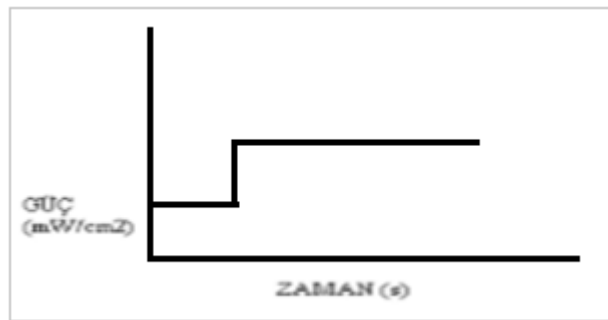
1.7.2. Yavaş Başlangıç (Soft-Start) Polimerizasyon

Yavaş başlangıç protokolünde, düşük ışık şiddeti kullanılmaktadır. Böylelikle serbest radikal oluşumu azalarak polimerizasyon yavaşlar ve kompozitin yüzeye akması için zaman sağlanır. Sertleşme oranı yavaşlatılarak kompozitin viskoelastik fazı arttırılır ve kompozit rezinin büzülme stresi kontrol edilebilir (Mehl ve ark.,1997; Yap ve ark.,2002b). Kompozit rezinlere başlangıçta düşük ışık şiddeti uygulayarak jel aşamasına gelene kadar maksimum polimer akışı sağlanmış olacağından bu aşamadan sonra yüksek düzeyde ışık verilir. Böylece fiziksel özelliklerin artırılması için gereken polimerizasyon derecesi sağlanmış olur.

Işık şiddetinin azaltılmasının polimerizasyon stresini azalttığı düşünülmekle beraber, alt tabakalardaki kompozit rezinin yeterli derecede polimerize olmaması ayrıca fiziksel ve mekanik özellikleri olumsuz yönde etkilediği de düşünülmektedir (Dennison ve ark., 2000).

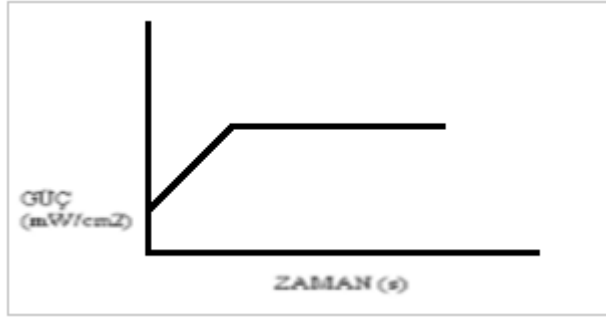
Yavaş başlangıç protokolünün dört farklı uygulama şekli vardır:

1. Step curing-Kademeli güç artışı gösteren ışık uygulama tekniği: 10 sn düşük yoğunluklu (100 mW/cm^2) ışıklama sonrası, kalan ışıklama süresinde kullanılan ışık cihazına göre farklılık gösteren, yüksek şiddette ($650\text{-}1000 \text{ mW/cm}^2$ civarında) ışık uygulanarak polimerizasyon tamamlanır (Şekil 1.6).



Şekil 1.6. Step curing polimerizasyon

2. Ramp curing-Düzenli artan güçte ışık uygulama tekniği: Polimerizasyon işlemi ilk 10 sn'de düşük yoğunluklu (100 mW/cm^2) ışıklamadan orantılı olarak maksimum yoğunluklu ışıklamaya kadar artırılır. Işıklama süresi tamamlanana kadar yüksek yoğunluklu seviyede devam edilir (Şekil 1.7).



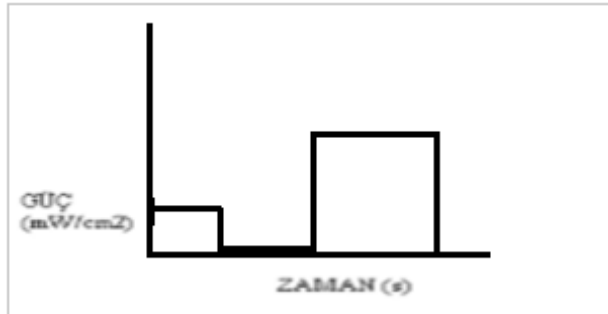
Şekil 1.7. Ramp curing polimerizasyon

3. Exponential mod: Işık yoğunluğu ilk 5-10 sn'de en düşük değerden en yüksek değere parabolik bir şekilde artar ve ışıklandırma süresi bitene kadar maksimum yoğunluklu seviyede kalır (Şekil 1.8) (Caughman ve Rueggeberg 2002; Nalçacı ve ark., 2004).



Şekil 1.8. Exponential polimerizasyon

4. Pulse delay-Ara verilmiş aşamalı ışık: Kısa süreli düşük şiddette ışık uygulamasının ardından bir süre beklendikten sonra yüksek şiddette ışık uygulanır (Şekil 1.9).



Şekil 1.9. Pulse delay polimerizasyon

1.8. Polimerizasyon Dönüşüm Derecesi (Degree of Conversion)

Kompozit rezinlerde polimerizasyonun aktive edilmesiyle monomerlerdeki karbon-karbon çift bağları (C=C) tek bağlara sahip (C-C) polimer zincirlerine dönüşür. Monomer dönüşüm derecesi bu çift bağların tek bağlara dönüşüm oranının ifadesidir.

Monomerlerin polimerlere dönüşüm derecesi materyalin fiziksel özelliklerini ve biyoyumluluğunu etkilemektedir. Yüksek dönüşüm derecesi rezin materyalin, daha dirençli ve aşınmaya dayanıklı olmasını ve daha iyi performansa sahip olmasını sağlar. Düşük monomer dönüşümüne sahip materyallerin yüzey sertliği azalmakta, aşınma miktarı artmakta ve dayanıklılığı azalmaktadır.

Bis-GMA esaslı kompozit rezinlerin monomer dönüşüm derecelerinin %43 ile %78 arasında değiştiği bildirilmektedir. Monomer yapısı aynı olan kimyasal kompozitler ile ışıkla aktive olan kompozit rezinler arasında yeterli ışık uygulanması durumunda monomer dönüşüm derecelerinde farklılık gözlenmemektedir (Ferracane ve Greener, 1984; Ferracane, 1985; Chung ve Green 1990; Albers, 2002; Anusavice ve ark, 2013).

Karbon çift bağlarının dönüşüm derecesi; rezin içerikli materyalin yapısı (monomer yapısı, doldurucuların tipi ve oranı), fotoinitiatör ve inhibitörlerin tipi ve oranları, ışığın dalga boyu, yoğunluğu ve uygulama süresi, renk gibi faktörlere bağlı olarak değişiklik gösterebilir (Kim,ve Watts ,2008; Stansbury ve Dickens , 20019).

1.9. Dönüşüm Derecesini Belirleme Yöntemleri

Dönüşüm derecesini belirlemek için farklı yöntemler tanımlanmıştır (Stansbury ve Dickens, 2001; Bouschlicher ve ark., 2004; Moraes ve ark., 2008):

Direkt Yöntemler

1. Infrared Spektroskopisi

2.Kromatografi

3.Lazer Raman Spektroskopisi

4.Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (Fourier Transform Infrared Spectroscopy, FTIR)

İndirekt yöntemler

1.Kazıma (Scrapping)

2. Penetrometre

3.Yüzey Sertliği

1.9.1. Direkt Yöntemler

Kompozit rezinlerde dönüşüm derecesini belirlemek için birçok teknik kullanılabilir. Bu teknikler arasında gaz-sıvı kromatografi (Gas-liquid chromatography (GLC)), yüksek performanslı sıvı kromatografi (High-performance liquid chromatography (HPLC)) reaksiyona girmemiş monomer tespiti için başarı ile uygulanan tekniklerdir (Austin ve Basker, 1980; Shim ve Watts, 1999). Bu tekniklerin yanı sıra differansiyel termogravimetrik analiz (DTA-TG) tekniği de dönüşüm derecesini belirlemek için sıklıkla kullanılmaktadır (İmızato 2001).

Gaz ve likit türleri olan kromatografi cihazları, hazırlanan örneklerin çeşitli sıvı ortamlarda, belirlenen sürelerde bekletilmesinden sonra, bekletilen sıvı içine geçen reaksiyona girmemiş monomer miktarının tespitini sağlarlar (Gerzina ve Hume, 1994). Bunların dışında, Fourier Transform infrared (FTIR) ve Raman spektroskopisi polimerize olabilen dental malzemelerde dönüşüm miktarlarını kolaylıkla hesaplamak için son yıllarda sıklıkla kullanılan spektroskopik yöntemlerdir (Chung ve Greener, 1988).

Lazer Raman spektroskopisi örneklerin bağlanma yapısını ve kompozisyonunu analitik olarak belirleyen vibrasyonel bir teknik olup kompozit rezinlerin dönüşüm profillerinin incelenmesi için kullanılır (Pianelli ve ark., 1999; Miyazaki ve ark., 2003).

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

Kızılötesi spektroskopisi analizleri bir maddedeki moleküller ve konsantrasyonu hakkında bilgi edinmemizi sağlayan analizlerdir. Birçok kızılötesi spektroskopisi arasından en yaygın kullanılanı FTIR spektroskopisidir (Smith, 2011).

FTIR spektroskopisi gaz veya katı formlarda bulunan materyallerin incelenmesi için sıklıkla kullanılan bir alettir. Çalışma prensibi, materyalin atomları arasındaki kimyasal bağların doğal titreşimiyle elektromanyetik ışınım arasındaki etkileşime dayanmaktadır.

FTIR analizinde molekül üzerine kızılötesi ışık gönderilmektedir. Molekülün absorbe ettiği ışık sürekli titreşim hareketi yapan molekülün titreşim frekansına, dolayısıyla titreşimin enerji seviyesine bağlıdır. Bu titreşim frekansı ve enerji seviyesi her bir kimyasal gruba ve etrafındaki komşu grupların türüne bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Bu titreşimler cihaz tarafından ölçülür ve bu değerler materyalin kimyasal bağları ile ilgili bilgi verir.

FTIR dönüşüm derecesi, polimerize rezin kompozit içersinde kalmış C=C çift bağ konsantrasyonunun, polimerize edilmemiş materyal içindeki C=C toplam çift bağ konsantrasyonuna bölünmesiyle hesap edilir. Eşik çift bağ dönüşüm oranı %55 olarak rapor edilmiştir (Moraes ve ark., 2008).

Rezin esaslı materyallere yapılan FTIR spektroskopisi analizlerinde iki absorbsiyon bandı önemlidir. Bunlar, 1638 cm^{-1} dalga boyunda metakrilat gruplarına ait alifatik çift karbon grupları ve 1609 cm^{-1} dalga boyunda aromatik gruplardır. Polimerize edilmeyen materyalin ve polimerize edilen materyalin iki absorbsiyon band değeri kaydedilir, DC formülü uygulanır ve bu şekilde rezin esaslı restoratif materyalin FTIR uygulanan bölgesi için konversiyon derecesi saptanır. (Witzel ve ark., 2005).

FTIR analizinde örneklerin hazırlanmasındaki ve opak, ışığı geçirmeyen örneklerin incelenmesindeki problemler, Attenuated Total reflectance (ATR) aksesuarlarının kullanılmaya başlanması ile çözülmüştür (Schmitt ve Flemming, 1998). ATR spektrometresi total iç yansıma prensibiyle çalışmaktadır (Thongnopkun ve Ekgasit, 2005; Ghauch ve ark., 2006).

ATR-FTIR spektrometresi kızılötesi ışın kullanan en güçlü materyal tanımlama IR sistemlerindendir ve çok az miktardaki örnekle hızlı bir şekilde ölçüm yapma (Vigano ve ark. 2005), ölçümlerin tekrarlanabilir olması ve ölçüm hassasiyeti açısından güvenilir olması nedeniyle tatmin edici bir yöntem olarak kabul edilmektedir (Ghauch ve ark. 2006).

1.9.2. İndirekt yöntemler

Kazıma testi: Bu yöntemle belirli derinlikte kalıplarda polimerize edilen kompozit reçinenin kalıptan çıkarıldıktan sonra yumuşak olan kısmının plastik bir spatülle kazınıp kalan kompozit kalınlığının ölçülmesiyle polimerizasyon derinliğini ölçmek amaçlanmaktadır (Pianelli ve ark. 1999).

ISO 4049'a göre kompozit rezinler için sertleşme derinliği minimum 1,5 mm olmalıdır. (Heintze ve Zimmerli 2011). Araştırmacılar kazıma metodunun sertlik testiyle kıyaslandığında polimerizasyon derinliğini olduğundan fazla değerde gösterdiğini belirtmişlerdir (Leung ve ark. 1984; Dewald and Ferracane 1987; Garcia ve ark. 2014).

Penetrometre testinde ise, test örnekleri belli bir ağırlık ile yüklenen 0,5 mm çapında bir iğne içeren penetrometre cihazının merkezinde konumlandırılır. İğne materyalin polimerize olmamış kısmı içerisine indirilir. Belli bir süre sonunda, polimerizasyon derinliği, her ölçüm öncesinde sıfırlanan kadranlı bir ölçekten okunur (Koupis ve ark., 2004).

1.10. Yüzey sertlik ölçümü ile dönüşüm derecesi belirleme

Sertlik, materyalin deformasyon veya penetrasyona karşı yüzeyinde göstermiş olduğu direnç olarak tanımlanmaktadır (Callister, 2014). Ayrıca, materyalin plastik deformasyona karşı gösterdiği direnci de belirtmektedir. Bir maddenin sertliğini etkileyen özellikler arasında dövülebilirlik, dayanıklılık, orantı sınırı, çekilebilirlik, aşınma ve kesilmeye karşı olan direnç sayılabilir. Materyallerin mekanik özelliklerinin tespit edilmesinde, yaygın olarak sertlik yöntemleri kullanılmaktadır.

Sertlik ölçümleri yapılırken, deforme olmayan küresel veya konik şekilli bir ucun, test örneğine batırılması karşısında, materyalin gösterdiği direnç ölçülür. Uygun

olarak seçilen sert uç belli bir zaman süresince, belirlenen miktarda kuvvet ile materyale batırıldığında, materyal üzerinde iz bırakır. Bu izin boyutları ölçülerek deneysel bir sertlik numarası elde edilir. (O'Brien, 2002; Anusavice ve ark., 2003; McCabe ve Walls, 2013).

Materyalin sertliği, bu izin büyüklüğü ile ters orantılıdır. Yüzey sertliği ölçümlerinde, örnek yüzeyinden birden fazla ölçüm yapıp ortalamaları alınır. Bu testlerden hangisinin seçilmesi gerektiği, test edilen materyale bağlıdır. Dental materyallerin yüzey sertliğini ölçmekte en sık kullanılan yöntemler Barcol, Brinell, Rockwell, Shore, Vickers ve Knopp testleridir.

Shore ve Barcol testleri diş hekimliği endüstrisinde kauçuk ve plastik malzemelerin kalite kontrolünde sertlik ölçümü yapmak için kullanılmaktadır. Brinell ve Rockwell testleri makrosertlik testleri olarak tanımlanırken Vickers ve Knopp testleri mikrosertlik testleri olarak tanımlanmaktadır (Sakaguchi ve Powers 2012; Anusavice ve ark. 2013)

1.10.1. Vickers Sertlik Ölçüm Testi

Vickers testi, oldukça sert, ince ve kırılğan materyallerin ölçümlerinde veya daha hassas ölçümler için kullanılır. Elastik materyallerin sertliğinin ölçülmesinde uygun bir yöntem değildir (Anusavice ve ark. 2003; Megap 2006). Vickers sertlik cihazı kompozit rezin örneklerdeki ölçümlerde en sık kullanılan cihazdır.

Vickers testinde 136°'lik açıya sahip kare tabanlı piramit şeklinde elmas uç kullanılmaktadır. 136°'lik açıya 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 ölçülür ve ortalaması alınarak vickers değeri hesaplanır. Malzemenin sertliğini gösterecek ortalama bir d değeri için çok sayıda izin ölçümü yapılmalıdır (Okada ve ark., 2001; Müjdecı ve Okay, 2005).

Örnek yüzeyinde farklı alanlarda 3 ila 5 ölçüm yapılarak elde edilen değerlerin ortalaması o örneğe ait sertlik değeri olarak kaydedilir. Vickers sertlik değerleri VHN olarak kaydedilir. Bu test metodunda elde edilen değerlerin güvenilir olması, örnek yüzeyinde bir bozulmaya neden olmadığından dolayı tekrar edilebilirliği, kullanılan elmas ucun zaman içerisinde yıpranmaması gibi avantajlara sahiptir ve diş dokuları, kompozit ve seramik gibi sert materyallerin test edilmesi için uygun yöntemlerdir (Sakaguchi ve Powers 2012; Callister ve Rethwisch 2014).

Vickers Sertlik Değeri (HV) aşağıdaki formül ile hesaplanır.

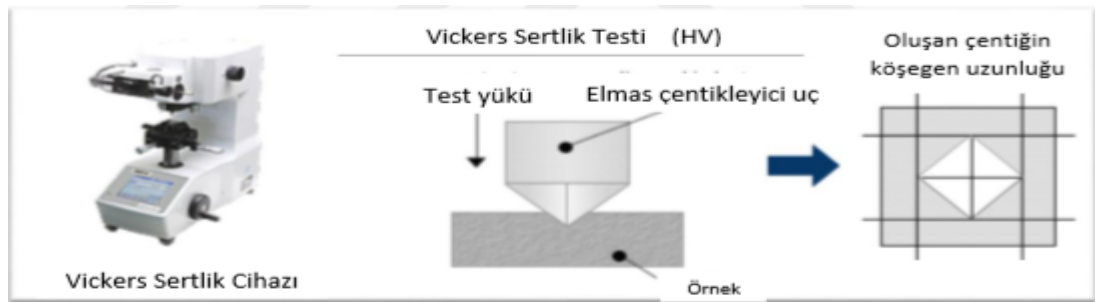
$$P_{\max} = c \cdot h_{\max} + c \cdot h_{\max}^2 \quad HV = 2 \cdot P_{\max} / \alpha^2$$

$P_{\max}$ = Uygulanan maksimum kuvvet

$h_{\max}$ = Maksimum batma derinliği

c = Denklemin sabiti

α = Elmas ucun köşegenleri arasındaki açının yarısı ($\alpha=68^\circ$)dır (Ang ve ark., 2009).



Şekil 1.10. Vickers sertlik cihazı ve elmas çentikleyici ucun şematik çizimi

1.10.2. Knoop Sertlik Testi

Karşılıklı yüzleri 130° ve 172° açılarla bulunan uzatılmış 4 yüzlü piramit şeklinde ucu vardır. Uygulanan kuvvet genelde 1 kg' dan azdır. Knoop sertlik

değerinin ölçülmesi aşamalı ve zor olduğu için, hazır ölçüm tablosundan veya özel hesap makinelerinden faydalanılması avantaj sağlar. Materyalde 0,01-0,1 mm büyüklüğünde 4 yüzlü bir çentik oluşturulur. Bu çentiğin boyu eninin 7 katıdır, derinliği ise boyunun 1/ 30' u kadardır (Wang ve ark. 2003). Bu oluşan çentiğin en uzun yanı, kalibre edilmiş mikroskopta hesaplanır (Poskus ve ark. 2004).

En son Knoop sertlik değeri ise $KHN = 14,229 (F / D^2)$ formülünden hesaplanır. F' in anlamı: uygulanan kuvvet (kilogramkuvvet olarak ölçülen) ve D2 iz alanı (mm² de ölçülen). Uygulanan kuvvet genellikle Knoop sertlik değeri için kabul edilmiş belirli bir kuvvettir. Kompozit materyaller için bu kuvvet 50-400 gf arasında değişmektedir (Price ve ark. 2003; Cavalcanti ve ark. 2005).

Knoop testinin, ağız gargaralarının kompozit materyallerine olan etkisini, diş macunlarının mineye olan etkisini, içeceklerin mine ve dentine etkilerini, ışık kaynaklarının kompozit materyalinin polimerizasyonuna etkisini ölçmede kullanabileceğimiz, temel kullanım alanları vardır (Neo ve ark. 2005; Schneider ve ark. 2006).

1.10.3. Brinell Sertlik Ölçüm Testi

Bu sertlik ölçümünde, belli bir yük altında ve belli bir çaptaki küresel karbit veya sert çelik bir bilye tarafından, cilalanmış ve parlatılmış materyal yüzeyine kuvvet uygulanır ve oluşan küresel şeklin çapı ölçülür. Bu ölçüm düşük büyütme, mikrometre ölçekli taşınabilir bir mikroskop kullanılarak yapılır.

Diş hekimliğinde genellikle metalik malzemelerin ve alaşımların sertliklerinin ölçümünde kullanılmaktadır. Ancak kırılman veya elastik yapıları materyaller için uygun değildir. Sert çelik bilya üzerinde uygulanan yük ile kırılman materyal parçalanmakta, elastik maddelerde ise çöken kısım eski halini aldığından ölçüm yapılması mümkün olmamaktadır (Rawls, 2003).

1.10.4. Rockwell sertlik testi:

Rockwell sertlik testinde küresel veya konik formda farklı uçlar bulunmaktadır. Küresel çelik uçlar yumuşak ve orta sertlikte materyallerin, konik elmas uçlar ise sert

materyallerin ölçümünde kullanılır. Metal ve metal alaşımlarının olduğu kadar diş hekimliğinde plastik yapıların ölçümünde de kullanılabilir.

Bu testin avantajı sertlik değerinin direkt okunması nedeniyle viskoelastik materyallerin ölçümü için iyi bir yöntem olması, dezavantajı ise testin zaman alıcı olması ve oluşan çentiğin izinin yük kaldırıldıktan sonra çabuk yok olmasıdır (Sakaguchi ve Powers 2012).

1.10.5. Barcol Sertlik Ölçüm Testi

Barcol sertlik ölçüm testi yay şeklinde, yüklenebilir, sivri bir çelik ucun penetrasyon direncinin ölçümüyle sertlik değerlerinin elde edildiği bir yöntemdir. Örnek cihazın çentik açıcı cisminin altına konulur ve standart bir basınç kadrandaki değer maksimuma ulaşana kadar uygulanır.

Barcol sertlik değerleri plastik endüstrisinde çok yaygın bir şekilde kullanıldığı gibi, kompozit reçinelerin polimerizasyon derecesini ölçmek için de kullanılmaktadır. Taşınabilir olması ve ölçümlerin direkt gözlenebilir olması gibi avantajlarından dolayı birçok çalışmada Barcol yüzey sertlik ölçüm cihazı kullanılmıştır (Deliktaş ve Ulusoy 2006).

1.11. Polimerizasyon Derinliği (Depth of Cure) (DOC)

Bir kompozit rezinin, monomerden polimere dönüşebilmiş kalınlığı, polimerizasyon derinliğidir ve polimerizasyonun derecesini belirlemektedir. Polimerizasyon derinliği (DOC), ışığın materyalden geçişi sırasında absorbe olması ve materyalden saçılması nedeniyle sınırlanmaktadır.

Işık absorpsiyon ve saçılımına etki eden faktörler ise; kompozit rezinin doldurucu tipi, şekli ve miktarı, kompozit materyalin fotobaşlatıcı tipi ve konsantrasyonu, kompozit rezinin rengi ve kaviteye yerleştirilen kalınlığı, organik matriks ile inorganik doldurucu arasındaki kırınma katsayısı uyumsuzluğu, ışık cihazı ve ışık uygulanma süresidir (Moore ve ark. ,2008; Shortall ve ark., 2008).

Geleneksel kompozit rezinlerin polimerizasyon derecelerinin 2-3 mm'den daha büyük derinliklerde kabul edilemeyecek seviyelere düştüğü bildirilmiştir (Kenneth ve

ark., 2003). Günümüzde üretici firmalar bulk fill kompozit rezinleri 4-6 mm'lik derinliklere kadar uygulamada kabul edilebilir dönüşüm derecesi oluşturduğu iddiası ile piyasaya sürmüşlerdir.

1.11.1. Polimerizasyon Derinliğinin Alt ve Üst Yüzey Mikrosertlik Değerlerine Göre Belirlenmesi

Sertlik ölçümleri dönüşüm derecesini indirekt belirleme yollarından biri sayıldığından, polimerizasyon derinliğini ölçmek için de kullanılabilir (Flury ve ark., 2012).

Yüzey sertliği ölçümlerinde örnek yüzeyinden çok sayıda ölçüm yapılarak bir ortalama alınır. Sonrasında, alt yüzey / üst yüzey sertlik oranının değerlendirilmesi, geleneksel olarak, polimerizasyon derinliğini veya ışıkla polimerizasyon etkinliğini değerlendirmek için kullanılır. Bu yöntem, günümüzde ışıkla sertleşen materyallerin polimerizasyonunun etkinliğini değerlendirmek için kullanılan en yaygın yöntemlerdendir. Dönüşüm derecesinin alt yüzey / üst yüzey sertliği oranına göre belirlenen 0,8 ($\times 100 = \%80$)'lik eşik değeri, ışıkla polimerize edilmiş kompozit rezinlerde yeterli polimerizasyon için bir ölçüt olarak alınmıştır (Bouschlicher ve ark., 2004; Moore ve ark., 2008).

1.12. Polimerizasyon Büzülmesi ve Etkileyen Faktörler

Polimerizasyon büzülmesi, monomerin polimere dönüşümü sırasında hacimsel olarak %1,5-3 oranında materyal yapısında büzülme meydana gelmesidir. Kompozit rezinlerde polimerizasyon esnasında monomer yapıdan polimer yapıya geçerken meydana gelen büzülmeye “polimerizasyon büzülmesi” denir. Kavite duvarı ile rezin arasındaki adezyon kuvvetleri, büzülmenin serbest olarak gelişmesini engeller ve internal streslerin oluşmasına sebep olur .

Kimyasal kompozit rezinlerde merkezden perifer doğru, ışıkla aktive edilenlerde periferden merkeze doğru polimerizasyon gerçekleşir. Büzülme mekanizması da polimerizasyon mekanizması ile aynı yönde gerçekleşmektedir.

Rezin kompozitlerin en önemli dezavantajı polimerizasyon büzülmesidir. Problemlerin çoğu ya direkt ya da indirekt olarak polimerizasyon büzülmesi ve

polimerizasyon b z lmesi sonucu di sert dokusu ile restorasyon ara yüzeyinde oluşan stres ile ilişkilidir. Büzülen materyalin kavite içerisine duvarlara ba lanarak hapsedilmesi sonucu oluşan bu polimerizasyon kaynaklı stresin birçok klinik komplikasyona neden olduğu d   n lm  t r (Dayangaç, 2011).

Bu stres dolgu ve kavite duvarlarının birbirine yeterli derecede adaptasyonunu engeller. Adaptasyonun yetersiz olması bakterilerin, s v ların, iyon ve moleküllerin geçmesine neden olacak bir aralığın oluşmasına yol açar. Termal ve mekanik stresler altında artan bu mikroaralık renklenme, sekonder çürük gelişimi, restorasyonun kırılması, postoperatif hassasiyet hatta pulpal patolojilere yol açan mikrosızıntının temel nedenidir (Gökay, 1992; Rueggeberg, 1999).

Rezin kompozitin polimerizasyon b z lmesini ve bağlanma yüzeyinde meydana getirdiği mekanik stresleri etkileyen birçok faktör vardır (Carvalho ve ark., 1996).

1.12.1. Kavite konfigürasyon faktörü

Polimerizasyon streslerinin oluşmasında konfigürasyon faktörünün (C-Faktörü)  nemi birçok araştırmacı tarafından belirtilmiştir. Kavite  ekli ile stres oluşumu arasında ilişki vardır. C-Faktörü restorasyonun ba landı ı yüzeylerin serbest yüzeylere oranı olarak ifade edilmektedir. Başka bir deyişle C-Faktörü restorasyonlardaki ba lanmış ve ba lanmamı  yüzey alanlarının oranıdır .C-Faktörün artması ile b z lme stresi olumsuz etkilenmektedir. Bu faktörün belli bir limiti a ması materyalin akıcılı ını engeller ve b z lme streslerinin artmasına sebep olur. Düz ve derin olmayan kaviteler, kompozit-dentin bağlantısı için idealdir. Bu gibi kavitelerde b z lme, kompozitin serbestçe bir yöne akmasına izin verecek şekilde bir yönde sınırlanır. C-Faktörü 3'  n üzerinde olduğu zaman b z lme stresleri hızla artarken, 1' in altında olduğu zaman ise stres değerleri azalır (Feilzer ve ark.,1987).

1.12.2. Kavite boyutu

Polimerizasyon b z lmesi kavitenin genişliği, derinliği ve şeklinden etkilenmektedir. Kavite ne kadar dar ve yüzeysel olursa b z lmesi de o kadar az olacaktır (Dayangaç,2000; Bayne ve Thompson,2006).

1.12.3. Uygulama tekniği

Bulk tekniği, kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerin ve bulk fill özelliğe sahip kompozit rezinlerin kaviteye tek tabaka halinde yerleştirilmesi esasına dayanır (El-Safty ve ark., 2012). Tabakalama tekniği (inkremental teknik) tekniği ise 2 mm kalınlığındaki kompozit rezin tabakaların ayrı ayrı polimerizasyonuna dayalı bir tekniktir ve polimerizasyon büzölmesini azaltmasının yanı sıra restorasyonun kenar uyumunu artırma, polimerizasyon streslerine bağlı oluşan kasp hareketlerini azaltma ve monomer dönüşüm derecesini artırma gibi avantajlara sebep olmaktadır.

1.12.4. Işıkla polimerizasyon tekniği

Günümüzde üretilen ışık kaynakları yüksek güce sahip ışık kaynaklarıdır. Ancak bu yüksek ışık şiddetinde uygulama süresinin kısalması ve derin polimerizasyon gibi avantajlar olmasıyla birlikte, polimerizasyon çok hızlı olacağından büzölme değerlerinin artması ve büzölme streslerinin diş yapısına ve bağlanma yüzeylerine iletilmesi gibi dezavantajlar da bulunmaktadır. Bu dezavantajları gidermek amacıyla soft start adı verilen farklı polimerizasyon teknikleri geliştirilmiştir. Uzun süre ışık uygulamanın büzölmeyi artırdığı belirtilmiştir. Ancak polimerizasyon süresini kısaltarak büzölmeyi önlemeye çalışmak da doğru değildir, bu durum artık monomerlerin pulpa üzerindeki olumsuz etkilerine, restorasyon-diş bağlantısında defektlerin oluşmasına ve bağlanmadaki başarısızlığa bağlı olarak da kenar sızıntısına, renklenmeye, post operatif hassasiyete, sekonder çürüğe ve aşınmaya yol açabilir (Dayangaç 2000).

1.12.5. Kompozit içeriği

Kompozit rezinin içediği inorganik partikül miktarı polimerizasyon büzölmesini etkileyen bir faktördür. Genel olarak, daha yüksek oranda doldurucu partikül içeren rezinlerde daha az polimerizasyon büzölmesi meydana gelir.

Bu durum, doldurucu partikül hacmi fazla olduğuunda, rezin matriks hacminin azalması ile açıklanabilmektedir. Ancak doldurucu miktarı çok fazla arttırılmamalıdır. Çünkü rezin ve doldurucu dengesi bozulduğuunda kompozit rezinin fiziksel ve kimyasal özellikleri bozulmaktadır (wNoort, 1994; Aw ve Nicholls, 2001; Weinmann ve ark., 2005).

Polimerizasyon büzülmesinin miktarı, kompozitin organik fazı ile doğrudan ilişkili bir kavramdır. Rezinin hacimsel miktarı, metakrilat gruplarının konsantrasyonu, monomerin ortalama molekül ağırlığı önemli değişkenlerdir (Peutzfeldt, 1997).

Daha k    k partiküllü monomerlerin kullanımı viskoziteyi azaltmakta ve polimerizasyon b z lmesini arttırmaktadır. Büyük moleküler ağırlıklı monomerlerin karışıma eklenmesi rezinin b z lme oranını azaltabilmektedir.

TEGDMA, Bis-GMA ile karşılaştırıldığında daha düşük moleküler ağırlıklı bir monomer olduğundan TEGDMA içeren rezinlerin polimerizasyon b z lme miktarları daha fazla olmaktadır. UDMA yüksek molekül ağırlığına sahip olmakla birlikte Bis-GMA'ya oranla akıcı olduğundan diluent madde kullanımı gerektirmez. UDMA düşük b z lme özelliğinin yanı sıra Bis-GMA'ya oranla düşük su emilimi gösterdiği ve daha sert yapıda olduğu için tercih edilebilir (Craig, 1981; Peutzfeldt, 1997).

2. MATERYAL METOD

Bu in vitro çalışma, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür. Mikrosertlik değerlerinin ölçümleri Ankara Üniveristesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar -Ge laboratuvarında, Vickers sertlik cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada, 4 mm kalınlığında hazırlanan 3 farklı bulk fill kompozit rezin materyal (FiltekBulkfill posterior 3M-ESPE, Seefeld, Germany, GrandioSO x-tra, Voco (Cuxhaven Germany), Admira Fusion x-tra, Voco (Cuxhaven, Germany) kullanılmıştır (Çizelge 2.1). Çalışmada kompozit numuneler 1200 mW/cm² gücünde LED (Monitex Blue Lex GT 1200, Taiwan) ışık cihazı kullanılarak farklı polimerizasyon modlarıyla (sürekli, ramp, pulse) polimerize edilmiştir. Vickers mikrosertlik cihazı kullanılarak alt ve üst yüzey sertlikleri incelenmiştir; sonrasında alt yüzey/üst yüzey formülüne göre klinik olarak kabul edilebilir yüzey sertliği oranları hesaplanmıştır.

Materyal	Üretici Firma	Bileşimi (Rezin Sistemi) ve Doldurucu Tipi	Doldurucu Oranı (Ağırlıkça)	Görsel
Admira Fusion x-tra (AF)	Voco, Cuxhaven Almanya	Ormocer rezin matrisi, Organik olarak modifiye edilmiş silisik asit, Silikon oksit nano dondurucular, cam seramik dondurucular (1 µm)	%84	
Filtek Bulkfil Posterior (FB)	3M ESPE, Seefeld, Almanya	AUDMA, AFM, UDMA ve 1, 12 dodekan-DMA (DDDMA) Farklı nanofil boyutlarda silika ve zirkonyum dondurucular YbF3	%77	
GrandioSO x-tra (GS)	Voco, Cuxhaven Almanya	Bis-GMA, Bis-EMA, Organik olarak modifiye edilmiş silisik asit, Aliphatic Dimethacrylate	%86	

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan bulk fill rezin kompozit materyaller

2.1. Çalışmada Kullanılan Cihazlar

2.1.1. Işık cihazı

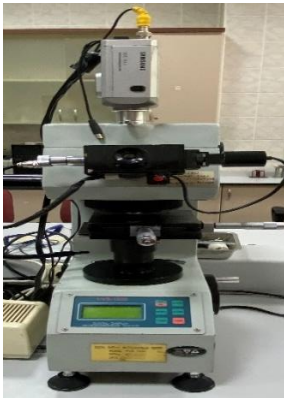
Örneklerin polimerizasyonunda LED ışık cihazı (Monitex Blue Lex GT- 1200, Tayvan) kullanılmıştır. Üzerinde ışık gücü ölçer mevcuttur ve 1200 mW/cm^2 dir. Dalga boyu aralığı 450–470 nm’dir. Sürekli, ramp ve pulse olarak 3 farklı çalışma modu bulunur (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Monitex Blue Lex GT-1200 ışık cihazı

2.1.2. Vickers sertlik cihazı

Örneklerin alt ve üst yüzey sertlik değerlerinin değerlendirilmesinde, kuvvet miktarı ve uygulama zamanının kontrol edilebildiği bir mikrosertlik cihazı (HVS 1000 Microhardness Tester, Bulut makine, İstanbul, Türkiye) kullanılmıştır (Şekil 2.2).

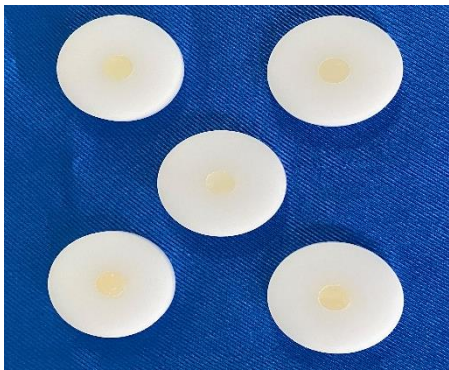


Şekil 2.2. Vickers Mikrosertlik Cihazı

2.2. Örneklerin Hazırlanması

Kompozit örneklerin mikrosertlik değerlerini değerlendirmek için, 7 mm çapında, 4 mm kalınlığında teflon kalıplar hazırlanmıştır (Şekil 2.3). Siman camı üzerine şeffaf selüloid bant ve bunun üzerine konulan teflon kalıp içerisine kompozit rezinler (Filtek Bulk Fill Posterior A2, Admira Fusion x -tra Bulk Fill evrensel renk tonu, GrandioSO X-tra bulk fill evrensel renk tonu) paslanmaz çelik ağız spatülü yardımı ile uygulanmıştır. Üst yüzey üzerine tekrar şeffaf selüloid bant yerleştirilmiş ve basınç uygulamak amaçlı bandın da üstüne 1 mm kalınlığında cam lamel kapatılarak bastırılmıştır. Örneklerin hepsinde basınçla kalıptan taşan fazla materyal spatül aracılığı ile uzaklaştırılmış, arada boşluk oluşumuna neden olmayacak şekilde adapte edilmiştir.

Hazırlanan teflon kalıplara 3 farklı kompozit rezin materyali yerleştirildikten sonra, her bir örnek LED (Monitex BlueLex GT-1200) ışık cihazıyla polimerize edilmiştir. Örnekler M1 (sürekli) moduyla 1200 mw/ cm² güçte 20 sn polimerize edilmiştir. M2 (ramp) moduyla 1200 mw/ cm² güçte 20 sn polimerize edilmiştir. M3 (pulse) moduyla da 1200 mw/cm² güçte 20 sn polimerize edilmiştir. Şeffaf selüloid band kullanımının amacı kompozit rezin yüzeyinde sertlik değeri düşük oksijen inhibisyon tabakası oluşumunu önlemektir. Belirtilen şekilde her bir kompozit rezin materyal için 15 adet (n=5), toplamda 45 adet örnek hazırlanmıştır. Polimerize edilen örnekler farklı bölmelere sahip ışık geçirmeyen bir kutuda her bir örnek farklı bir bölmede olacak şekilde 24 saat boyunca, distile suda, 37°C’de bekletilmiştir.

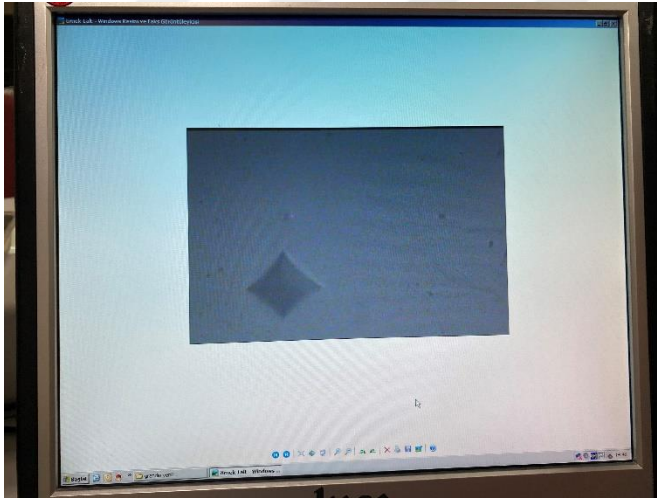


Şekil 2.3. Kompozit rezinlerle doldurulmuş teflon kalıplar

2.3. Mikrosertlik Ölçümlerinin Yapılması

Ölçümler ISO 14577 (2015) kurallarına uygun olarak yapılmıştır. Mikrosertlik ölçümleri yapılacak polimerize edilmiş ve 24 saat distile suda bekletilmiş örnekler deforme olmasını önlemek amacıyla teflon kalıptan çıkarılmadan, mikrosertlik cihazının (HVS 1000 Microhardness Tester, Bulut Makine, Türkiye) Vickers çentik açıcı ucu altına yerleştirilmiştir. Örneklerle 300 gr (2,942 N) yük 15 sn boyunca uygulanarak, her örneğin alt ve üst yüzeylerinde 3 ayrı noktadan ölçüm yapıldı.

Örneklerin yüzeylerine dik konumlandırılmış Vickers çentik açıcı uç ile dörtgen şekilli çentikler açılmıştır. Çentik açıldıktan sonra mikrosertlik cihazının x40 büyütmeli merceği altına yerleştirilen örneklerde oluşan dörtgen şeklindeki çentiklerin köşegen uzunluklarının, sertlik cihazının x-y-z düzleminde hareket eden kolları yardımıyla manuel olarak belirlenmesi sonrası, cihaz tarafından otomatik olarak Vickers sertlik (HV) değeri hesaplanmıştır (Şekil 2.4). Bu ölçümler her bir örneğin alt ve üst yüzeyinde 3 farklı noktadan yapılmıştır. Her bir yüzeyden yapılan 3 ölçümün ortalaması örneğin o yüzeyinin sertlik değeri olarak belirlenmiştir.



Şekil 2.4. Kompozit örneklerde oluşturulan izin ekran görüntüsü

2.4. İstatiksel Değerlendirme

Çalışmada elde edilen veriler değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS yazılım programı (SPSS 21.0 for Windows/SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) kullanılmıştır.

Çalışmada verilerin normal dağılıp dağılmadığının tespiti için Kolmogorov Smirnov testi kullanılmıştır. Normal dağılan verilerin değerlendirilmesinde gruplar arasındaki farklılıklar Tek Yönlü Varyans Analizi (One Way ANOVA), farkın hangi grup veya gruplardan kaynaklandığını belirlemek amacıyla Tukey Testi kullanılmıştır.

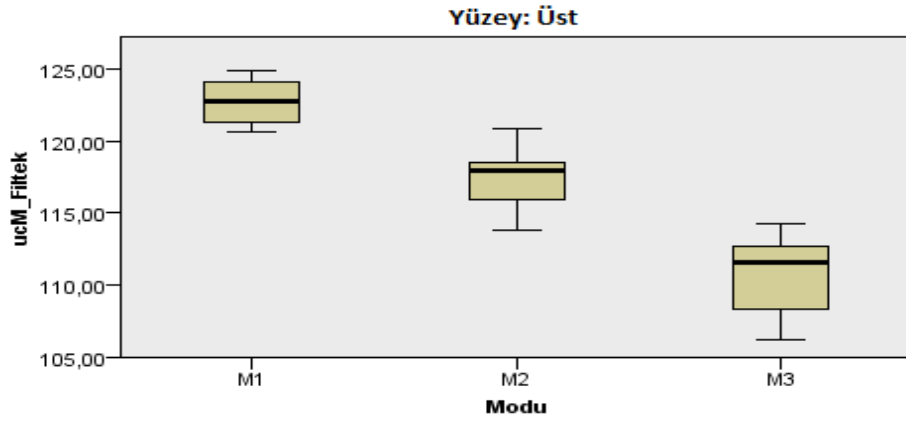
Tüm istatistiksel karşılaştırmalar için $p < 0,05$ kriteri kullanılmıştır.

3. BULGULAR

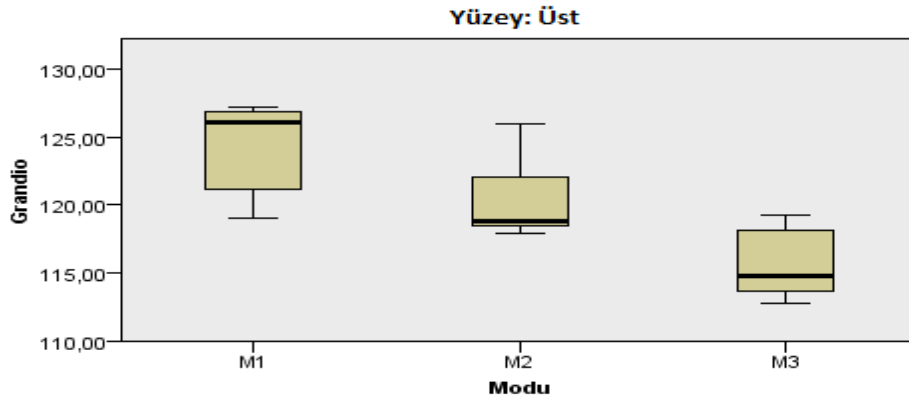
3.1. Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Farklı Polimerizasyon Türlerinde Üst Yüzey Sertlik Bulguları

Çalışmamızda kullanmış olduğumuz 3M Filtek bulk fill kompozitin farklı polimerizasyon türlerinde üst yüzey sertlik bulguları Şekil 3.1’de gösterilmiştir. Çalışmamızda kullanmış olduğumuz GrandioSO bulk fill kompozitin farklı polimerizasyon türlerinde üst yüzey sertlik bulguları Şekil 3.2’de ve Admira Fusion bulk fill kompozitin farklı polimerizasyon türlerinde üst yüzey sertlik bulguları Şekil 3.3’ de gösterilmiştir.

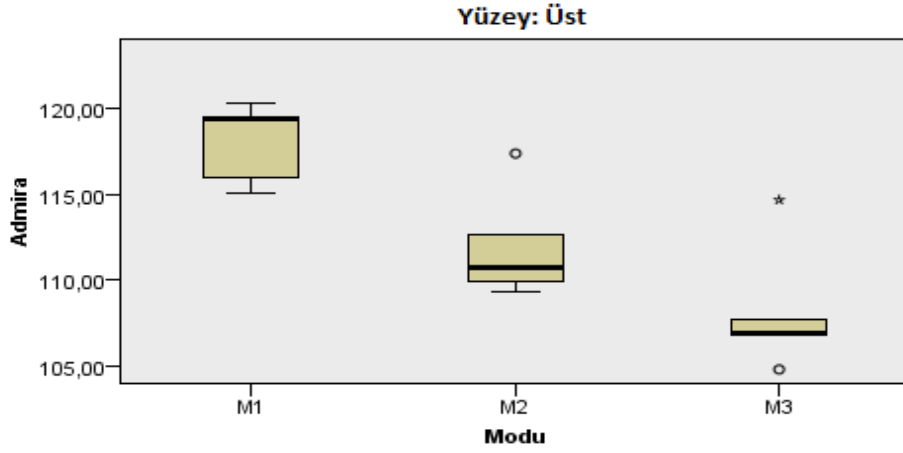
Çalışma bulgularına göre 3M Filtek, Admira Fusion ve GrandioSO bulk fill kompoziti için en yüksek üst yüzey sertlik bulguları M1 modunda bulunmuştur.



Şekil 3.1. M1, M2 ve M3 modunda 3M Filtek üst yüzey sertlik bulguları



Şekil 3.2. M1, M2 ve M3 modunda GrandioSO üst yüzey sertlik bulguları



Şekil 3.3. M1, M2 ve M3 modunda Admira Fusion üst yüzey sertlik bulguları

3.2. Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Farklı Polimerizasyon Türlerinde Üst Yüzey Sertlik Değerlerinin Karşılaştırılması

Çalışmamızda kullanmış olduğumuz farklı bulk fill kompozitlerin üst yüzey sertlik değerleri ve polimerizasyon modlarının ikili karşılaştırılması Çizelge 3.1’de gösterilmiştir.

Kompozit	Mod	Üst Yüzey				ANOVA		İkili Karşılaştırma
		n	Mean	St. Dev.	St. Err	F	p	
3m_Filtek	M1	5	122,7550	1,79386	,80224	26,317	,000	M1-M2 M1-M3 M2-M3
	M2	5	117,4240	2,67063	1,19434			
	M3	5	110,6138	3,28006	1,46689			
Admira	M1	5	118,0118	2,36180	1,05623	12,103	,001	M1-M2 M1-M3
	M2	5	112,0134	3,25330	1,45492			
	M3	5	108,1624	3,79112	1,69544			
Grandio	M1	5	124,0904	3,74867	1,67646	7,922	,006	M1-M3
	M2	5	120,6464	3,38877	1,51550			
	M3	5	115,7158	2,83031	1,26576			

Çizelge 3.1. Bulk fill kompozit rezinlerin Farklı Polimerizasyon Türlerinde Üst Yüzey Sertlik Değerlerinin Karşılaştırılması

Kompozitlere göre modlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözüktüğünden hangileri arasında farklılık olduğuna bakıldığında üst yüzeylerde;

3M_Filtek için; Tüm modlar arasında mikro sertlik dereceleri bakımından farklılık bulunmakta olup M1 modu mikrosertlik dereceleri diğer modların mikrosertlik derecelerine göre anlamlı olarak daha yüksektir.

Admira için; M1 modu mikro sertlik dereceleri M2 ve M3 modu mikrosertlik derecelerine göre anlamlı olarak daha yüksektir.

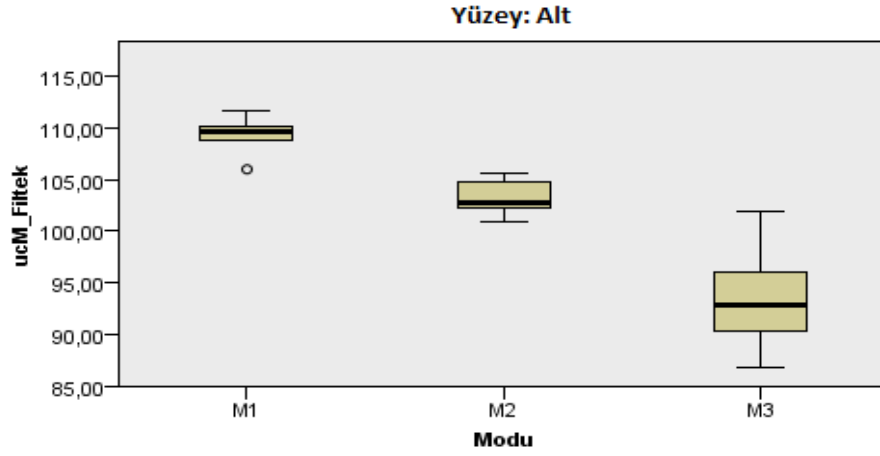
GrandioSO için; M1 modu mikro sertlik dereceleri M3 modu mikrosertlik derecelerine göre anlamlı olarak daha yüksektir.

Üst yüzeylerde 3M Filtek, Admira ve Grandio için M1 modu sertlik dereceleri anlamlı olarak daha yüksektir.

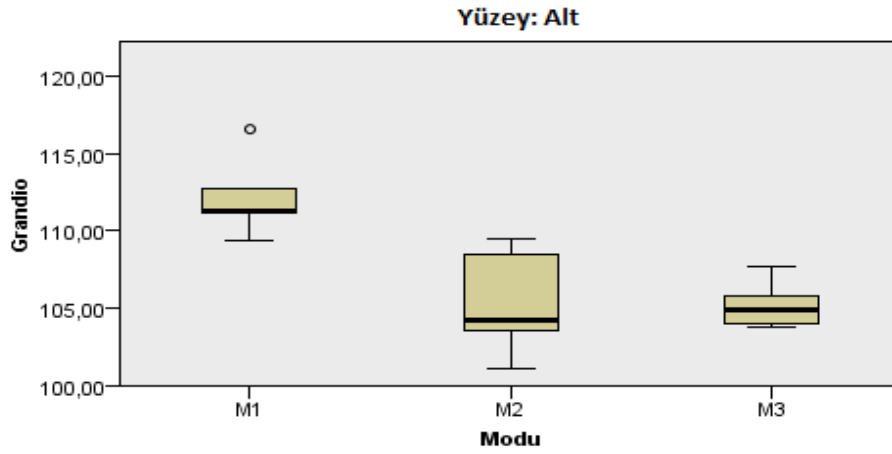
3.3. Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Farklı Polimerizasyon Türlerinde Alt Yüzey Sertlik Bulguları

Çalışmamızda kullanmış olduğumuz 3M Filtek bulk fill kompozitin farklı polimerizasyon türlerinde alt yüzey sertlik bulguları Şekil 3.4'te gösterilmiştir. Çalışmamızda kullanmış olduğumuz GrandiSO bulk fill kompozitin farklı polimerizasyon türlerinde alt yüzey sertlik bulguları Şekil 3.5'te ve Admira Fusion bulk fill kompozitin farklı polimerizasyon türlerinde alt yüzey sertlik bulguları Şekil 3.6'da gösterilmiştir.

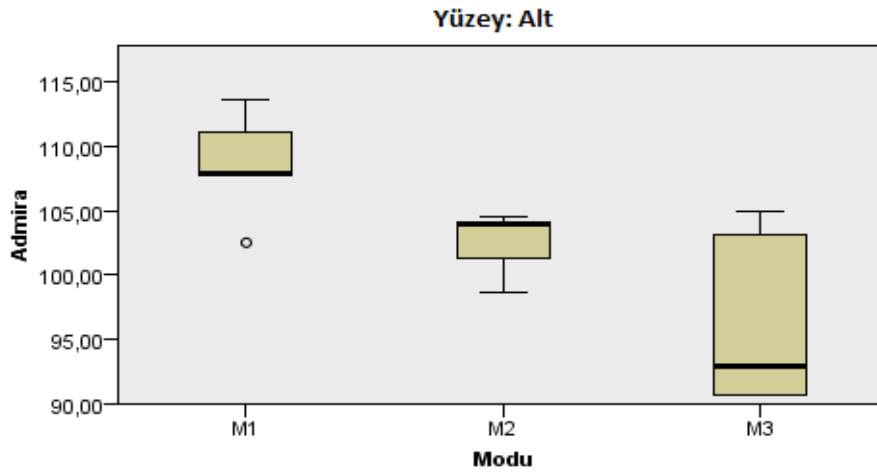
Çalışma bulgularına göre, 3M Filtek, GrandioSO ve Admira Fusion bulk fill kompoziti için en yüksek alt yüzey sertlik bulguları M1 modunda bulunmuştur.



Şekil 3.4. M1, M2 ve M3 modunda 3M Filtek alt yüzey sertlik bulguları



Şekil 3.5. M1, M2 ve M3 modunda GrandioSO alt yüzey sertlik bulguları



Şekil 3.6. M1, M2 ve M3 modunda Admira Fusion alt yüzey sertlik bulguları

3.4. Bulk fill Kompozit Rezinlerin Farklı Polimerizasyon Türlerinde Alt Yüzey Sertlik Değerlerinin Karşılaştırılması

Çalışmamızda kullanmış olduğumuz farklı bulk fill kompozitlerin alt yüzey sertlik değerleri ve polimerizasyon modlarının ikili karşılaştırılması Çizelge 3.2’de gösterilmiştir.

Kompozit	Mod	Alt Yüzey				ANOVA		İkili Karşılaştırma
		n	Mean	St. Dev.	St. Err	F	p	
3M_Filtek	M1	5	109,2850	2,09455	,93671	22,792	,000	M1-M2 M2-M3
	M2	5	103,2946	1,91572	,85674			
	M3	5	93,6022	5,75857	2,57531			
Admira	M1	5	108,6006	4,18927	1,87350	7,620	,007	M1-M2 M1-M3
	M2	5	102,5020	2,52532	1,12936			
	M3	5	96,4562	6,97500	3,11931			
Grandio	M1	5	112,2330	2,71702	1,21509	10,841	,002	M1-M2 M1-M3
	M2	5	105,3712	3,48670	1,55930			
	M3	5	105,2432	1,60909	,71961			

Çizelge 3.2. Bulk fill kompozit rezinlerin Farklı Polimerizasyon Türlerinde Alt Yüzey Sertlik Değerlerinin Karşılaştırılması

Alt yüzeylerde;

3M_Filtek için; M1 modu mikro sertlik dereceleri M2 modu mikrosertlik derecelerine göre anlamlı olarak daha yüksek, M2 modu mikro sertlik dereceleri M3 modu mikrosertlik derecelerine göre anlamlı olarak daha yüksektir.

Admira için; M1 modu mikro sertlik dereceleri M2 ve M3 modu mikrosertlik derecelerine göre anlamlı olarak daha yüksektir.

Grandio için; M1 modu mikro sertlik dereceleri M2 ve M3 modu mikrosertlik derecelerine göre anlamlı olarak daha yüksektir.

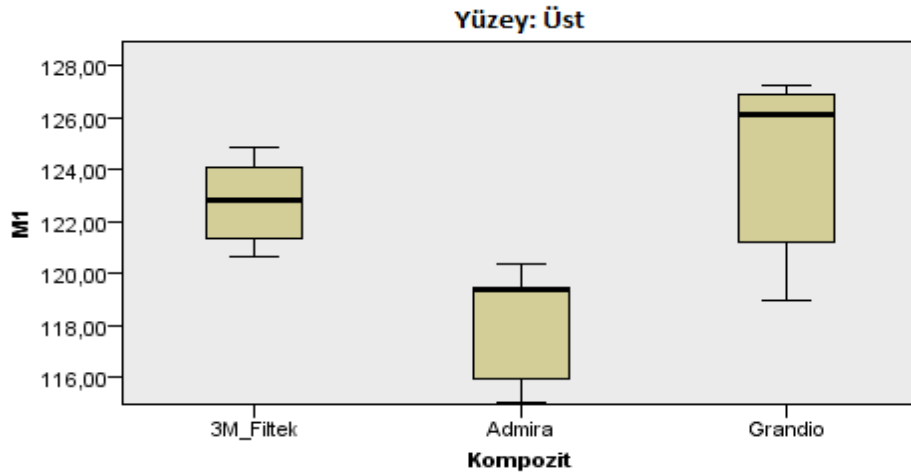
Alt yüzeylerde 3M Filtek, Admira ve Grandio için M1 modu sertlik dereceleri

anlamli olarak daha yuaksektir.

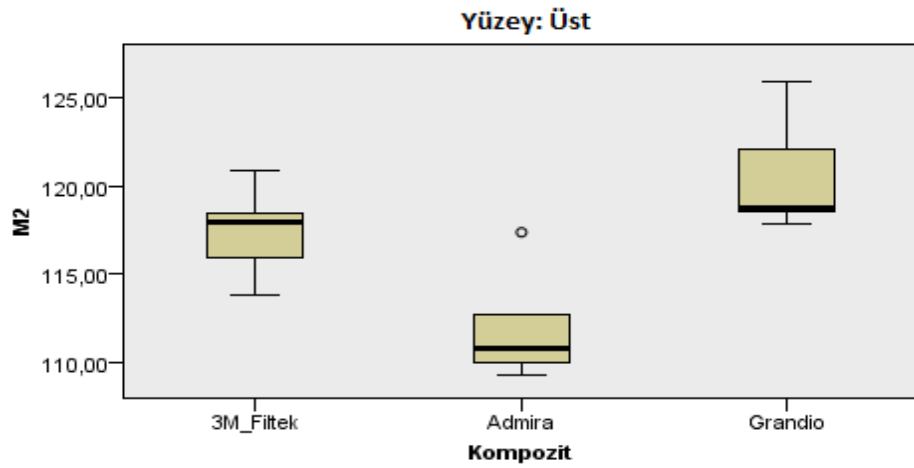
3.5. Aynı Polimerizasyon Türünde Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Üst Yüzey Sertlik Bulguları

Çalışmamızda kullandığımız bulk fill kompozitlerin M1 polimerizasyon türünde üst yüzey sertlik bulguları Şekil 3.7’de gösterilmiştir. M2 modunda üst yüzey sertlik bulguları Şekil 3.8’de ve M3 modunda üst yüzey sertlik bulguları Şekil 3.9’da gösterilmiştir.

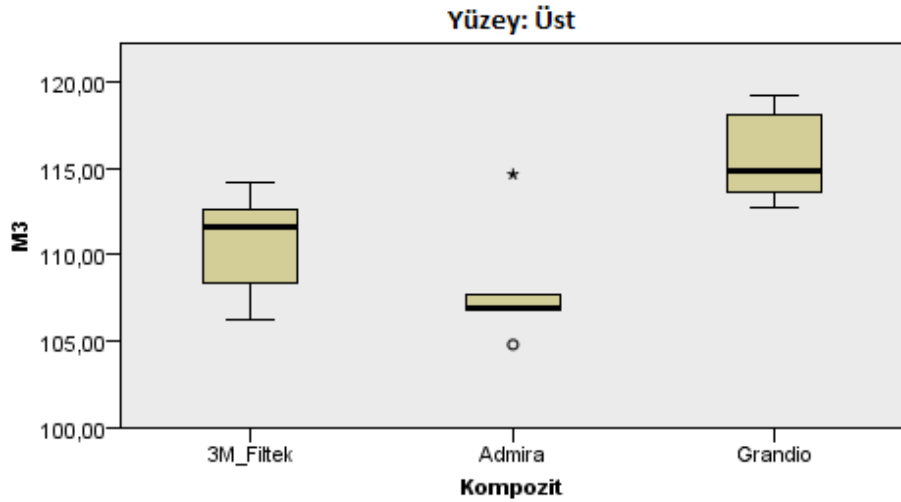
Çalışma bulgularına göre, M1, M2 ve M3 modunda en yüksek üst yüzey sertlik değerini GrandioSO, en düşük üst yüzey sertlik değerini Admira Fusion bulk fill kompozit rezin göstermiştir.



Şekil 3.7. M1 modunda 3M Filtek, Admira Fusion ve GrandioSO üst yüzey sertlik bulguları



Şekil 3.8. M2 modunda 3M Filtek, Admira Fusion ve GrandioSO üst yüzey sertlik bulguları



Şekil 3.9. M3 modunda 3M Filtek, Admira Fusion ve GrandioSO üst yüzey sertlik bulguları

3.6. Aynı Polimerizasyon Türünde Bulk fill kompozit rezinlerin Üst Yüzey Sertlik Bulgularının Karşılaştırılması

Çalışmamızda kullanmış olduğumuz farklı bulk fill kompozitlerin üst yüzey sertlik değerleri ve polimerizasyon modlarının ikili karşılaştırılması Çizelge 3.3’de gösterilmiştir.

Kompozit	Mod	Üst Yüzey				ANOVA		İkili Karşılaştırma
		n	Mean	St. Dev.	St. Err	F	p	
M1	3M_Filtek	5	122,7550	1,79386	,80224	6,700	,011	3M_Filtek-Admira
	Admira	5	118,0118	2,36180	1,05623			
	Grandio	5	124,0904	3,74867	1,67646			
M2	3M_Filtek	5	117,4240	2,67063	1,19434	9,776	,003	3M_Filtek-Admira Grandio-Admira
	Admira	5	112,0134	3,25330	1,45492			
	Grandio	5	120,6464	3,38877	1,51550			
M3	3M_Filtek	5	110,6138	3,28006	1,46689	6,721	,011	Grandio-Admira
	Admira	5	108,1624	3,79112	1,69544			
	Grandio	5	115,7158	2,83031	1,26576			

Çizelge 3.3. Aynı Polimerizasyon Türünde Bulk fill kompozit rezinlerin Üst Yüzey Sertlik Bulgularının Karşılaştırılması

Modlara göre kompozitler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözüktüğünden hangileri arasında farklılık olduğuna bakıldığında; üst yüzeylerde;

M1 için; 3M_Filtek kompoziti mikro sertlik dereceleri Admira kompoziti mikrosertlik derecelerine göre anlamlı olarak daha yüksektir.

M2 için; 3M_Filtek ve Grandio kompoziti mikro sertlik dereceleri Admira kompoziti mikrosertlik derecelerine göre anlamlı olarak daha yüksektir.

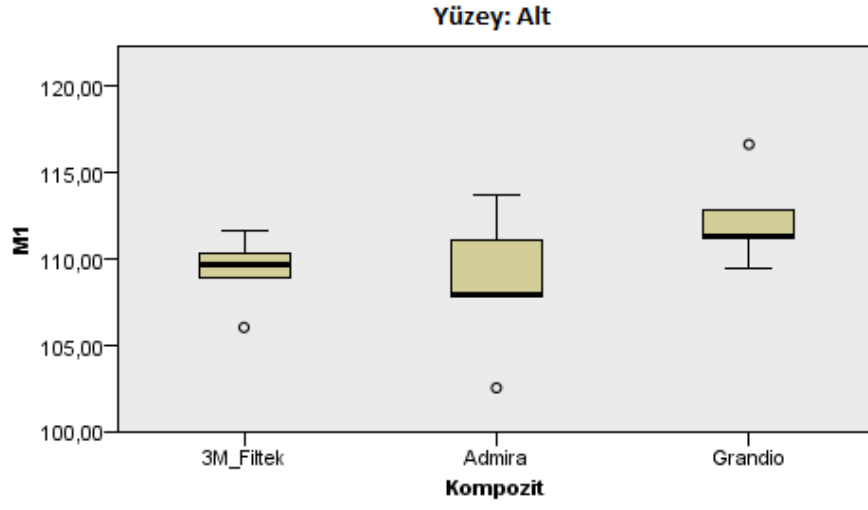
M3 için; Grandio kompoziti mikro sertlik dereceleri Admira kompoziti mikrosertlik derecelerine göre anlamlı olarak daha yüksektir.

Her üç modda da kompozitler arasında Admira kompoziti en düşük üst yüzey mikrosertlik değerlerini göstermiştir.

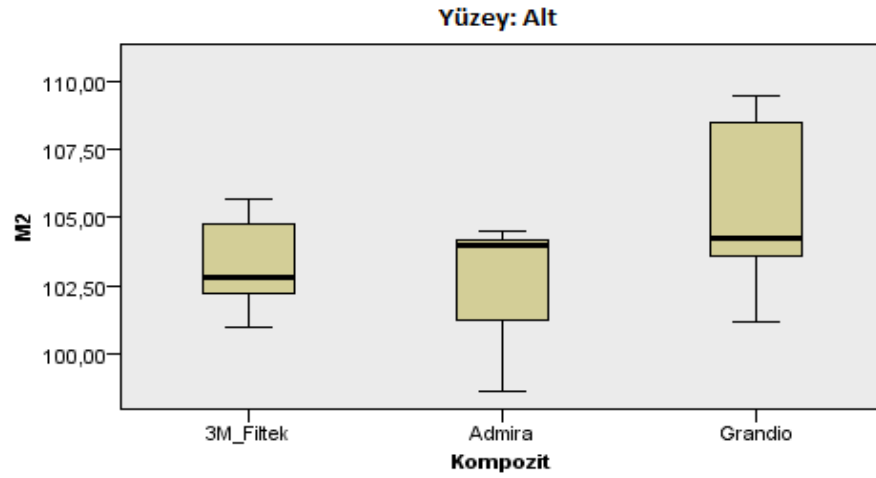
3.7. Aynı Polimerizasyon Türünde Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Alt Yüzey Sertlik Bulguları

Çalışmamızda kullandığımız bulk fill kompozitlerin M1 polimerizasyon türünde alt yüzey sertlik bulguları Şekil 3.10'da gösterilmiştir. M2 modunda alt yüzey sertlik

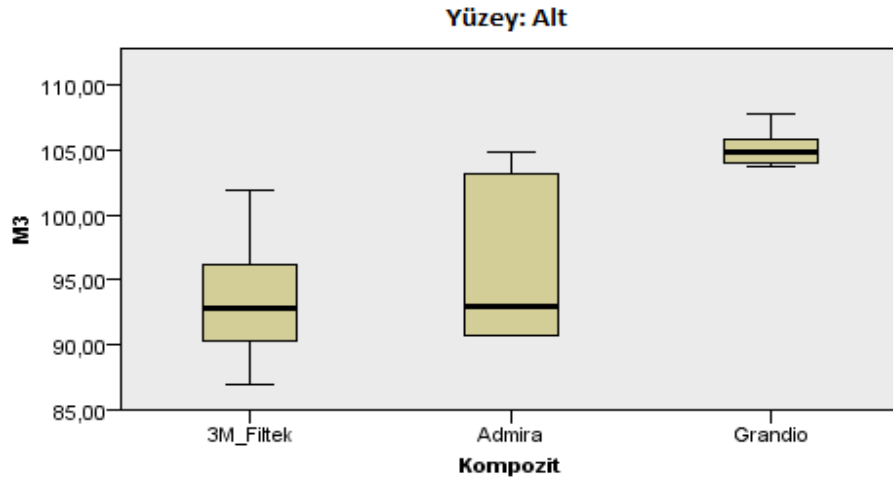
bulguları Şekil 3.11’de ve M3 modunda alt yüzey sertlik bulguları Şekil 3.12’de gösterilmiştir.



Şekil 3.10. M1 modunda 3M Filtek, Admira Fusion ve GrandioSO alt yüzey sertlik bulguları



Şekil 3.11. M2 modunda 3M Filtek, Admira Fusion ve GrandioSO alt yüzey sertlik bulguları



Şekil 3.12. M3 modunda 3M Filtek, Admira Fusion ve GrandioSO alt yüzey sertlik bulguları

3.8. Aynı Polimerizasyon Türünde Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Alt Yüzey Sertlik Bulgularının Karşılaştırılması

Çalışmamızda kullanmış olduğumuz farklı bulk fill kompozitlerin alt yüzey sertlik değerleri ve polimerizasyon modlarının ikili karşılaştırılması Çizelge 3.4’de gösterilmiştir.

Kompozit	Mod	Alt Yüzey				ANOVA		İkili Karşılaştırma
		n	Mean	St. Dev.	St. Err	F	p	
M1	3M_Filtek	5	109,2850	2,09455	,93671	1,906	,191	-
	Admira	5	108,6006	4,18927	1,87350			
	Grandio	5	112,2330	2,71702	1,21509			
M2	3M_Filtek	5	103,2946	1,91572	,85674	1,483	,266	-
	Admira	5	102,5020	2,52532	1,12936			
	Grandio	5	105,3712	3,48670	1,55930			
M3	3M_Filtek	5	93,6022	5,75857	2,57531	6,542	,012	Grandio-3M_Filtek
	Admira	5	96,4562	6,97500	3,11931			
	Grandio	5	105,2432	1,60909	,71961			

Çizelge 3.4. Aynı Polimerizasyon Türünde Bulk fill kompozit rezinlerin Alt Yüzey Sertlik Bulgularının Karşılaştırılması

M3 modu için; alt yüzeylerde en yüksek sertlik değerini GrandioSO x-tra göstermiştir.

3.9. Kompozit Rezinlerin Alt Yüzey/ Üst Yüzey Sertlik Oranları

Çalışmamızda kullanılan tüm kompozit rezin örnekler, kabul edilebilir alt yüzey / üst yüzey sertlik oranı olan 0,8 değerini sağlamıştır (Çizelge 3.5).

3m Filtek					
M1 modu	Alt Yüzey / Üst Yüzey	M2 modu	Alt Yüzey / Üst Yüzey	M3 modu	Alt Yüzey / Üst Yüzey
1. Örnek	0,898	1. Örnek	0,872	1. Örnek	0,831
2. Örnek	0,879	2. Örnek	0,852	2. Örnek	0,802
3. Örnek	0,897	3. Örnek	0,904	3. Örnek	0,905
4. Örnek	0,894	4. Örnek	0,928	4. Örnek	0,802
5. Örnek	0,883	5. Örnek	0,846	5. Örnek	0,892
Admira					
M1 modu	Alt Yüzey / Üst Yüzey	M2 modu	Alt Yüzey / Üst Yüzey	M3 modu	Alt Yüzey / Üst Yüzey
1. Örnek	0,891	1. Örnek	0,927	1. Örnek	0,848
2. Örnek	0,903	2. Örnek	0,923	2. Örnek	0,915
3. Örnek	0,904	3. Örnek	0,887	3. Örnek	0,958
4. Örnek	0,980	4. Örnek	0,897	4. Örnek	0,849
5. Örnek	0,923	5. Örnek	0,944	5. Örnek	0,887
Grandio					
M1 modu	Alt Yüzey / Üst Yüzey	M2 modu	Alt Yüzey / Üst Yüzey	M3 modu	Alt Yüzey / Üst Yüzey
1. Örnek	0,867	1. Örnek	0,878	1. Örnek	0,913
2. Örnek	0,935	2. Örnek	0,858	2. Örnek	0,888
3. Örnek	0,931	3. Örnek	0,915	3. Örnek	0,905
4. Örnek	0,873	4. Örnek	0,896	4. Örnek	0,888
5. Örnek	0,919	5. Örnek	0,822	5. Örnek	0,955

Çizelge 3.5. Kompozit rezin örneklerin Alt Yüzey /Üst Yüzey Sertlik Oranları

4. TARTIŞMA

Çalışmamızda 3 farklı bulk-fill kompozit rezin (3M Filtek Bulk-fill posterior, GrandioSO x-tra, Admira Fusion x-tra) ile Monitex Blue LED ışık cihazı kullanılarak polimerize edilmiştir. Monitex Blue LED ışık cihazının üç farklı ışık modu; sürekli mod, ramp modu ve pulse modu kullanılmıştır. Bulk-fill kompozitlerin polimerizasyon dereceleri, indirekt yöntem olan mikrosertlik testi (alt ve üst yüzeylerin Vicker's sertlik ölçümü) ile değerlendirilmiştir.

Sertlik, materyal üzerinde kalıcı girinti oluşumuna karşı direnç olarak tanımlanmaktadır (Ferracane 1985; Anusavice 1996). Mikrosertlik testleri bir materyalin mekanik özelliklerinin araştırılmasında kullanılan önemli yöntemlerden biridir (Rueggeberg ve Craig 1988; Braem ve ark. 1989). Düşük sertlik değerleri sonucu düşük aşınma direnci görülür, bu da restorasyonda başarısızlıklara neden olabilir (Say ve ark. 2003). Sertlik ölçme testleri, uygun olarak seçilen statik bir elmas ucun, belli bir süre içerisinde, belli bir yük altında test edilen materyale bastırıldığında malzeme üzerinde bir iz bırakması şeklinde yapılmaktadır. Yük uzaklaştırıldıktan sonra meydana gelen mikroskobik iz ölçülmesi ile değerler elde edilmektedir. Diş hekimliğinde mikrosertlik ölçümlerinde çoğunlukla Vickers veya Knoop mikrosertlik testleri tercih edilmektedir. Vickers ölçüm yönteminde oluşan mikroskobik izler baklava dilimi şeklinde dördgendir. Knoop yönteminde oluşan mikroskobik iz ise bir boyutu diğerinin yaklaşık olarak 7 katı olan dörtgen şeklindedir. Poskus ve ark. (2004) yaptıkları çalışmada bu iki mikrosertlik testinin istatistiksel olarak benzer sonuçlar verdiğini göstermiştir. Ancak Giannakopoulos ve Zisis (2011) yaptıkları çalışmada, Knoop testinde oluşan şeklin, Vickers testinde oluşan şekle göre daha az simetrik olmasının ölçümleri zorlaştırdığını bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda, daha önce birçok çalışmada da kullanılmış olan Vickers mikrosertlik ölçüm testi uygulanmıştır (Yaman ve ark. 2011; Jafarzadeh ve ark. 2015).

Mikrosertlik testlerinde genellikle uygulanan kuvvet 100 gf ile 500 gf arasında değişir (Uhl ve ark. 2004). Kompozit rezinlerin mikrosertliklerinin karşılaştırıldığı birçok araştırmada 300 g yük 15 sn süre ile uygulanmıştır (Keogh ve ark. 2004; Şener ve ark. 2005; Venter ve ark. 2013). Biz de çalışmamızda mikrosertlik ölçümü sırasında 15 sn süre ile 300 g yük uyguladık.

Mikrosertlik testlerinde yüzeye uygulanan yük uzaklaştırıldıktan sonra yüzeyin görüntüsü kaydedilmekte ve yüzeyde kalan kalıcı yüzey deformasyonu ölçülerek

sertlik değeri elde edilmektedir (Doerner ve Nix, 1896). Kompozit rezinlerin sertlikleri ölçülürken ölçüm yapan ucun matriks ya da doldurucu üzerine isabet etmesine bağlı olarak sertlik değerlerinde anlamlı farklılıklar oluşabilmektedir. Bu nedenle yüzey sertliği ölçümleri yapılırken örneklerin üzerinden birden fazla sayıda ölçüm yapılması gerektiği belirtilmektedir (El-Helali ve ark.,2013). Bizim çalışmamızda da sertlik ölçümleri gerçekleştirilirken üç farklı noktadan ölçüm yapıp ortalamaları alınmıştır. Böylece sonuçların gerçeğe daha yakın olması amaçlanmıştır.

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda ışık cihazı ucuyla kompozit rezin arasındaki mesafe önemlidir. Kompozit rezin ile cihazın ucu arasındaki mesafe arttıkça ışık yoğunluğu azalmaktadır. Sakaguchi ve ark. (1992) nın yaptıkları çalışmada ışık cihazının ucu ile rezin arasında 2 mm uzaklık olduğunda, ışık yoğunluğunda %25 oranında azalma olduğu bildirilmiştir. Yine yapılan çalışmalarda strip kullanılarak hazırlanan kompozit örneklerinde en düzgün yüzeylerin elde edildiği vurgulanmıştır (Başeren, 2004; Yazıcı ve ark., 2007). Ayrıca, asetat striplerin kullanıldığı ışıkla sertleşen kompozit materyallerde, oksijen inhibisyon tabakasının en aza indirildiği savunulmaktadır (Yap ve ark., 2001a). Bu nedenle çalışmamızda kompozit rezin örnekler, ışık cihazının ucu ile kompozit rezin arasında şeffaf bant ve 1 mm kalınlığında mikroskop camı koyularak polimerize edilmiştir.

Işık kaynağının optik uçlarının çapı ve geometrisi de polimerizasyonu etkilemektedir (Corciolani ve ark.2011). Bizim çalışmamızda örnekler 7mm çapında hazırlanarak, 8 mm çapındaki optik ucun örneği tam olarak kapsayacak şekilde, bir kez ışık uygulanmasıyla polimerizasyon sağlanmıştır.

Kompozit rezin materyallerinin mikrosertlik ölçümlerinin yapıldığı birçok çalışmada distile su, yapay tükürük gibi birbirinden farklı saklama ortamları kullanılmıştır (Badra ve ark., 2005; Okte ve ark., 2006). Yapay tükürükte saklandıktan sonra test edilen materyallerin mikrosertlik değerleri arasında anlamlı derecede farklılıklar bulunduğu gösterilmiş, yapay tükürük bileşenlerinin absorpsiyonuna bağlı olarak yüzey sertlik değerlerinde azalma saptanmıştır (Mayworm ve ark. ,2008).

Literatürde ışık uygulama sonrası polimerizasyonun 24 saat boyunca devam ettiği ve 24 saat sonunda yapılan sertlik ölçümlerinin ışık uygulama sonrası yapılan sertlik ölçümlerinden daha yüksek çıktığı belirtilmiştir (Miletic ve ark., 2017; Nascimento ve ark., 2018). Bu yüzden çalışmamızdaki örnekler pH 7 olan, 37°C deki distile su içinde, karanlık ortamda 24 saat bekletilmiştir.

Yapılan bazı çalışmalarda ise kompozit rezinin renginin, sertlik ve polimerizasyon üzerinde bir fark oluşturmadığı öne sürülmektedir. Rengin sertlik üzerine etkisinin çok az olduğu ve polimerizasyon konusunda endişe edilmemesi gerektiği bildirilmektedir (Martins ve ark., 2002; Jeong ve ark., 2009). Çalışmamızda kullandığımız kompozitler universal veya ona en yakın olan renklerde seçildiği için renkler arasında herhangi bir karşılaştırma yapılmamıştır.

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunun yeterli oranda sağlanabilmesi için kaviteye en fazla 2 mm'lik tabakalar halinde yerleştirilmesi gerektiği birçok çalışmada belirtilmiştir (Sakaguchi ve ark. 1992; Pilo ve ark. 1999). Bu uygulama özellikle derin kavitelere uygulamayı komplike hale getirmekte ve zaman kaybına sebep olmaktadır. (Ilie ve ark. 2013b; Hamlin ve ark. 2016). Tabakalar şeklinde uygulama tabakalar arasında kontaminasyon riskini beraberinde getirmekte ve kompozit rezin tabakaları arasındaki bağlanmada başarısızlık, mikrosızıntı gibi problemlere sebep olmaktadır. Yetersiz polimerizasyon sonucunda kompozit rezinin fiziksel, mekanik (Ferracane ve ark. 1997) ve biyolojik (Caughman ve ark. 1991) özellikleri zayıflamaktadır.

Bu sorunları gidermek için günümüzde piyasaya daha derin kavitelere tek tabaka halinde 4-6 mm kalınlıklarda yerleştirilebilen bulk fill kompozit rezinler sürülmüştür. 4 mm kalınlıkta tek tabaka halinde uygulandığında bu kompozit rezinlerin yeterli düzeyde polimerizasyon gösterdikleri belirtilmektedir (Garcia ve ark., 2014). Alrahlah ve ark. (2014) nın yaptığı bulk-fill kompozitlerin mikrosertlik testi ile polimerizasyon derinliğini ölçtükleri çalışmalarında bulk-fill kompozitlerin 4 mm uygulama kalınlığında üreticilerin iddia ettiği şekilde kabul edilebilir polimerizasyon derinliğine ulaştığı belirlenmiştir. Bizim çalışmamızda kullanılan tüm bulk fill kompozitler 4 mm derinlikte yeterli polimerizasyon sağlanması yönünden bu çalışmayla paralellik göstermektedir.

Ancak kompozit rezinlerin sadece üst yüzey sertliğinin değerlendirilmesinin, materyalin tamamının polimerizasyonunu değerlendirmede yeterli olmadığı bilinmektedir (Tate ve ark., 1999). Kompozit rezinlerin ideal fiziksel özelliklere sahip olabilmesi için, alt yüzey/üst yüzey sertlik oranının minimum %80 olması kabul edilebilir bir polimerizasyon derinliği sağlandığının göstergesi olarak kabul edilmektedir (DeWald ve Ferracane 1987; Moore ve ark. 2008; Flury ve ark. 2012).

Özyurt ve ark 2019' nın yaptıkları çalışmada Ecosite (DMG, Germany), Filtek Posterior Bulk-Fill (3M, UK), Tetric N-Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent), Admira

Fusion X-tra (Voco), GrandioSo X-tra (Voco) bulk fill rezin kompozit sürekli ve soft start polimerizasyon modlarıyla 1500 mW/ cm² gücünde LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş ve her örneğin alt ve üst vickers sertlik değerleri belirlenmiştir. Tüm kompozitlerin sertlik oranlarının klinik olarak kabul edilebilir olan % 80'in üzerinde olduğu bildirilmiştir.

Bizim çalışmamızda da, kullandığımız tüm bulk fill kompozit rezinler 4 mm kalınlıkta kabul edilebilir alt /üst yüzey sertlik değerini göstermiştir. Bu bulgularımız Goracci ve ark. (2014), Li ve ark. (2015) ve Özyurt ve ark. (2019)' nın bulgularıyla da paralellik göstermektedir.

Bulk fill kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılan ışık cihazı, ışık gücü ve maruz kalma süresinin etkili olduğu bildirilmiştir (Lima ve ark.,2018). Bulk fill kompozit rezinlerin LED ışık cihazı kullanılarak polimerize edildiği birçok çalışma bulunmaktadır. Garcia ve ark. 2014 'nın yaptıkları çalışmada bulk fill kompozitlerle 2,- 3-, 4 ve 5 mm kalınlıkta numuneler hazırlanarak 800 mW/cm²'lik LED ışık cihazı 20 sn ışıklandırılmıştır. Kullanılan bulk fill kompozitlerin 3 mm' sinden itibaren yeterli polimerizasyonun sağlanmadığını belirtmişlerdir. Yap ve ark. 2016'nın yaptıkları çalışmada 4 mm kalınlıkta hazırlanan bulk fill kompozit rezinlere 700 mW/ cm²'lik LED ışık cihazı ile 20 sn ışıklandırma süresi uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre bulk fill rezin kompozitlerin yeterli polimerizasyonunun sağlanmadığı bildirilmiştir.

Alrahlah ve ark. (2014) bulk-fill kompozitlerin mikrosertlik testi ile polimerizasyon derinliğini ölçtükleri çalışmalarında 4 mm derinliğinde paslanmaz çelik kalıplar içerisine yerleştirilen bulk fill rezin kompozitler 1200 mW/cm² ışık yoğunluğuna sahip LED (Elipar S10 3M ESPE)) ışık kaynağıyla 20 sn süreyle polimerize edilmiştir. Kelic ve ark. (2016) bulk-fill kompozitlerin mikrosertliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında ise kompozit örnekler 2 mm ve 4 mm kalınlıkta 1120 mW/cm² yoğunluktaki ışık ile 20 sn polimerize edilmiştir. Her iki çalışmada da bulk-fill kompozitlerin üreticilerin iddia ettiği şekilde kabul edilebilir polimerizasyon derinliğine ulaştığı belirlenmiştir. Lima ve ark. 2018'nın yaptıkları derlemede bulk fill rezin kompozitlerin polimerizasyonunda ≥ 1000 mW/cm² ışık gücünde LED ışık cihazlarının 20 saniye süreyle kullanımının yeterli olacağı bildirilmiştir. Biz de çalışmamızda örneklerin polimerizasyonunda 1200mW/cm² gücünde LED ışık cihazı ve 20 sn ışıklandırma süresi kullandık.

Flury ve ark. (2014) ile Soygun ve ark. (2015)' nin çalışmalarında, kullanılan ışık kaynağından bağımsız olarak, tüm yüzeylerde alt yüzey mikro sertlik seviyelerinin, üst yüzeydeki değerlerden daha düşük olduğu gösterilmiştir. Çalışmamızda kullandığımız bulk fill kompozitler 4 mm kalınlığında ve 7 mm çapında hazırlanarak mikrosertlik testi uygulandı. Bizim çalışmamızda da kullanılan tüm kompozitlerde, materyal tipine ve ışık modlarının farklılıklarına bakılmaksızın alt yüzey mikro sertlik seviyelerinin, üst yüzey değerlerinden düşük bulunması bu çalışmalarla paralellik göstermektedir.

Kompozit rezin restorasyonun başarısını etkileyen en önemli faktörlerden birisi polimerizasyon büzülmesidir. Rezinlerin diş hekimliğinde kullanılmaya başlamasından bu yana polimerizasyon büzülmesinin ortadan kaldırılması ya da azaltılması amacıyla kompozit rezinin içeriğinin değiştirilmesi, uygulama tekniklerinin geliştirilmesi konularında çok sayıda çalışma yapılmıştır (Aw ve Nicholls 2001; Braga ve ark., 2005).

Son yıllarda polimerizasyon etkinliğini artırmak ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacı ile farklı ışık kaynakları ve uygulama teknikleri geliştirilmiştir (Coelho ve ark.,2004; Asmussen ve Peutzfeldt, 2005). İçerdikleri lambaların özellikleri (halojen, LED, plazma ark, lazer), ışık şiddetleri (yüksek, düşük), ışık uygulama teknikleri (standart, soft-start) açısından birçok sayıda ve farklı özelliklerde ışık kaynakları piyasaya sunulmuştur (Bausch ve ark., 1982; dos Santos ve ark., 2004). Işık kaynaklarının çeşitlerinin artması ve farklı polimerizasyon türlerinin etkinliklerinin karşılaştırılarak değerlendirilmesini gerektirmektedir.

Soft start polimerizasyonun büzülme stresini azalttığı düşünülmekle beraber, alt tabakalardaki kompozit rezinin yeterli derecede polimerize olmaması ayrıca fiziksel ve mekanik özellikleri olumsuz yönde etkilediği de düşünülmektedir (Ölmez ve Tuna, 2002). Bununla birlikte, son yıllarda bazı çalışmalar kompozit rezin restorasyonların önce düşük ışık şiddetiyle polimerize edilmesini takiben yüksek ışık şiddetiyle son ışık uygulanmasının yapılarak polimerizasyonun kontrol edilmesiyle materyalin özelliklerinde bir kayıp olmaksızın polimerizasyon büzülmesinde azalma sağlanabileceğini göstermiştir (Dennison ve ark., 2000; Yap ve ark., 2001b). Bu yüzden çalışmamızda farklı polimerizasyon türlerinin bulk fill kompozit rezinlerin sertliği üzerindeki etkiyi değerlendirdik.

Çalışmamızda değerlendirdiğimiz kompozit rezinlerin mikrosertlik değerleri polimerizasyon türlerine göre sürekli modda en yüksek değerleri göstermiştir. Bu konu ile ilgili yapılmış olan çalışmalar incelendiğinde bizim bulgularımızı destekleyen çalışmalar olduğu gibi (Ilie ve ark. 2011, Han ve ark 2011), bizim bulgularımızdan farklı sonuçlarla da karşılaşmaktadır (Tauböck ve ark 2014, Poggio ve ark. 2012, Özyurt ve ark 2019).

Ilie ve ark 2011' nin soft start polimerizasyonun geçerliliğini inceledikleri çalışmada, Mini LED (Satelec) ışık cihazının sürekli, ramp ve pulse modunu kullanarak bir mikrohibrit kompozitin 2 mm ve 6mm derinlikteki (2mm'lik tabakalama tekniği ile yerleştirilen) polimerizasyonu değerlendirilmiştir. Pulse ve ramp polimerizasyon protokollerinin, aynı ışık cihazının sürekli moduna kıyasla, polimerizasyon derecesinde önemli ölçüde azalmanın yalnızca 6 mm derinlikte olduğunu belirtmişlerdir.

Han ve ark 2011' nin ışıkla sertleştirme modlarının kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi ve yüzey sertliğine etkisini inceledikleri çalışmada, yüksek yoğunluklu sürekli ışık, düşük yoğunluklu sürekli ışık ve soft start modunu kullanmışlardır. Çalışma sonuçlarına göre restorasyonların fiziksel özelliklerini iyileştirmek için yüksek yoğunluklu sürekli ışık modunun kullanılmasını tavsiye etmişlerdir.

Tauböck ve ark 2014 'nın yaptıkları çalışmada, SDR bulk-fill, Esthet X flow, Esthet X HD ve dual sertleşen Rebilda DC kompozit rezin aynı enerji yoğunluğuna (27 J cm (-2)) sahip yüksek yoğunluklu sürekli ışık, düşük yoğunluklu sürekli ışık yumuşak başlangıç ve pulse delay farklı ışıklandırma protokolleriyle polimerize edilmiştir. Çalışma sonuçlarına göre kompozit mateyalden bağımsız şekilde yüzey sertliği için polimerizasyon protokolleri arasında anlamlı bir fark görmediklerini belirtmişlerdir.

Poggio ve ark. 2012, 1000 mW/cm² ışık gücüne sahip bir LED ışık kaynağı ile mikrohibrit ve nanohibrit kompozitleri sürekli polimerizasyon modu ve soft start polimerizasyon modu ile polimerize etmiştir ve kompozitleri yüzey sertlik değerleri bakımından karşılaştırmıştır. Araştırmacılar tüm kompozitlerde polimerizasyon modları arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır. Bizim çalışma bulgularımıza göre farklılık göstermesinin sebebi ise, araştırmacıların çalışmalarında kompozitlerin 40 sn süreyle polimerize edildiği, bizim çalışmamızda kompozitlerin 20 sn süreyle polimerize edildiği için sertlik değerlerinde anlamlı bir fark olduğunu düşünmekteyiz.

Özyurt ve ark 2019' nın yaptıkları çalışmada 1500 mw/cm² LED ışık kaynağı kullanarak kompozit rezinlerin polimerizasyon modlarına göre yüzey sertlik değerleri karşılaştırılmış ve modlar arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır. Bizim çalışmamızda ise Özyurt ve ark 2019'nın bulgularından farklı olarak polimerizasyon modları arasında anlamlı fark bulunmuştur. Bu farklılığın sebebi olarak kullandıkları ışık cihazının daha yüksek güçte olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Bulk-fill kompozitlerde geleneksel kompozitlere göre daha kalın tabakalar halinde polimerizasyon sağlanabilmesi amacıyla ışık geçirgenliğini artıracak farklı uygulamalar yapılmaktadır. Bunlardan biri organik matriks içinde yer alan inorganik doldurucuların boyutlarının büyütülerek organik matriks ile doldurucular arasındaki yüzey alanını azaltmaktır. Bu uygulama ile materyalin translusentliği artırılarak yüzeyden uygulanan ışığın alt tabana doğru ilerlerken saçılması azalmakta ve daha derin bir polimerizasyon sağlanmaktadır (Bucuta ve Ilie 2014).

Kompozit rezinlerde kullanılan inorganik doldurucular, kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini etkileyen faktörler arasında yer almaktadır. Artmış doldurucu miktarı polimerizasyon için rezin matriksinin hacmini azaltmakta ve sertliği esas olarak arttırmaktadır (Sudheer ve Manjunath, 2011). 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 (Scougall ve ark., 2009; Cekic ve ark., 2010).

Chung ve ark. (1990), geleneksel kompozit rezinlerle yaptıkları araştırma sonucu doldurucu miktarı azaldıkça kompozit rezin materyalin yüzey sertliğinin de azaldığını saptamışlardır. Braem ve ark. (1989) da yüksek doldurucu içeriği olan materyallerde yüksek yüzey sertlik değerlerinin ölçüldüğünü gözlemlemişlerdir.

Bizim çalışmamız da bu çalışmalara paralel olarak en yüksek doldurucu oranına sahip olan GrandioSO, doldurucu miktarları göz önüne alındığında diğer gruplara göre üst yüzey ve alt yüzey sertlik değerleri bakımından, beklenen şekilde daha yüksek değerler göstermiştir.

Bulk-fill kompozitlerin farklı doldurucu içeriklerinin materyallerin sertliğini etkilediği bilinmektedir. Tarle ve ark. (2015) Bis-EMA esaslı 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. (2002) yaptıkları bir çalışmada dimetakrilat rezinleri karşılaştırırken polimerizasyon derecesini, Bis-GMA < Bis-EMA (EBPDMA) < UDMA < TEGDMA sırasına göre arttığını gösterdi. Bizim çalışmamızda da GrandioSO'nun en yüksek sertlik değerlerini göstermesinin bir sebebinin de yapısında bulunan Bis-EMA monomerinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda GrandioSO x-tra'yı Filtek Bulk fill Posterior izlemiş ve en düşük sertlik değerlerini Admira Fusion x-tra göstermiştir. Rizzante ve ark. (2019), bulk fill kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi ve mikrosertliğini değerlendikleri çalışmalarında, Admira Fusion x-tra düşük bir mikrosertlik değeri göstermiştir.

Bizim çalışmamızda da Admira Fusion x-tra'nın doldurucu oranının Filtek Bulk fill Posterior'un doldurucu oranından daha yüksek olmasına rağmen daha düşük sertlik değerleri göstermesinin monomer içeriğindeki ormoserden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Baeshen ve ark. 2017 iki farklı kompozit rezin materyalin [Filtek Supreme XT (nanofill kompozit) ve Admira (ormoser)] mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, Admira'nın daha zayıf mekanik özellikler gösterdiği bildirilmiştir.

Ayrıca ormoser esaslı kompozit rezinlerin zayıf mekanik özellikler gösterdiği birçok çalışmada bildirilmiştir (Cavalcante ve ark., 2011; Thomaidis ve ark., 2013).

Çalışmamızdan elde edilen veriler doğrultusunda, bulk fill kompozit materyallerin mikrosertliğinin kullanılan polimerizasyon türünden ve bulk fill kompozit materyallerin kompozisyonlarından etkilendiği tespit edilmiştir. Yaptığımız literatür taramalarında bulk fill kompozitlerin farklı polimerizasyon modları arasında yüzey sertliği yönünden karşılaştırma yapılan çok az sayıda çalışma bulunmaktadır. Çalışmamızın, farklı polimerizasyon türlerinin bulk fill kompozit materyallerin mikrosertliklerine etkisine ilişkin daha kapsamlı çalışmalar yapılması yönünde araştırmacıları motive edeceğini düşünmekteyiz.

5. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Çalışmamızda elde ettiğimiz verilere göre;

1.Çalışmada kullanılan 4 mm kalınlıkta sürekli, ramp ve pulse polimerizasyon türleriyle 20 sn ışıklanan kompozit örneklerin tümünde alt yüzey/üst yüzey sertlik oranları eşik değer olan 0,8'in üzerinde bulunmuştur.

2.Kullanılan polimerizasyon türlerinde Admira Fusion x-tra, Filtek Bulk fill Posterior ve GrandioSO x-tra bulk fill kompozit rezinlerin üst yüzeylerde en yüksek sertlik değerleri sürekli polimerizasyon yöntemi kullanıldığında elde edilmiştir. Bunu ramp modu izlemiş ve en düşük sertlik değerleri pulse modunda tespit edilmiştir.

3. Kullanılan polimerizasyon türlerinde Admira Fusion x-tra, Filtek Bulk fill Posterior ve GrandioSO x-tra bulk fill kompozit rezinlerin alt yüzeylerde en yüksek sertlik değerleri sürekli polimerizasyon yöntemi kullanıldığında elde edilmiştir.

4.Sürekli, ramp ve pulse polimerizasyon modunda, üst yüzeylerde en yüksek sertlik değerini GrandioSO x-tra bulk fill kompozit rezin göstermiş, bunu Filtek Bulk fill Posterior ve Admira Fusion x-tra bulk fill kompozit rezin izlemiştir.

5.Bulk fill kompozitlerin polimerizasyonunda, sürekli polimerizasyon modunun kullanımı, en yüksek sertlik değerlerini elde etmede hekimlerin tercihi olabilir.

ÖZET

FARKLI POLİMERİZASYON TÜRLERİNİN BULK FİLL KOMPOZİTLERİN MİKROSERTLİĞİ ÜZERİNE ETKİSİ

Bu çalışmanın amacı farklı polimerizasyon türlerinin üç bulk fill kompozit rezinin [Filtek Bulk Fill Posterior (FB), GrandioSO x-tra(GS), Admira Fusion x-tra(AF)] mikrosertliği üzerindeki etkisini değerlendirmektir.

Her bir bulk fill kompozit rezin materyal için 15 adet (n=5) , toplamda 45 adet örnek hazırlanmıştır. Çalışmada 4 mm kalınlığında hazırlanan bulk fill kompozit rezin materyaller 1200 mw/cm² gücünde LED ışık cihazı kullanılarak farklı polimerizasyon modlarıyla (sürekli, ramp, pulse) 20 sn polimerize edilmiştir. Örnekler sadece üst yüzeyden polimerize edilmiş ve 24 sa boyunca 37° de distile suda saklanmıştır. Hem alt hem de üst yüzeylere 300 gr yük 15 sn boyunca, Vickers sertlik cihazıyla uygulanarak mikrosertlik değerleri ölçülmüştür. Veriler istatistiksel olarak tek yönlü varyans analizi (oneway-ANOVA) ve Tukey HSD testi değerlendirilmiştir. Tüm istatistiksel analizler için (p<0.05) seviyesi anlamlı kabul edilmiştir.

Bu çalışmanın sonucunda, farklı polimerizasyon türleri kullanılarak polimerize edilen kompozit örneklerin tümünde alt yüzey/üst yüzey sertlik oranları eşik değer olan 0.8' in üzerinde bulunmuştur. Kullanılan polimerizasyon türlerinde bulk fill kompozit rezinlerde üst yüzeylerde ve alt yüzeylerde en yüksek sertlik değerleri sürekli polimerizasyon yöntemi kullanıldığında elde edilmiştir. Sürekli , ramp ve pulse polimerizasyon türlerinde üst yüzeylerde en yüksek sertlik değerlerini GrandioSO bulk fill kompozit rezin göstermiştir.

Anahtar sözcükler: Bulk fill rezin kompozitler, polimerizasyon türleri, Vickers, mikrosertlik.

SUMMARY

EFFECT OF DIFFERENT POLYMERIZATION TYPES ON THE MICROHARDNESS OF BULK FILL COMPOSITES

The aim of study was to evaluate the effect of different polymerization types on the microhardness of three bulk fill resin composites; Filtek Bulk Fill Posterior (FB), GrandioSO x-tra (GS), Admira Fusion x-tra (AF).

15 specimens (n = 5) and 45 specimens in total were prepared for each bulk fill composite resin material. Bulk fill composite resin materials prepared in 4 mm thickness in the study were polymerized for 20 seconds with different polymerization modes (continuous, ramp, pulse) using 1200 mw / cm² LED light device. The specimens were light-cured from the top surface only. Specimens were stored for 24 h in distilled water 37° C. Microhardness test was conducted on both top and bottom surfaces using Vickers microhardness tester with 300 g load and a dwell time of 15 seconds. The data were analyzed with One-Way ANOVA and Tukey HSD tests (p<0.05).

As a result of this study, in all composite specimens polymerized using different polymerization types, the lower surface / upper surface hardness ratios were found above the threshold value of 0.8. In the polymerization types used, the highest hardness values on the upper and lower surfaces of bulk fill composite resins were obtained when using the continuous polymerization method. In continuous, ramp and pulse polymerization types, GrandioSO bulk fill composite resin showed the highest hardness values on the upper surfaces.

Key words: Bulk-fill resin composites, polymerization modes, Vickers, microhardness.

KAYNAKLAR

- ABED YA, SABRY HA VE ALROBEIGY NA. (2015). Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dent J*, **12**: 71-80.
- AL-AHDAL K, ILIE N, SILIKAS N VE WATTS DC. (2015). Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the degree of conversion of bulk-fill resincomposite at clinically relevant depth. *Dent Mater*, **31**:1207-13.
- ALBERS HF. (2002). Tooth-Colored Restoratives, Principles and Techniques. Hamilton: 9th ED. BC Decker Inc.
- ALRAHLAH A, SİLİKAS N VE WATTS DC. (2014). Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater*, **30**:149-54.
- ANG SF, SCHOLZ T, KLOCKE A, SCHNEIDER GA. (2009). Determination of the elastic/plastic transition of human enamel by nanoindentation. *Dent Mater*, **25**:1403-10.
- ANUSAVİCE KJ. (2003). Philips' Sci. Dent. Mater., 11th ED. St. Louis: Saunders; Co.
- ANUSAVİCE KJ, SHEN C, RAWLS HR. (2003). Phillips' sci of dent mater 11 th ED. St. Louis:Saunders;Co.
- ANUSAVİCE KJ, SHEN C VE RAWLS HR. (2013). Phillips' Science of Dental Materials. (12th ed.). St Louis: *Elsev Health Sci*.
- ANUSAVİCE KJ. (1996). Phillips' Science of Dental Materials (10th ed.), *Philadelphia WB Saunders*: 69-71.
- ASMUSSEN E, PEUTZFELDT A. (2003). Two-step curing: influence on conversion and softening of a dental polymer. *Dent Mater*, **19**: 466-70.
- ASMUSSEN E, PEUTZFELDT A. (2005). Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *Eur J Oral Sci*, **113**: 417–21.
- AUSTİN A, BASKER R. (1980) The level of residual monomer in acrylic denture base materials with particular reference to a modified method of analysis. *British Dent J*, 149: 281.
- AW TC, NICHOLLS JI. (2001). Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. *Oper Dent*, **26**:498-504.
- BADRA VV, FARAONİ JJ, RAMOS RP, PALMADİBB RG. (2005). Influence of different beverages on the microhardness and surface roughness of resin composites. *Oper Dent*, **30**: 213-9.
- BAESHEN HOSAM, ALTURKİ BASEM N, ALBİSHİ WJOURD W, ALSADİ FAHAD M, EL-TUBAİGY KHALED M. (2017). Mechanical and Physical

Properties of Two Different Resin-based Materials: A Comparative Study. *The J of Contem Dent. Prac*, **18**: 905-910.

BAŞEREN M. (2004). Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. *J Biomater*, **19**: 121-34.

BAUSCH JR, DE LANGE K, DAVIDSON CL, PETERS A, DE GEE AJ. (1982). Clinical of polymerization shrinkage of composite resins. *J Prosthet Dent*, **48**:59-67

BAYNE SC, HEYMANN HO, SWIFT EJ JR. (1994). Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc*, **125**: 687-70

BAYNE SC VE THOMPSON JY. (2006). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, Fifth Ed, Mosby Inc, Missouri, 137-242.

BAYSAL B. (1981). Polimer Kimyasi. *ODTÜ Yay*, 1s.: 1-9.

BEKTAŞ ÖÖ, SİSO ŞH., EREN D. (2006). Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *EÜ Dişhek Fak Derg*, **27**: 117-24.

BENETTI AR., HAVNDRUP-PEDERSEN C, HONORE D, PEDERSEN MK, PALLESEN U. (2015). Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Oper Dent*, **40**: 190–200.

BOUSCHLİCHER MR, RUEGGEBERG FA, WILSON BM. (2004). Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent*, **29**: 698-704.

BRAEM M, FİNGER W, VAN DOREN VE, LAMBRECHTS P VE VANHERLE G. (1989). Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Mater*, **5**: 346-349.

BRAGA RR, BALLESTER RY, FERRACANE JL. (2005). Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater*, **21**: 962-970. Review.

BUCUTA S, ILIE N. (2014). Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Invest*, **18**: 1991-2000

BURGESS JO., WALKER RS, PORCHE CJ, RAPPOLD AJ. (2002). Light curing an update. *Comp Cont Educ Dent*, **23**: 889-892

BURGESS J, ÇAKIR D. (2010). Comparative properties of low-shrinkage composite resins. *Comp Cont Educ Dent*, **31**: 10-15.

CALHEIROS FC, DARONCH M, RUEGGEBERG FA VE BRAGA RR. (2008). Influence of irradiant energy on the degree of conversion, polymerization rate and shrinkage stress in an experimental resin composite system. *Dent Mater*, **24**: 1164-68.

CALLISTER WD RD. (2014). Materials Science and Engineering: An introduction. 9th Ed. John Wiley & Sons, Inc, NJ, ABD, 191-215.

CALLISTER WD VE RETHWISCH DG. (2014). Materials Science and Engineering: An introduction. 9th Ed. John Wiley & Sons, Inc, NJ, ABD.

CARVALHO RM, PEREIRA JC, YOSHIYAMA M, PASHLEY DH. (1996). A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent*, **21**: 17-24. Review.

CAUGHMAN WF, RUEGGEBERG FA. (2002). Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent*, **27**: 636-38.

CAUGHMAN WF, CAUGHMAN GB, SHIFLETT RA, RUEGGEBERG F VE SCHUSTER GS. (1991). Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomater*, **12**: 737-40.

CAVALCANTE LM, SCHENDER LF, SILIKAS N, WATTS DC. (2011). Surface integrity of solvent-challenged ormocer-matrix composite. *Dent Mater*, **27**: 138-145

CAVALCANTI AN, MITSUI FH, AMBROSANO GM, MATHIAS P VE MARCHI GM. (2005). Effect of different mouthrinses on knoop hardness of a restorative composite. *American J of Dent*, **18**: 338-340.

CEKIC-NAGAS I, EGILMEZ F, ERGUN G. (2010). The effect of irradiation distance on microhardness of resin composites cured with different light curing units. *Europ J of Dent*, **4**: 440.

CHEN CR, HSU SH, SUN SP, SU WF, CHEN MH. (2006). Low shrinkage light curable nanocomposite for dental restorative material. *Dent Mater J*, **22**: 138-45.

CHRISTENSEN GJ. (2004) The light-curing mania. *J Am Dent Assoc*, **135**: 461-3.

CHUNG K, GREENER E. (1988). Degree of conversion of seven visible light-cured posterior composites. *J of Oral Rehab*, **15**: 555-560.

CHUNG KH, GREENER EH. (1990). Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil*, **17**: 487-94.

COELHO SANTOS MJ, SANTOS GC JR, NAGEM FILHO H, MONDELLI RF, EL-MOWAFY O. (2004). Effect of light curing method on volumetric polymerization shrinkage of resin composites. *Oper Dent*, **29**: 157-161.

CORCIOLANI G, VIGHI A VE SWIFT EJ JR. (2011). Turbo tips. *J of Esth and Resto Dent*, **23**: 294-5.

CRAIG RG, POWERS J, WATAHA J. (2000). Direct esthetic restorative materials. *Dent Mater Prop Manip*, 57-79.

CRAIG RG, POWERS JM. (2002). Restorative dental materials. 11th Ed. St. Louis: The C.V. Mosby Co, 231-57.

CRAIG RG. (1981). Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dent Clin North Am*, **25**: 219-39.

CRISPIN JB. (1994). Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. 3rd Ed. Tokyo: Quintessence Pub CO Ltd, 60-71.

CZASCH P VE ILIE N. (2013). In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinic Oral Invest*, **17**: 227-36

DA SILVA EM, ALMEIDA GS, POSKUS LT VE GUIMARAES JG. (2008). Relationship between the degree of conversion, solubility and salivary sorption of a hybrid and a nanofilled resin composite. *J App Oral Sci Revista FOB*, **16**: 161-6.

DABANOĞLU A. (2003). Polimerizasyonda kullanılan ışık kaynakları ve gelişimleri. *Diş Hek Klin Derg*, **16**: 100-3.

DARONCH M, RUEGGERBERG F VE DE GOES M. (2005). Monomer conversion of pre-heated composite. *J Dent Res*, **84**: 663-7.

DAYANGAÇ B. (2011). Kompozit Restorasyonlar. *Quintessence Yayıncılık ed*.

DAYANGAÇ B. (2000). Kompozit rezin restorasyonlar. Güneş Kitabevi Ltd. Şti., Ankara s.1-20.

DE CLARK SP. (1987). Microwave polymerization of acrylic resins used in dental protheses. *J Prosthet Dent*, **57**: 650-658.

DELİKTAŞ D VE ULUSOY N. (2006). Farklı ışık cihazlarının hibrit ve nanohibrit kompozit rezinlerin yüzey sertliğine etkisi. *Atatürk Üniv Dişhek Fak Derg*, **31**: 1-10.

DENNISON JB, YAMAN P, SEIR R, HAMILTON JC. (2000). Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *J Prost Dent*, **84**: 499-505.

DENTSPLY CAULK. (2015). Surefil SDR flow Directions For Use. Available online at <https://www.dentsply.com/content/dam/dentsply/master/document/2/2015-SureFil-SDR-flow>.

DEWALD JP VE FERRACANE JL. (1987). A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J of Dent Res*, **66**: 727-30.

DOERNER MF, NIX WD. (1986). A method for interpreting the data from depth sensing indentation instruments. *J of Mater Res*, **1**: 601-609.

DOS SANTOS AJ, GIANNINI M, PAULILLO LA, LOVADINO JR, DE CARVALHO RM. (2004). Effect of irradiation mode and filling technique on resin/dentin bonding strength in Class I cavities. *Braz Oral Res*, **18**: 260-265.

EL-HELALI R, DOWLING AH, MCGINLEY EL, DUNCAN HF, FLEMING GJ. (2013). Influence of resin-based composite restoration technique and endodontic access on cuspal deflection and cervical microleakage scores. *J of Dent*, **41**: 216-222.

ELSAFTY S, SILIKAS N, WATTS DC. (2012). Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dent Mater J*, **28**: 928-935.

OZYURT ESRA, KURT AYŞEGÜL, YILDIRIM HANDAN. (2019). Evaluation of the Polymerization Depth of Bulk Fill Resin Composites Polymerized by Different Procedures: An In-Vitro Study *Clin. Exp Health Sci*, **9**: 304-309

FERRACANE JL, FERRACANE LL, MUSANJE L. (2003) Effect of light activation method on flexural properties of dental composites. *Am J Dent*, **16**: 318-22.

FERRACANE JL. (1985). Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater*, **1**: 11-4.

FERRACANE JL. (2011). Resin composite-State of art. *Dent Mater*, **27**: 29-38.

FERRACANE JL, MITCHEM JC, CONDON JR. VE TODD RW. (1997). Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res*, **76**: 1508-16.

FERRACANE JL VE GREENER EH. (1984). Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins--methods comparison. *J Dent Res*, **63**: 1093-5.

FERRACANE JL VE GREENER EH. (1986). The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res*, **20**: 121-31.

FLURY S, HAYOZ S, PEUTZFELDT A, HÜSLER J, LUSSI A. (2012). Depth of cure of resin composites: Is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater*, **28**: 521-528.

FLURY S, PEUTZFELDT A, LUSSI A. (2014). Influence of increment thickness on microhardness and dentin bond strength of bulk fill resin composites. *Dent Mater*, **30**: 1104-1112.

GAROUSHI S, VALLITTU P, SHINYA A, LASSILA L. (2016). Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites. *Odon*, 104:2917.

GARCIA D, YAMAN P, DENNISON J, NEIVA GF. (2014). Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent*, **39**: 441-8.

GERZINA TM, HUME WR. (1994). Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro. *J Oral Rehab*, **21**: 463-468.

GHAUCH A, DEVEAU PA, JACOB V, BAUSSAND P. (2006). Use of FTIR spectroscopy coupled with ATR for the determination of atmospheric compounds. *Talanta*, **68**: 1294-302.

GIANNAKOPOULOS AE, ZISIS TH. (2011). Analysis of Knoop indentation. *Int. J Solids Struct*, **48**: 175-190.

Goracci C, Cadenaro M, Fontanive L, Giangrosso G, Juloski J, Vichi A ve ark. (2014). Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. *Dent Mater*, **30**: 688-94.

GÖKAY N. (1992). Kompozit dolgu maddelerinde polimerizasyon büzülmesi. *Ege Diş Fak Der*, **13**: 8-13.

GÖKÇE K. (2005). Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. *J Dent Fac Atatürk Uni* **3**: 52-60.

HAMLİN NJ, BAİLEY C, MOTYKA NC VE VANDEWALLE KS. (2016). Effect of tooth-structure thickness on light attenuation and depth of cure. *Oper Dent*, **41**: 200-7.

HAN B, DONG YM, WANG XY, GAO XJ. (2011). Effects of light-curing modes on the polymerization shrinkage and surface hardness of composite resins. *J of Peking Univ Health Sci*, **43**: 770-773.

HEİNTZE SD VE ZİMMERLİ B. (2011). Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials. A review in 3 parts. Part 1: Approval requirements and standardized testing of composite materials according to ISO specifications. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, **121**: 810-6.

HERAEUS KULZER. (2011). Venus Bulk Fill Product Profile. Available online at https://www.kulzerus.com/media/webmedia_local/north_america/pdf_files/brochures/Venus_Bulk_Filll.

HICKEL R, DASCH W, JANDA R, TYAS M, ANUSAVICE K. (1998). New direct restorative materials. *FDI Commission Project Int Dent J*, **48**: 3-16

İLİE N, HICKEL R. (2011). Resin composite restorative materials. *Aust Dent J*, **56**: 59-66.

İLİE N, KESSLER A, DURNER J. (2013b). Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *J Dent. Res*, **41**: 695–702.

İLİE N, HICKEL R. (2009). Investigations on mechanical behavior of dental composites. *Clin Oral Invest*, **13**: 427-438.

İLİE N, JELEN E, HİCKEL R. (2011). Is the soft-start polymerisation concept still relevant for modern curing units? *Clin Oral Inves*, **15**: 21–29.

ILIE N, BUCUTA S VE DRAENERT M. (2013a). Bulk fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent*, **38**: 61825.

IMAZATO S, TARUMI H, KATO S, EBISU S. (1999). Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer MDPB. *J Dent*, **27**: 279-83.

ISSA Y, WATTS DC, BOYD D, PRICE RB. (2016). Effect of curing light emission spectrum on the nanohardness and elastic modulus of two bulk-fill resin composites. *Dent Mater*, **32**: 535-550

JAFARZADEH TS, ERFAN M, BEHROOZİBAKHSH M, FATEMI M, MASAEI R, REZAEI Y VE ARK. (2015). Evaluation of polymerization efficacy in composite resins via FT-IR spectroscopy and vickers microhardness test. *Jour of Dent Res, Dent Clin Dent Pros*, **9**: 226.

JANG J-H, PARK S-H, HWANG I-N. (2014). Polymerisation Shrinkage and Depth of Cure of Bulk-Fill Resin Composites and Highly Filled Flowable Resin. *Oper Dent*, 39-6.

JEONG T-S, KANG H-S, KIM S-K, KIM S, KIM H-I, KWON YH. (2009). The effect of resin shades on microhardness, polymerization shrinkage, and color change of dental composite resins. *Dent Mater J*, **28**: 438-445.

KELIĆ K, MATIĆ S, MAROVIĆ D, KLARIĆ E VE TARLE Z. (2016). Microhardness of bulk-fill composite materials. *Acta Clinica Croatica*, **55**: 607-14.

KENNETH J, ANUSAVICE CS, H Ralph Rawls. (2003). Phillips' Science of Dental Materials 11th ed. St. Louis: W. B. Saunders.

KEOGH P, RAY N. J, LYNCH CD, BURKE FM VE HANNIGAN A. (2004). Surface microhardness of a resin composite exposed to a" first-generation" LED curing lamp, in vitro. *The Europ Jour of Prosth.and Res Dent*, **12**: 177-180.

KIM S-H, WATTS DC. (2008). Degree of conversion of bis-acrylic based provisional crown and fixed partial denture materials. *The J of Korean Academy of Prosth*, **46**: 639-43.

KOLPAKOVA ANNA. (2015). Comparison of monowave and polywave transmission and curing profile thru various composites. *Univ Honors Theses*, P.170.

KOUPIS NS, VERCRUYSSSE CW, MARKS LA, MARTENS LC, VERBEECK RM. (2004). Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dent Mater*, **20**: 908-14.

KRAMER N, LOHBAUER U, GARCIA-GODOY F, FRANKENBERGER R. (2008). Light curing of resin-based composites in the LED era. *American J Dent*, **21**: 135.

LEUNG RL, KAHN RL VE FAN PL. (1984). Comparison of depth of polymerization evaluation methods for photo-activated composite. *J of Dent Res*, **63**: 292.

LI Y, SWARTZ M, PHILLIPS R, MOORE B, ROBERTS T. (1985). Materials science effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res*, **64**: 1396-403

LIEN W, VANDEWALLE KS. (2010). Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dent. Mater*, **26**: 337-44.

Li X, Pongprueksa P, Van Meerbeek B ve De Munck J. (2015). Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *J of Dent*, **43**: 664-72.

LIMA RBW, TROCONIS CCM, MORENO MBP, MURILLO-GÓMEZ F, DE GOES MF. (2018). Depth of cure of bulk fill resin composites: A systematic review. *J Esthet Restor Dent*, **30**: 492-501.

LLORET PR, RODE KM, TURBINO ML. (2004). Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. *Braz Oral Res*, **18**: 271-5.

LU H, STANSBURY JW, BOWMAN CN. (2005). Impact of curing protocol on conversion and shrinkage stress. *J. Dent Res*, **84**: 822-26.

LUTZ F VE RW PHILLIPS A. (1983). Classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent*, **50**: 480-8.

MARTINS F, DELBEM ACB, SANTOS LRDAD, SOARES HLDO, MARTINS EDOB. (2002). Microhardness of resins as a function of color and halogen light. *Pesqui Odontol Bras*, **16**: 246-250.

MAYWORM CD, CAMARGO SS JR, BASTIAN FL. (2008). Influence of artificial saliva on abrasive wear and microhardness of dental composites filled with nanoparticles. *J Dent*, **36**: 703-10.

MC CABE JF, WALLS AWG. (2000). Applied dental materials. 8th Ed. Oxford, England: Black Sci Pub, 87-178.

MCCABE JF, WALLS AW. (2013). Applied dental materials: *John Wiley & Sons*.

MCCABE JF. (1990). Applied Dental Materials. 7th ed. Blackwell Scientific Pub. Oxford, England.

MILLS RW, UHL A, JANDT KD. (2002). Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Bri Dent J*, **193**: 459-63.

MILLS RW. (2002). High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomater*, **23**: 2955-2963.

MITRA SB, WU D, HOLMES BN. (2003). An application of nanotechnology in advance dental materials. *J Am Dent Assoc*, **134**: 1382-1390.

MIYAZAKI M, ONOSE H, IIDA N, KAZAMA H. (2003). Determination of residual double bonds in resin-dentin interface by Raman spectroscopy. *Dent Mater*, **19**: 245-251.

MİLETİC V, PONGPRUEKSA P, DE MUNCK J, BROOKS NR, VAN MEERBEEK B. (2017). Curing characteristics of flowable and sculptable bulk-fill composites. *Clin Oral Investig*, **21**: 1201-1212.

Milli Eğitim Bakanlığı, Mesleki Eğitim ve Öğretim Sisteminin Güçlendirilmesi Projesi 'MEGEP' (2006). Metal Teknolojisi, Sertlik Ölçme Yöntemleri, Ankara. 1-5.

MONTERUBBIANESI R, ORSINI G, TOSI G, CONTI C, LIBRANDO V, PROCACCINI M VE PUTIGNANO A. (2016). Spectroscopic and Mechanical Properties of a New Generation of Bulk Fill Composites. *Front Oral Ph*, **27**: 652.

MOORE BK, PLATT JA, BORGES G, CHU TM, KATSİLİERİ I. (2008) Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades. *Oper Dent*, **33**: 408-12.

MORAES LG, ROCHA RS, MENEGAZZO LM, DE ARAUJO EB, YUKIMITO K, MORAES JC. (2008). Infrared spectroscopy: a tool for determination of the degree of conversion in dental composites. *J Appl Oral Sci*, **16**: 145-149.

MÜJDECİ A, GÖKAY O. (2005). Dental effects of home bleaching gels and whitening strips on the surface hardness of resin composites. *American J of Dent*, **18**: 323-326.

NALÇACI A, OZTAN MD, YILMAZ S. (2004). Cytotoxicity of composite resins polymerized with different curing methods. *Int Endod J*, **37**: 151-156.

NASCIMENTO AS, LIMA DB, FOOK MVL, ALBUQUERQUE MS, LIMA EA, SABINO MA, BORGES SMP. Physicomechanical characterization and biological evaluation of bulk-fill composite resin. *Braz Oral Res*, **32**: 107.

NEO BJ, SOH MS, TEO JW VE YAP AU. (2005). Effectiveness of composite cure associated with different light-curing regimes. *Oper Dent*, **30**: 671-675.

O'BRIEN WJ. (1997). Dental materials and their selection. 2nd Ed. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc., 114-118.

O'BRIEN WJ. (2002). Dental Materials, Properties and Selection. 3 rd ED. London: Quintessence Publishing Co Inc p: 113.

OKADA K, TOSAKI S, HIROTA K, HUME W. (2001). Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. *Dent Mater*, **17**: 34-39.

OKTE Z, VILLALTA P, GARCÍA-GODOY F, LU H, POWERS JM. (2006). Surface hardness of resin composites after staining and bleaching. *Oper Dent*, **31**: 623-8.

ORŁOWSKI M, TARCZYDŁO B, CHAŁAS R. (2015). Evaluation of marginal integrity of four bulkfill dental composite materials: in vitro study. *Sci World J*, 701262.

Ölmez A, Tuna D. Polimerizasyon büzülmesine etki eden faktörler (2002). *CÜ Dişhek Fak Derg*, **5**: 52- 56.

ÖZDEMİR DH, ALADAĞ Lİ. (2013). The Effect Of Different Polymerization Periods On Water Sorption Of Acrylic Resins. *J Dent. Fac Atatürk Uni*, **21**: 214-19.

PAR M, GAMULIN O, MAROVIC D, KLARIC E, TARLE Z. (2015). Raman spectroscopic assessment of degree of conversion of bulk-fill resin composites - changes at 24 hours post cure. *Oper Dent*, **40**: 92-101

PARK J, CHANG J, FERRACANE J, LEE IB. (2008). How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater*, **24**: 1501-5.

PARK S, KIM S, CHO Y, LEE S, NOH B. (2005). Comparison of linear polymerization shrinkage and microhardness between QTH-cured & LED-cured composites. *Oper Dent Uni Washington*, **30**: 461.

PEUTZFELDT A, SAHAFİ A, ASMUSSEN E. (2000). Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater*, **16**: 330-6.

PEUTZFELDT A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J. Oral Sci*, **105**: 97-116.

PHILIPS RW. (1991). Science of Dental Materials. 9 th Ed. W. B. Saunders Co. **Chp.10-12**: 157-235.

PIANELLI C, DEVAUX J, BEBELMAN S, LELOUP G. (1999). The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light activated composite resins. *J Biomed Mater Res*, **48**: 675-681.

PİLO R, OELGIESSER D VE CARDASH HS. (1999). A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *J of Dent*, **27**: 235-41.

POGGİO C, LOMBARDİNİ M, GAVİATİ S VE CHİESA M. (2012). Evaluation of Vickers hardness and depth of cure of six composite resins photo-activated with different polymerization modes. *J of Conser Dent*, **15**: 237-241.

POSKUS LT, PLACİDO E VE CARDOSO PEC. (2004). Influence of placement techniques on vickers and knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater*, **20**: 726-732.

POWERS JM VE SAKAGUCHI RL. (2006). Craig's Restorative Dental Materials, (13th ed.). Elsevier India.

PRICE RB, FELIX CA VE ANDREOU P. (2006). Third-generation vs a secondgeneration LED curing light: effect on Knoop microhardness. *Compend Cont Edu Dent*, **27**: 490-6.

PRICE RB, FELIX CA, ANDREOU P. (2004) Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomater*, **25**: 4465-77.

PRICE RB, FELIX CA VE ANDREOU P. (2003). Evaluation of a secondgeneration LED curing light. *Jour Canadian Dent Assoc*, **69**: 666.

RAWLS KJ. (2003). Mechanical properties of dental materials In: Phillips' *Science Of Dent Mater* 11th Ed. Ed: ANUSAVICE, K.J. St. Louis: W.B. Saund, 69-143.

RAWLS KJ, ESQUIVEL-UPSHAW J. (2003). Restorative resins. In: Phillips' *Science of Dental Materials*. 11th Ed. Ed: ANUSAVICE, K.J., St Louis: W. B. Saund, 154-162.

RIZZANTE FAP, DUQUE JA, DUARTE MAH, MONDELLI RFL, MENDONÇA G, ISHIKIRIAMA SK. (2019). Polymerization shrinkage, microhardness and depth of cure of bulk fill resin composites. *Dent Mater J*, **38**: 403-410.

ROULET J-FW, NAIRN H.F, FUZZI, MASSIMO. (2001). *Advances in Operative Dentistry, Volume 2: Challenges of the Future* Chicago: Quintes.

RUEGGERBERG F. (1999). Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl*, **25**: 4-15.

RUEGGERBERG F VE CRAIG RG. (1988). Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J of Dent Res*, **67**: 932-937.

SABBAGH J, RYELANDT L, BACHERIUS L, BIEBUYCK JJ, VREVEN J, LAMBRECHTS P ve ark. (2004). Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehab*, **31**: 1090-101.

SAKAGUCHI R, DOUGLAS W, PETERS M. (1992). Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent*, **20**: 18-38

SAKAGUCHI RL VE POWERS JM. (2012). *Craig's Resto Dent Mater* (13th.ed). Philadelphia Elsevier Mosby.

SAKAGUCHI RL, DOUGLAS WH VE PETERS MC. (1992). Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J of Dent*, **20**: 183-8.

SAY E C, CİVELEK A, NOBECOURT A, ERSOY M VE GULERYUZ C. (2003). Wear and microhardness of different resin composite materials. *Oper Dent Univ of Washington*, **28**: 628-634.

SCHMİTT J, FLEMMİNG H-C. (1998). FTIR -spectroscopy in microbial and material analysis. *Inter Biodeter. & Biodeg*, **41**: 1-11.

SCHNEİDER LF, CONSANİ S, CORRER-SOBRİNHÖ L, CORRER AB VE SİNHÖRETİ MA. (2006). Halogen and LED light curing of composite: Temperature increase and knoop hardness. *Clinic Oral Invest*, **10**: 66-71.

SCÖUGALL-VİLCHİS RJ, HÖTTA Y, HÖTTA M, İDONÖ T, YAMAMÖTÖ K. (2009). Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive X-ray microanalyzer. *Dent Mater J*, **28**: 102-112.

SHİM J-S, WATTİS D. (1999) Residual monomer concentrations in denture-base acrylic resin after an additional, soft-liner, heat-cure cycle. *Dent Mater*, **15**: 296-300.

SHÖRTALL AC, PALİN WM, BURTSCHER P. (2008) Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. *J Dent Res*, **87**: 84-8.

SHÖRTALL AC, PRICE RB, MACKENZİE L VE BURKE FJT. (2016). Guidelines for the selection, use, and maintenance of led light-curing units- part 1. *Bri Dent J*, **221**: 453-460

SİDERİDOU İ, TSERKİ V, PAPANASTASİÖU G. (2002). Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomater*, **23**: 1819-1829.

SMİTH BC. (2011). Fundamentals of Fourier transform infrared spectroscopy. 2nd edition. CRC press.

SOYGUN K, UNAL M, ÖZER A, GULNAHAR E, BOLAYIR G. (2015). Effects of different curing units on bulk fill composites. *Int J Oral Dent Health*, **1**: 1-5.

STANSBURY JW, DİCKENS SH. (2001). Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dent Mater*, **17**: 71-79.

STURDEVANT CM, ROBERSON TM, HEYMANN HO. (1995). Sturdevant JR. Art. Sci. Oper. Dent. 3rd Ed. St. Louis: Mosby-Year Book Inc, 252-263.

SUDHEER V, MANJUNATH M. (2011). Contemporary curing profiles: Study of effectiveness of cure and polymerization shrinkage of composite resins: An in vitro study. *J Conserv Dent*, **14**: 3836.

SWİFT EJ, STURDEVANT CM, ROBERSON TM, HEYMANN H. (2006). *Sturdevant's Art Sci Oper Dent Elsev Health Sci*.

ŞENER Y, ŞENGÜN A VE KOYUTÖRK AE. (2005). Farklı ışık kaynaklarıyla polimerize edilen kompozit rezin materyalinin mikrosertliği. *ÖMÜ Diş Hek Fak Derg*, **6**: 3-7.

TAİRA M, URABE H, HİROSE T, WAKASA K, YAMAKİ M. (1988). Analysis of photo initiators in visible light cured dental composite resins. *J Dent Res*, **67**: 24-28.

TARLE Z, ATTIN T, MAROVIĆ D, ANDERMATT L, RIŠTIĆ M, TAUBÖCK TT. (2015). Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high viscosity bulk-fill resin composites. *Clinic Oral Inves*, **19**: 831-840.

TAUBOCK TT, FEILZER AJ, BUCHALLA W, KLEVERLAAN CJ, KREJCI I, ATTIN T. (2014). Effect of modulated photo-activation on polymerization shrinkage behavior of dental restorative resin composites. *Eur J Oral Sci*, **122**: 293–302.

THOMASIDIS S, KAKABOURA A, MUELLER WD, ZINELIS S (2013). Mechanical properties of contemporary composite resins and their interrelations. *Dent Mater*, **29**: 132-141.

THONGNOPKUN P, EKGASIT S. (2005). FTIR Spectra of faceted diamonds and diamond simulants. *Diamond and related mater*, **14**: 1592-9.

TURSSI CP, SAAD JR, DUARTE SL JR, RODRIGUES AL Jr (2000). Composite surfaces after finishing and polishing techniques. *Am J Dent*, **13**: 136-138

TURSSI CP, FERRACANE JL, SERRA MC. (2005). Abrasive wear of resin composites as related to finishing and polishing procedures. *Dent Mater J*, **21**: 641-648.

Uhl, A, Sigusch, BW ve Jandt, KD. (2004). Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent. Mater*, **20**: 80-87.

VAN NOORT R. (1994). Introduction to Dental Materials Mosby, England.

VANDEWALLE K, ROBERTS H, TIBA A, CHARLTON D. (2005). Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. *Oper Dent*, **30**: 257-64.

VANHERLE G, SMITH DC. (1985). Posterior composite resin dental restorative materials. Minnesota Mining Co. 94-134.

VIVADENT I. (2016). Tetric EvoCeram Bulk Fill. Instructions for use. Available online at <http://www.ivoclarvivadent.com/en-us/composites/restorative-materials/tetricevocerambulk-fill>.

VIGANO C, RUYSSCHAERT JM VE GOORMAGHTIGH E. (2005). Sensor applications of attenuated total reflection infrared spectroscopy. *Talanta*, **65**: 1132-42.

W H Tate, K H Porter, R O Dosch. (1999) Successful Photocuring: Don't Restore Without It *Oper Dent*, **24**: 109-14.

WANG L, D'ALPINO PHP, LOPES LG VE PEREIRA JC. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: Relative contribution of laboratory tests. *J of App Oral Sci*, **11**: 162-167.

WEINMANN W, THALACKER C, GUGGENBERGER R. (2005). Siloranes in dental composites. *Dent Mater*, **21**: 68-74.

WHITTERS C, STRANG R, BROWN D, CLARKE R, CURTIS R, HATTON P ve ark. (1999). Dent. Mater.; Literature review. *J Dent*, **27**: 401-35.

WILLEMS G, LAMBRECHTS P, BRAEM M, VANHERLE G. (1993). Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int*, **24**: 641-658.

WITZEL MF, CALHEIROS FC, GONCALVES F, KAWANO Y, BRAGA RR, (2005). Influence of photoactivation method on conversion, mechanical properties, degradation in ethanol and contraction stress of resin-based materials. *J Dent*, **33**: 773-779.

YAMAN BC, EFES BG, DÖRTER C, GÖMEÇ Y, ERDİLEK D VE BÜYÜKGÖKÇESU S. (2011). The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins. *J of Con Dent*, **14**: 136-139.

YAP A, SOH M, SIOU K. (2002a). Post-gel shrinkage with pulse activation and softstart polymerization. *Oper Dent*, **27**: 81-87.

Yap AU, Ng SC, Siow KS. (2001b). Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent*, **26**: 260-266

YAP AU, SOH MS, SIOU KS. (2002b). Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization. *Oper Dent*, **27**: 44-49.

YAP AU, TAN SH, WEE SS, LEE CW, LIM EL, ZENG KY. (2001a). Chemical degradation of composite restoratives. *J Oral Rehabil*, **28**: 1015-21.

YAP A.U, TAN CH, CHUNG SM. (2004). Wear behavior of new composite restoratives. *Oper Dent*, **29**: 269-274.

YAP AUJ, PANDYA M, TOH WS. (2016). Depth of cure of contemporary bulkfill resin-based composites. *Dent Mater J*, **35**: 503-10.

YAZICI AR., MÜFTÜ A, KUGEL G. (2007). Threedimensional surface profile analysis of different types of flowable restorative resins following different finishing protocols. *J Contemp Dent Pract*, **8**: 9-17.

YÜCEL T, TARIM B, ULUKAPI H VE DEMİRCİ M. (2004). Ön bölge dişlerde direkt estetik restorasyonlar. *TDB Derg*, 10-23.

3M ESPE Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative [Available from: <http://multimedia.3m.com/mws/media/976634O/filtek-bulk-fill-posterior-restorativetechnical-product-profile.pdf>.

ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı : Şeyma
Soyadı : Çelen Acer
Doğum Yeri ve Tarihi : 13.07.1990
Uyruğu : TC
Medeni Durumu : Evli
İletişim Adresi : seymacelen90@gmail.com

II. Eğitim Bilgileri

2017-2020 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Uzmanlık Eğitimi

2009-2014 Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

2004-2008 Sümer Süper Lisesi

1997-2004 Osman Düşüngen İlköğretim Okulu

Yabancı Dili İngilizce

III. Ünvanları

2014 Diş Hekimi

2017 Uzmanlık Öğrencisi

IV. Bilimsel İlgi Alanları

Uluslararası Toplantılarda Takdim Edilen ve Bildiri Kitabında Basılan Posterler

Şeyma Çelen Acer, Adil Nalçacı. “Direkt Kompozit Restorasyonlar ile Diastema Kapatılması: 2 Olgu Sunumu” TDB 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi (2019).