



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**FARKLI KALINLIKLARIN VE FARKLI POLİMERİZASYON
SÜRELERİNİN BULK FİLL KOMPOZİT REZİNLERİN
MİKROSERTLİĞİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Yasemin Hazal DEDEAĞA

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

DANIŞMAN

Prof. Dr. Adil NALÇACI

ANKARA

2019

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI KALINLIKLARIN VE FARKLI POLİMERİZASYON
SÜRELERİNİN BULK FİLL KOMPOZİTLERİN MİKROSERTLİĞİNE
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Yasemin Hazal DEDEAĞA

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

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Adil NALÇACI**

**ANKARA
2019**

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum "Farklı kalınlıkların ve farklı polimerizasyon sürelerinin bulk fill kompozitlerin mikrosertliğine etkisinin değerlendirilmesi " başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım 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

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca sabrını ve yardımlarını benden esirgemeyen, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşarak bana yol gösteren ve tez çalışmamda emeği geçen değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Adil NALÇACI'ya,

Bana verdikleri eğitim ve destekleri nedeniyle, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda görevli tüm değerli hocalarıma,

Üniversiteye başladığım ilk günden itibaren yanımda olan geçen yılları eğlenceli bir o kadar da unutulmaz kılan kadim dostum Dt. Ceren Değer'e,

Neşesiyle her daim mutluluk saçan sevgili arkadaşım Dt. Bilge Ersöz'e, zorlu zamanlarda desteğiyle yanımda olan canım arkadaşım Dt. Ozan Kaan Venedik'e

Beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum Dt. Fulya Demir, Dt. Aybala Uslu, Dt. Tuğçe Tartıcı, Dt. Ahmet Orhun Karacan ve diğer bölüm arkadaşlarıma,

Hayatımın her döneminde yanımda olan, dostluklarıyla güçlendiğim arkadaşlarım Arzu Yenice, Cansu Ağca, Ezgi Eroğlu ve Selin Kargül'e,

Hayatımın her anında sevgi, özveri, sabır ve sonsuz emekleriyle yanımda olan, bu zorlu süreçte beni destekleyen, kızları olduğum için her zaman şanslı hissettiğim canım annem Gülşen Dedeğa'ya ve canım babam Mehmet İhsan Dedeğa'ya,

Bugüne kadar bana kardeş, dost, arkadaş ve daha fazlası olan biricik ablam Zeynep Esin Kaya'ya, dünyaya gelmesiyle benim de dünyamı aydınlatan bitanecik yeğenim Kuzey Kaya'ya,

Tüm kalbimle sonsuz teşekkürler

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	v
ÖNSÖZ	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	viii
ŞEKİLLER.....	x
ÇİZELGELER.....	xi
1.GİRİŞ	1
1.1. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddeleri Ve Yapısındaki Bileşenler	2
1.1.1. Resin Matriks (Organik Matriks Fazı).....	2
1.1.2. Doldurucular (İnorganik Faz)	3
1.1.3. Bağlayıcı Ajanlar (Ara Faz).....	4
1.1.4. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddelerinin Yapısındaki Diğer Bileşenler.....	5
1.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	6
1.2.1. Dental Kompozitlerin Doldurucu Büyüklüğüne Göre Sınıflandırılması	7
1.2.2. Dental Kompozitlerin Doldurucu Tipine Göre Sınıflandırılması	7
1.2.3. Dental Kompozitlerin Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırılması.....	7
1.2.4. Kompozit Resinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması.....	8
1.3. Kompozit Resinlerde Güncel Gelişmeler	8
1.3.1. Nanokompozitler.....	8
1.3.2. Siloran Bazlı Kompozitler.....	10
1.3.3. Bulk-fill Kompozitler.....	11
1.3.4. Ormoserler.....	12
1.3.5. Fiberle Güçlendirilmiş Resin Kompozitler	12
1.4. Polimerizasyon.....	14

1.4.1. Kondensasyon Polimerizasyonu	15
1.4.2. Katımlı Polimerizasyon.....	12
1.5. Görünür Işık Polimerizasyon Cihazları.....	22
1.5.1. Kuartz Tungsten Halojenler (QTH)	23
1.5.2. Işık Yayan Diyotlar (Light Emitting Diode, LED)	24
1.5.3. Lazerler	26
1.5.4. Plazma Ark (PAC)	26
1.6. Polimerizasyon Protokolleri (Mod, Program).....	27
1.7. Polimerizasyon Büzülmesi.....	29
1.7.1. Kaviteye bağlı faktörler.....	30
1.7.2. Uygulama tekniğine bağlı faktörler	30
1.7.3. Restoratif materyalin organik ve inorganik yapısına bağlı faktörler	31
1.8. Polimerizasyon Derinliği (Depth of Cure).....	32
1.8.1. Polimerizasyon Derinliğinin Alt ve Üst Yüzey Mikrosertlik Değerlerine Göre Belirlenmesi	32
1.8.2. Mikrosertlik Testleri.....	33
1.9. Dönüşüm Derecesi (Degree of Conversion)	36
1.9.1. Dönüşüm Derecesi Ölçme Yöntemleri	37
2. MATERYAL METOT	42
2.1. Çalışmada Kullanılan Cihazlar	44
2.1.1. Işık Cihazı	44
2.1.2. Vickers Sertlik Cihazı	44
2.2. Örneklerin Hazırlanması	44
2.3. Mikrosertlik Ölçümlerinin Yapılması.....	45
2.4. İstatistiksel Değerlendirme.....	45

3. BULGULAR	47
4. TARTIŞMA	53
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	61
KAYNAKLAR	63

ÖZET

Hata! Yer işareti tanımlanmamış.

SUMMARY

Hata! Yer işareti tanımlanmamış.

ÖZGEÇMİŞ

Hata! Yer işareti tanımlanmamış.



SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
(+)	Pozitif
<	Küçüktür
>	Büyüktür
°C	Santigrat derece
µm	Mikrometre
ATR	Attenuated Total Reflectance
Bis-Ema	Bisfenol A etil metakrilat
Bis-GMA	Bis-fenol A glisidil metakrilat
BP	Benzol peroksit
C=C	Karbon çift bağları
CQ	Kamferokinon
DC	Degree of Conversion
DOC	Depth of Cure
DTG	Differansiyel Termogravimetrik Analiz
FTIR	Fourier Transform Infrared Spektroskopisi
g/mol	Gram/mol
gr	Gram
HPLC	Yüksek Basıncılı Likit Kromatografisi
HV	Hardness Value
IR	Infrared
ISO	International Organization for Standardization
J/cm ²	Joule/ santimetrekare
LED	Light Emitting Diode

mJ/cm ²	Milijoule/ santimetrekare
mm	Milimetre
mW	Miliwatt
mW/cm ²	Miliwatt/santimetrekare
N,N-bis	Aromatik tersiyer amin
nm	Nanometre
PAC	Plazma Ark
PPD	Fenilpropanedion
QTH	Kuartz Tungsten Halojen
sn	Saniye
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TPO	Lucirin
UDMA	Üretan Dimetakrilat
UEDMA	Alifatik üretan dimetakrilat
UV	Ultraviyole

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Bis-GMA, UDMA, BİS-EMA, TEGDMA yapı formülü.....	3
Şekil 1.2. Polimerizasyon reaksiyonu:başlatma	17
Şekil 1.3. Polimerizasyon reaksiyonu: ilerleme ve zincir tranferi	20
Şekil 1.4. Polimerizasyon reaksiyonu : zincir transferi	21
Şekil 1.5. Polimerizasyon reaksiyonu : sonlanma	21
Şekil 1.6. Vickers sertlik testinde kullanılan 136°lik elmas uç ve ucun oluşturduğu izin görüntüsü	35

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan bulk fill rezin kompozit materyaller	43
Çizelge 3.1. Üst yüzey sertlik değerlerinin bulk fill kompozit rezinlerin 2 mm derinlikte farklı polimerizasyon zamanına göre karşılaştırılması.....	47
Çizelge 3.2. Üst yüzey sertlik değerlerinin bulk fill kompozit rezinlerin 4 mm derinlikte farklı polimerizasyon zamanına göre karşılaştırılması.....	48
Çizelge 3.3. Üst yüzey sert değerlerinin 10 ve 20 sn polimerizasyon zamanlarına göre farklı kalınlıkların karşılaştırılması	49
Çizelge 3.4. Farklı polimerizasyon zamanı ve farklı kalınlıklarda üst yüzey sertlik değerlerinin kompozit gruplarına göre karşılaştırılması	51
Çizelge 3.5. Kompozit rezinlerin alt yüzey/üst yüzey sertliği oranları.....	52

1. GİRİŞ

Kompozit esaslı rezin teknolojisinin restoratif diş hekimliğinin kullanımına sunulması geçen yüzyılda estetik diş hekimliğine sağlanan en önemli katkılardandır (Fortin ve Vargas, 2000). İçeriğindeki değişiklikler ve kimyasal özelliklerinin iyileştirilmesi dental kompozitleri çok daha güvenilir hale getirmektedir (Van Meerbek ve ark., 1998). Buna rağmen materyaller arasındaki farklılıklar, monomer yapıları, doldurucu kompozisyonları ve doldurucu ile matris arasındaki bağlayıcı ajanın kimyasal yapısı, değişik mekanik özelliklere sahip olmalarına ve dolayısıyla da kimyasal ve fiziksel bozunmalara karşı farklı direnç özellikleri sergilemelerine neden olmaktadır (Manhart ve ark., 2000).

Kompozit rezinlerin, klinik başarılarını etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bunlardan en önemlisi, kompozit rezinin polimerizasyonudur. Materyalin klinik başarısı, uygun fiziksel ve biyolojik özellikleri için, polimerizasyonu önem taşımaktadır. Polimerizasyonun yetersiz olması, materyalin içerisinde, yüksek oranda reaksiyona girmemiş artık çift bağ kalmasına neden olur. Bu artık çift bağlar, kompozit rezinin fiziksel özelliklerini azaltarak, rezinin renklenmesi ile sonuçlanan su emiliminin ve suda çözünmesinin, kenar kırık riskinin, kenar sızıntısının ve sitotoksitesinin artmasına neden olur (Ferracane ve ark., 1997).

Kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliği, materyalin fiziksel özellikleri ile biyouyumululuğunda en önemli parametrelerden biridir (Wilson, 1990). Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerin sertleşme derecesi; materyalin kimyasal yapısı, doldurucu oranı ve kullanılan ışık cihazına bağlıdır (Kim ve ark., 2002; Asmussen ve Peutzfeld, 2005).

Bu *in vitro* çalışmanın amacı, farklı kalınlıklarda ve farklı sürelerde polimerize edilerek hazırlanan beş bulk fill kompozit rezin materyali mikrosertlik ve polimerizasyon derecesi açısından karşılaştırmaktır.

1.1. Kompozit Rezin Esaslı Dolgu Maddeleri Ve Yapısındaki Bileşenler

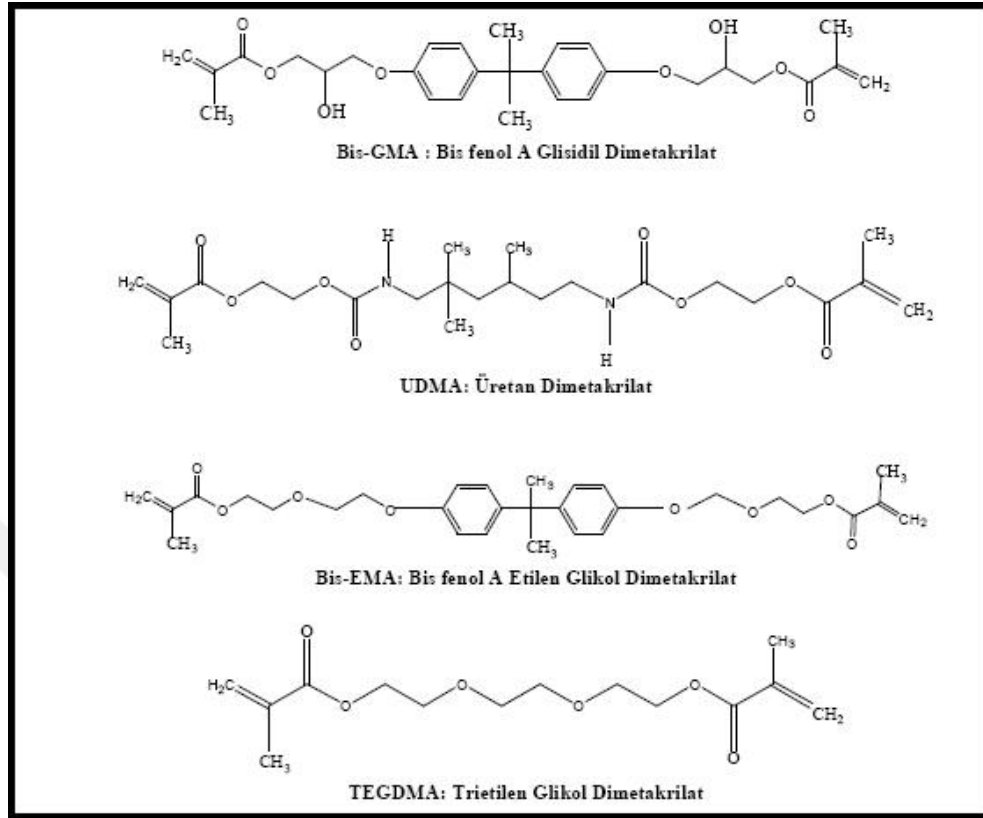
Mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan kompozit rezinler ilk olarak 1962 yılında Dr. Ray Bowen tarafından tanıtılmış ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir. Tanım olarak kompozit, iki veya daha fazla bileşenden oluşan materyal anlamına gelmektedir (Philips, 1991). Dr. Bowen'ın kompoziti, bisfenol A glisid metakrilat (Bis-GMA), doldurucu parçacıklar ve bu doldurucuları rezin matrikse bağlayan organik bir silan bağlayıcı ajandan oluşmaktadır.

Modern kompozit rezinler yapısal olarak 3 ana bileşenden meydana gelmektedir (Anusavice, 2003).

1.1.1. Rezin Matriks (Organik Matriks Fazı)

Kompozit rezinlerde çeşitli organik matriksler kullanılmaktadır. Bunlardan ilki bisfenol-A ile glisidil metakrilat'ın reaksiyon ürünü ve çift fonksiyonlu bir monomer olan Bisfenol-A-glisidil metakrilat (Bis-GMA)'dır. Aynı tipte, renk stabilitesi daha yüksek olan ve iyi bir adezyon sağlayan Üretan dimetil metakrilat da (UDMA) kompozitlerde organik matriks olarak kullanılabilir. Bis-GMA ve UDMA oldukça yoğun kıvamda materyaller oldukları için bir başka çift fonksiyonlu monomer olan trietilen glükol dimetakrilat (TEGDMA) ile seyreltilerek kullanılmaktadırlar (Jackson ve ark., 2000 , Roberson ve ark., 2011).

TEGDMA'nın moleküler ağırlığı ve viskozitesi Bis-GMA'dan daha az olup, inorganik doldurucuları daha iyi ıslatıcı özelliğe sahiptir. Düşük moleküler ağırlığı ve yüksek oranda çift bağlara sahip olması büzülmesini artırmaktadır (Lee ve ark., 2006). Rezin matriks içerisinde polimerizasyon hızlandırıcı ve başlatıcıları, ultraviyole stabilizatörleri, rezinin ısı, ışık ve diğer yollarla kendi kendine polimerize olmasını engellemek ve raf ömrünü uzatmak amacıyla 4-metoksifenol ve 2,4,6-tertsiyerbütifenol inhibitörleri de bulunmaktadır (Roberson ve ark., 2011).



Şekil 1.1. Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA yapı formülü (Rawls, 2003).

1.1.2. Doldurucular (İnorganik Faz)

Doldurucular resin esaslı dolgu materyallerinin ana bileşenleridir. Bu parçacıklar kompozitlerin ağırlıkça %70-%80'ini oluşturmaktadır (Shin ve Drummond, 1999).

İnorganik doldurucular; kompozitin polimerizasyon büzülmesini azaltırken, termal genişleme katsayısını düşürür, translüsensi özelliğini artırır ve materyalin yapısının sert olmasını sağlayarak aşınmaya karşı direncini arttırmaktadır. Stronsiyum, baryum, çinko ve yitriyum ise rezine radyoopasite sağlamaktadır (Nicholson, 2002).

Kompozit rezinlerin yapısında bulunan, matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki zirkonyum oksit, aluminyum oksit ya da silikon dioksit, lityum aluminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium cam, baryum aluminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküller matriksin fiziksel özelliklerini geliştirmek için eklenmiştir (Nicholson, 2002).

Silika partikülleri kompozitin mekanik özelliklerini güçlendirmekte, saydamlaştırarak ışığın geçmesini ve yayılmasını kolaylaştırmaktadır. Doldurucu partiküllerin miktarı arttıkça materyalin viskozitesi artarak klinik kullanım sırasında zorluklara neden olabilmektedir (Roberson ve ark., 2011).

Kompozit rezinin akışkanlığını; monomer akıcılığı, doldurucu partikül miktarı ve partikül büyüklüğü belirlemektedir. Monomer ve doldurucu partikül yüzeyi arasındaki sürtünme, akışkanlığı kontrol etmektedir. Doldurucuların yüzey alanı arttıkça kompozit rezinin akışkanlığı azalmaktadır. Partikül büyüklüğü kompozit rezinin bitirme, aşındırma ve polisaj işlemlerinden sonraki yüzey pürüzlülüğünü belirlemektedir. Partiküllerin şekli, büyüklüğü ve miktarı kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini ortaya çıkarmaktadır. Doldurucu partikül miktarı arttıkça, organik matriks oranının düşmesi ile, polimerizasyon büzülmesi, ısıl genleşme katsayısı ve su emiliminin azaldığı; aşınma direnci ve dayanıklılığının arttığı bilinmektedir (Bayne ve Thompson 2006, Murchison ve ark., 2006).

1.1.3. 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 molekül ve çift fonksiyonlu çok ince bir katman oluşturulmuştur. Bu katmandaki moleküllerin 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'dir.

Silan bağlama 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).

1.1.4. 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. Kamferokinon (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 nötralize olmasına rağmen Powers (2006) 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-terciyer bütül fenoldür (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003).

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 görünümü taklit edilmelidir. Opasiteyi arttırmak için üreticiler dental kompozitlerin içine ağırlık olarak %0,001-%0,007 oranlarında titanium dioksit ve alüminyum oksit katarlar (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003). Opasite arttırıcı bu bileşenler ışığın geçirgenliğini arttırdığı için, opak görünümlü kompozitlerin daha ince tabakalar halinde uygulanması gerektiği çalışmalarda gösterilmiştir (Anusavice, 2003).

1.2. 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).

1.2.1. Dental Kompozitlerin Doldurucu Büyüklüğüne Göre Sınıflandırılması

Lutz ve Phillips'e (1983) göre kompozit rezinler:

- a- Megafil (50-100 μm)
- b- Makrofil (10-100 μm)
- c- Midofil (1-10 μm)
- d- Minifil (0,1-1 μm)
- e- Mikrofil (0,01-0,1 μm)
- f- Hibrit (0,04-1 μm)
- g- Nanofil (0,005-0,01 μm) kompozitler olarak sınıflandırılırlar.

1.2.2. Dental Kompozitlerin Doldurucu Tipine Göre Sınıflandırılması

- a. Homojen dolduruculu kompozitler
- b. Heterojen dolduruculu kompozitler
- c. Hibrit kompozitler olarak sınıflandırılabilirler (Sturdevant ve ark., 1995).

1.2.3. 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).

1.2.4. 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).

1.3. Kompozit Rezinlerde Güncel Gelişmeler

Günümüzde geleneksel kompozitlerde gerek monomer gerekse doldurucular açısından birçok yenilik mevcuttur.

1.3.1. Nanokompozitler

Klasik rezin kompozitler, mikroskopik (1-5 μm) ve submikroskopik (0,4-0,8 μm) cam parçacıklarının harmanlanmasıyla meydana gelen hibrit tipler ve tipik olarak silika içeren (0,04-0,05 μm) çoğunlukla prepolimerize parçacıkların da bulunduğu mikrofil materyallerden oluşmaktadır (Jung ve ark., 2007). Daha küçük boyutlarda parçacıkların üretilebilmesi üreticilerin materyale daha yüksek seviyelerde doldurucu yüklemelerine olanak tanımaktadır (Ferracane, 1995). Kompozit rezinlerde doldurucu açısından görülen en büyük yeniliklerden biri, nano boyutlardaki inorganik doldurucuların materyale katılmasıdır.

Nanoteknoloji terimi yıllar içinde gelişerek, mikroteknolojiden daha küçük boyutlarda olan fakat nano bileşenlerden oluşması gerekmeyen herşey anlamına gelmektedir. Bu terim aynı zamanda moleküler nanoteknoloji olarak da literatürlerde geçmektedir (Suzuki ve ark., 2009).

Nanoteknoloji kullanımı ile dental kompozitler; nanomer ve nano cluster içeren nanodolduruculu restoratif materyallerin ya da geleneksel cam doldurucuların arasına

nanopartiküller yerleştirilerek nanohibrit restoratif materyallerin üretilmesi ile gerçekleştirilmektedir. Nanomerler; 25-75 nm boyutlarındaki tek tek partikülleri ifade eder (Mitra ve ark., 2003).

Nanokompozitler hibritlerin 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).

Nanomerler kompozit organik polimer matriksinde ayrı ayrı bulunurlar. Nanomerlerin yüzeylerinde, organik toz ile bağlantı gücünü arttırmak için ön hazırlık işlemleri yapılmaktadır. Nanopartiküllü doldurucular geleneksel dolduruculardan daha küçük hacimli olduklarından, organik matriks ile temas eden yüzey alanı artmıştır. Bu durum organik-inorganik faz bağlantısının daha kuvvetli olmasına sebep olmaktadır (Ure ve Harris, 2003).

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, 2009a). 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).

Bir çalışmada mikrohibrit kompozitlere göre nanohibrit ya da nanokompozitlerin suda bekletilme karşısında stabilitelerinin azaldığı görülmüşse de (Ilie ve Hickel, 2009b) bir başka çalışma tersi bir durumu ya da en azından bu duruma karşı hassasiyetlerinin iki kompozit çeşidi için de benzer olduğunu göstermiştir (Hahnel ve ark., 2010). Nanohibrit kompozitlerin bazı özelliklerinin daha düşük seviyede olmasının sebebinin önceden polimerize edilmiş rezin

doldurucuların birleşmesindeki sorunların olabileceği belirtilmiştir (Blackham ve ark., 2009). Bu konuyla ilgili klinik çalışmalarda ise nanofil, nanohibrit ve mikrohibrit kompozitler karşılaştırıldıklarında benzer iyi sonuçlar elde edilmesine rağmen mikrohibrit kompozitlerin marjinal kapaticılık açısından az da olsa daha iyi örtücülük sağladıkları görülmüştür (Ernst ve ark., 2006; Kramer ve ark., 2009).

1.3.2. Siloran Bazlı Kompozitler

Siloran bazlı rezinler 3M-ESPE tarafından yeni kompozit materyallerin üretiminde kullanılmak amacıyla geliştirilmiştir (Eick ve ark., 2007). Siloran terimi, yapısal eşleri hem siloksan hem de oksiran içeren hibrit monomer sistemlerini tanımlamak için kullanılmaktadır. Bu rezin çeşidi ve monomerlerinin bileşenleri oldukça biyouyumludur (Schmalz ve Schweikl, 2001). Sitotoksikite seviyeleri ise, Bis-GMA gibi metakrilat bazlı dental monomerlerle aynı ya da daha uygun seviyelerde seyretmektedir (Schweikl ve ark., 2004).

Siloranların polimerizasyon sistemleri metakrilatlardan farklılık göstermektedir. Siloran sisteminde metakrilatlardaki radikal polimerizasyon yerine katyonik halka açılmalı polimerizasyon görülmektedir. Bu sayede belirgin bir şekilde büzülme miktarında azalma ve streste düşüş gözlemlenmektedir (Ernst ve ark., 2004). Metakrilat sistemlerle karşılaştırıldığında siloran bazlı sistemlerin kenar uyumu ve mikrosızıntı yönlerinden daha üstün olduğu çalışmalarda gösterilmiştir (Thalacker ve ark., 2004; Palin ve ark., 2005; Thalacker ve ark., 2005).

Siloran bazlı sistemin ışık aktivasyonu metakrilat bazlı sistemlerden farklılık gösterir. Halka açılmalı polimerizasyonun başlaması için katyonik reaktif türlere ihtiyaç vardır. Bu da CQ, iyodonyum tuzu ve elektron vericisi ile sağlanır (FiltekTM Silorane, 2013).

1.3.3. Bulk fill Kompozitler

Bulk fill kompozitler teknikten bağımsız olarak, formülasyonu itibariyle, 4-5 mm kalınlığında kütleli yerleştirildiğinde, kontrollü polimerizasyon büzülmesi (Jin ve ark., 2009; Ilie ve Hickel, 2011a) ve kabul edilebilir polimerizasyon dönüşüm derecesi (Bouschlicher ve ark., 2004) sergilemektedirler.

Üreticiler polimerizasyon derinliğini arttırmak için çeşitli yöntemler geliştirmişlerdir. Bunlar;

- Doldurucu oranın azaltılması
- Doldurucu partikül boyutunu artırılması
- Translusensliklerinin artırılması (Ilie ve ark., 2013a)
- Ek fotoinisiyator kullanılması (Vivadent, 2016).

Konvansiyonel rezin bazlı kompozitlerdeki doldurucu partikül boyutunu küçültme, oranını artırma yaklaşımı, bulk fill rezin bazlı kompozitlerde modifiye edilmiş ve doldurucu oranı azaltılmış, partikül boyutları artırılmış (>20 µm) kompozitler üretilmiştir. Bu yaklaşımla, artmış doldurucu partikül boyutu sayesinde, doldurucu partikül-rezin matriks arayüzü azalmış, ışığın daha az saçılması, daha çok penetrasyonu sağlanmıştır. Bazı üretici firmalar doldurucu miktarını azaltmış [Filtek Bulkfill (3M ESPE), Venus], bazıları doldurucu büyüklüğünü artırmış [X-tra base (VOCO), X-tra Fil (VOCO), SDR, Sonicfil], böylece doldurucu ve organik matriks arası bağlantı yüzeyi azaldığından ışığın saçılması azalmış, absorpsiyonu artmıştır (Bucuta ve Ilie, 2014).

Tüm bunlara ek olarak, translusenslikleri de artırılan bulk fill rezin bazlı kompozitlerin, derin tabakalardaki polimerizasyonu sağlanmıştır (Bucuta ve Ilie, 2014). Tetric Evo Ceram bulk fill kompozitteki azalmış translusensiye rağmen iyi bir polimerizasyon derinliği sağlama amacıyla, üretici firma, bu kompozitte kullandıkları yeni bir fotoinisiyator sistemi olan "Ivocerin" i tanıtmışlardır. Ivocerin,

germanyum bazlı bir fotoinisiyator sistemi olarak tanımlanır ve 400-450 nm arasındaki dalga boyunu daha iyi absorbe ettiğinden kamforokinona kıyasla daha fazla fotopolimerizan aktiviteye sahiptir (Moszner ve ark., 2008; Ilie ve ark., 2013b). İvocerin, koinisiyator olarak amine ihtiyaç duymaz ve bir tane radikal oluşturabilen kamforokinon/amin sistemlerinden farklı olarak, polimerizasyonu başlatmak için en azından iki radikal oluşturur (Heraeus Kulzer, 2012; Ilie ve ark., 2013b).

Bulk fill kompozitler viskozitelerine göre; akışkan (flowable) ve yüksek viskoziteli (non-flowable) olmak üzere 2'ye ayrılabilir (Jang ark., 2014). Akışkan bulk fill kompozitler "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 (El Safty ve ark., 2012). Yani, bulk fill kompozitlerin tümü final materyal olmak üzere üretilmemişlerdir (Burgess ve Çakır, 2010).

1.3.4. Fiberle Güçlendirilmiş Rezin Kompozitler

Fiberle güçlendirilmiş polimerler alanında devam eden gelişme ve ilerlemeler, fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin kullanımını arttırmaktadır. Cam fiber, poliester fiber, karbon/grafit fiber, aramid fiber ve ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen fiber gibi çeşitli fiber tipleri kompozit materyallerin mekanik özelliklerini geliştirmek için kullanılmaktadır (Van Dijken ve Sunnegardh-Gronberg, 2006).

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler, alt yapıyı oluşturmak için kullanılan fiber ve dış veneer yapıyı oluşturmak için kullanılan hibrid ya da mikro dolduruculu partiküller içeren kompozit yapı olmak üzere iki yapının birleşiminden oluşmaktadır (Freilich ve ark., 2002). Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerde, fiberler matriks içinde gömülü olarak bulunmaktadır. Bu matriks, rezin veya polimer esaslı bir yapıya sahip olup cam, karbon veya polietilen yapıdaki fiberler etrafında bir faz oluşturmaktadır. Matriks yapının amacı gelen kuvvetleri en güçlü kısım olan fiberlere aktarmak ve

sardığı fiberleri nem etkisinden korumaktır (Çulhaoğlu ve ark., 2013). Fiber ile güçlendirilen kompozitlerin restoratif diş hekimliğinde, splint uygulamaları, endodontik tedavili dişlerin restorasyonu ve kron-köprü restorasyonları gibi oldukça geniş bir kullanım alanı bulunmaktadır (Duncan ve ark., 2000).

Son zamanlarda dental restoratif rezin kompozit olarak kısa fiberle güçlendirilmiş rezin kompozitler özellikle molar dişlerde yüksek stres alan bölgelerde kullanılmak için üretilmiştir (Garoushi ve ark., 2007). Mekanik test sonuçları, kısa fiber doldurucuyla güçlendirilmiş dental rezin kompozitlerin geleneksel partiküllü doldurucuya sahip rezin kompozitlerle karşılaştırıldığında daha fazla yük alma kapasitesi, bükülme ve kırılma dayanıklılığına sahip olduğunu (Garoushi ve ark., 2008; Garoushi ve ark., 2011) ve fiber oryantasyonu aracılığıyla polimerizasyon büzülme stresini kontrol altına alarak kenar sızıntısını azalttığını göstermektedir. Kısa fiber kompozit, tek tabaka halinde yerleştirilebilen alt yapı materyali olarak tasarlanmıştır. Üzerine geleneksel rezin kompozit uygulamayı gerektirir (Garoushi ve ark., 2008).

1.3.5. Ormoserler

Geleneksel rezin kompozitlerin polimerizasyon büzülmesiyle ortaya çıkan problemlerin üstesinden gelebilmek için organik modifikasyonlu seramikler (organically modified ceramics) 1998 yılında restoratif diş hekimliğinde yeni bir materyal sınıfı olarak geliştirilmiştir. Bu materyale, organik-modifikasyon-seramik kelimelerinin ilk hecelerinden oluşan ormoser (ormocer) adı verilmiştir (Dayangaç, 2000). Ormoserler temel olarak organik ve inorganik kısım ve polisiloksan olmak üzere üç komponentten oluşmaktadır. Bu komponentlerin oranı materyalin mekanik, termal ve optik özelliklerini etkilemektedir.

1. Organik polimerler polarite, çapraz bağlanabilme, sertlik ve optik davranışları etkilemektedir.

2. Cam ve seramik komponentler (inorganik içerik) termal ekspansiyon ve kimyasal stabiliteden sorumludur.
3. Polisiloksan elastisite, arayüz özellikleri ve işlenişi etkilemektedir (Zimmerli ve ark., 2010).

Ormoserlerde çok fonksiyonlu üretan ve tioeter oligo metakrilat alkoksi silan inorganik-organik kopolimerleri oluşturur. İnorganik-organik polimerlerin üç boyutlu çapraz bağlanmasıyla elde edilen ormoserler doğal diş yapısına benzer ısıl genişleme katsayısına sahiptir (Ilie ve Hickel, 2011b). Silanın alkoksisisilil grupları hidrolisis ve polikondensasyon reaksiyonları ile inorganik Si-O-Si ağını, metakrilat grupları da fotokimyasal yolla organik polimerizasyonu gerçekleştirir. Bu materyaller geleneksel kompozitlerle karşılaştırıldığında daha düşük aşınma hızına sahiptir (Tagtekin, 2004). Hibrit kompozitlere göre daha düşük doldurucu içeriğe sahip olmasına rağmen benzer büzülme göstermektedirler (Cattani-Lorente, 2001). Ormoserlerin avantajları; mine ve dentine mükemmel adezyon, biyouyumluluk, kullanım rahatlığı, iyi estetik, kondanase edilebilir ve kolay manipüle edilebilir olması ve polimerizasyon büzülmesinde önemli ölçüde azalmadır.

1.4. Polimerizasyon

Kimyasal yapıları aynı olan ve reaksiyon aktivitesi olan basit bir molekülün (monomer) kimyasal olarak tekrarlanabilir şekilde birbirine bağlanmasından meydana gelen büyük moleküllü maddelere polimer bu sürece de polimerizasyon denir (Philips, 1991; O'Brien, 2002).

Polimer terimi birçok (poli) kısımdan oluşan parçalar (mer) anlamına gelmektedir. Polimerin yapıtaşına monomer denilmektedir. Eğer polimerler farklı monomerlerin biraraya gelmesiyle oluşmaktalar ise bu yapı kopolimer adını almaktadır (Powers ve Sakaguchi, 2006).

Polimer molekülünün içeriğinde bulunan birbirine kovalent bağlarla bağlı çok sayıdaki monomerin molekül ağırlıklarının toplamı, polimerin molekül ağırlığını verir. Polimerler, binlerle, milyonlarla ifade edilen molekül ağırlıklarına sahip olabilirler. Polimerin moleküler ağırlık dağılımı, fiziksel özelliklerinde önemli rol oynar. Ortalama moleküler ağırlığı, monomer tipi ve konsantrasyonuna bağlı olsa da ısı, sertleşme zamanı gibi şartlara bağlı olarak da değişebilir.

Polimerizasyon işlemi farklı mekanizmalarla meydana gelir. Sentetik polimerler, monomerlerin katımlı polimerizasyon ve kondensasyon polimerizasyonu ile iki türlü reaksiyon sonucu elde edilirler (Phillips, 1991; O'Brien, 2002).

1.4.1. 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 (Phillips 1991; Taira ve ark. 1988).

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 (Craig ve Powers, 2002 ; O'Brien, 1997).

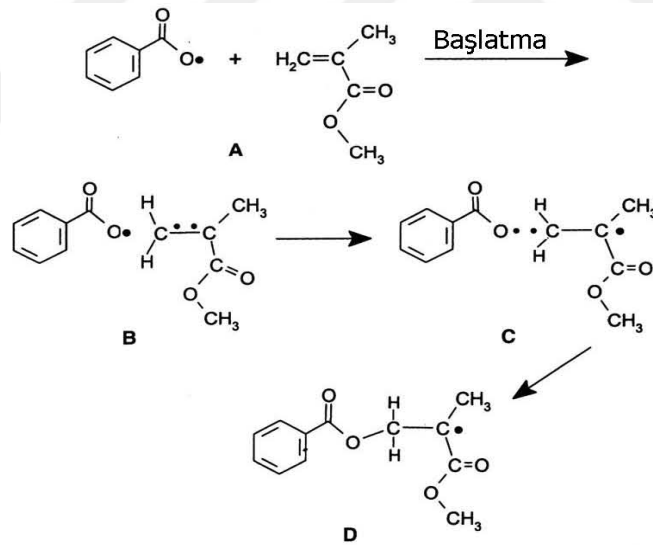
Çapraz Bağlantı: Birbirine bağlanarak bir zincir yapısı oluşturan polimer moleküllerine, reaktif yan zincirlere sahip monomerler ilave edilir. Bu yan zincirler aracılığıyla, bir zincir diğerine bağlanır ve böylece üç boyutlu bir yapı oluşur. Çapraz bağlı polimerlerin su emilimi ve çözünürlüğü az olup, 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).

1.4.2. Katımlı Polimerizasyon

Bu tip polimerizasyonlarda 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).

Djziş hekimliği alanında daha çok katılma polimerizasyon tipine rastlanır. Katılma polimerizasyonu 3 şekilde olur; başlama reaksiyonu, 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 diş hekimliğinde en sık başvuru polimerizasyon şekli radikalik polimerizasyondur. Radikalik polimerizasyonda kullanılan başlatıcı, önceleri ultraviyole ve daha sonraları ise 400 nm'den daha büyük dalga boylarına duyarlı görünür ışık kaynaklarıdır (Vanherle ve Smith, 1985; Taira ve ark., 1988; Philips, 1991).



Şekil 1.2. Polimerizasyon reaksiyonu:Başlatma (Rawls, 2003).

Kondensasyon polimerizasyonu ile karşılaştırıldığı zaman, katımlı polimerizasyon sınırsız büyüklükte dev moleküller üretebilir. Katımlı polimerizasyon esnasında kompozisyonda bir değişiklik olmaz. Makromoleküller kompozisyonda değişiklik olmadan ufak ünitelerden ya da monomerlerden oluşurlar.

Çünkü polimer ve monomer aynı ampirik formüle sahiptir. Bir başka deyişle monomerin yapısı polimerde defalarca tekrarlanmıştır (Rawls, 2003).

Katımlı Polimerizasyon Aşamaları

İndüksiyon: İndüksiyon safhasını kontrol eden iki süreç vardır: aktivasyon ve başlatma (Şekil 1.2). Katımlı polimerizasyonun başlaması için serbest radikal kaynağa ihtiyaç vardır ($R\bullet$). Serbest radikaller, radikal üreten moleküllerin aktivasyonu ile oluşturulabilirler.

Bu da ikinci bir kimyasal, ısı, görünür ışık, ultraviyole ışık ya da serbest radikal olarak bilinen başka bir bileşikten enerji transferiyle oluşturulabilir. Bu kimyasal ajanlardan dış hekimliğinde en sık kullanılanlar ısı ve ışıktır.

Katımlı polimerizasyonun olabilmesi için gerekli öğelerden biri de doymamış gruptur. Bu grup bir çift bağıdır ve aynı zamanda serbest radikallerin de kaynağıdır. Teorik olarak, $R\bullet$ herhangi bir serbest radikal olabilir. Bir serbest radikal, çiftleşmemiş elektrona (\bullet) sahip bir atom veya atomlar grubudur.

Çiftleşmemiş elektron, serbest radikale elektron çekme özelliği verir. Bir serbest radikal ve onun çiftleşmemiş elektronu, çift bağında yüksek elektron yoğunluğu olan bir monomere yaklaştığı zaman, bir elektron çekilir ve bu serbest radikalın elektronuyla bir bağ yapar. Çift bağın diğer tarafındaki elektronu çiftleşmemiş halde bırakır. Artık reaksiyon başlamıştır (initiation). Polimerizasyonu başlatmak için kullanılan ve serbest radikal oluşturan bu kimyasal, bir katalizör değildir. Ancak çoğu zaman katalizör olarak yanlış tanımlanmaktadır. Çünkü kendisi de yapı içine katılır ve son bileşiğin bir parçası olur.

Diş hekimliğinde kullanılan poli (metil metakrilat) ve diğer metakrilat türlerinde polimerizasyonu başlatmak için farklı başlatıcılar kullanılmıştır. En sık kullanılan başlatıcı benzol peroksittir (BP). Bu kimyasal 50-100°C' de aktive olur ve iki tane serbest radikal oluşturmaktadır. Yüksek sıcaklık, serbest radikallerin hızlı oluşmasına ve bunun sonucu olarak da daha kısa indüksiyon periyoduna neden olmaktadır (Rawls, 2003).

İkinci bir indüksiyon sistemi de ağız ısısında gerçekleştirilen kimyasal aktivasyondur. Bu sistemler reaksiyona girecek en az iki maddeden oluşmaktadırlar. Bunlar karıştırıldığı zaman, kimyasal bir reaksiyonun sonucunda serbest radikaller meydana gelir. Bu sistemlere örnek tersiyer amin (aktivatör) ve benzol peroksit (başlatıcı) gösterilebilir. Bunlar polimerizasyonu başlatmak için karıştırılırlar. Bu materyallere oda sıcaklığında self-cure dental rezinler denilmektedir. Bu işlem, aslında özel bir çeşit ısı aktivasyonudur.

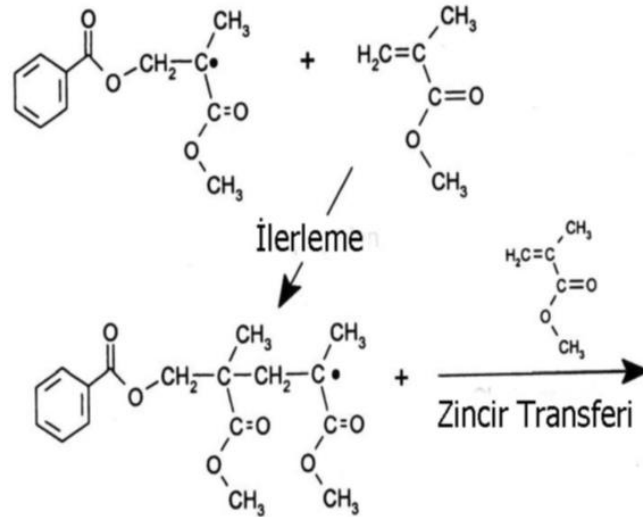
Üçüncü bir indüksiyon sistemi de ışıkla aktive olan sistemdir. Bu sistemde ışık kaynağından çıkan fotonlar, başlatıcıyı aktive ederek serbest radikal oluşturur ve bu sayede polimerizasyon süreci başlamış olur. Bu sistem diş hekimliğine ilk sunulduğu zaman, ultraviyole ışık kullanılmaktaydı. Fakat ultraviyole ışığın, retina ve pigmente olmamış ağız dokularına yapacağı etkiyle ilgili kaygılar, sınırlı penetrasyon derinliği ve kaynağının zamanla duyarlılığını kaybetmesi görünür ışıkla aktive olabilen başlatıcıların geliştirilmesine önayak olmuştur. Görünür ışıkla polimerizasyonda, kamferokinon (CQ) ve dimetil-aminoetilmetakrilat, mavi-mor aralığında ışık uygulandığı zaman serbest radikaller oluşturmaktadır. Bu reaksiyonu tetiklemek için 470 nm civarında dalga boyuna sahip ışık gerekmektedir. Normal sıcaklıklarda ve karanlık ortamda polimerizasyon olmayacağı için, bu kompozisyonlar tek parça halinde saklanabilmektedirler. Yine de ışık şiddeti, uygulama açısı ve uzaklık gibi değişkenler belirgin bir şekilde serbest radikal oluşumuna etki etmektedir. Bu nedenle sistem, teknik hassasiyet gerektirmektedir (Rawls, 2003).

Propagation (İlerleme)

Serbest radikalle reaksiyona giren monomer molekülünün çift bağının açılmasıyla oluşan metil metakrilat serbest kökü, komşu monomer molekülünün de çift bağını açar. Bu işlem zincirin sürekli büyümesine neden olur (Phillips, 1991).

İlerleme reaksiyonlarında, zincir büyümesi başladığı zaman, ısının gelişmesiyle süreç devam etmekte ve saniyeler içinde geniş polimer molekülleri doğurmaktadır. Teorik olarak zincir reaksiyonu bütün monomerler, başlangıç ve bitiş arasında, polimere dönüşene kadar devam eder. Buna rağmen polimerizasyon reaksiyonu asla tam olarak tamamlanmaz (Şekil 1.3) (Rawls, 2003). Bu reaksiyonlar ekzotermiktir ve kabul edilebilir bir ısı açığa çıkar.

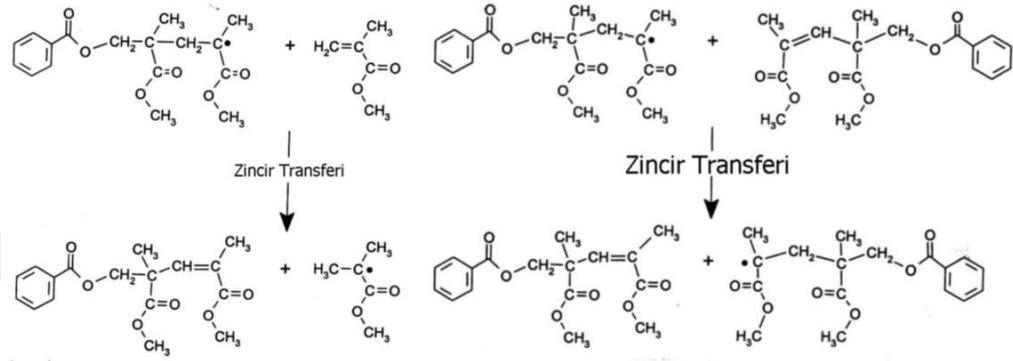
Prematür olarak oksijen içeren, hidrokinon ve öjenol gibi tipik ajanlar reaksiyonu sonlandırabildiği gibi, iki ayrı zincir de etkileşime girerek kendi serbest radikallerini ortadan kaldırabilir (Phillips, 1991).



Şekil 1.3. Polimerizasyon reaksiyonu: İlerleme ve Zincir Transferi (Rawls, 2003).

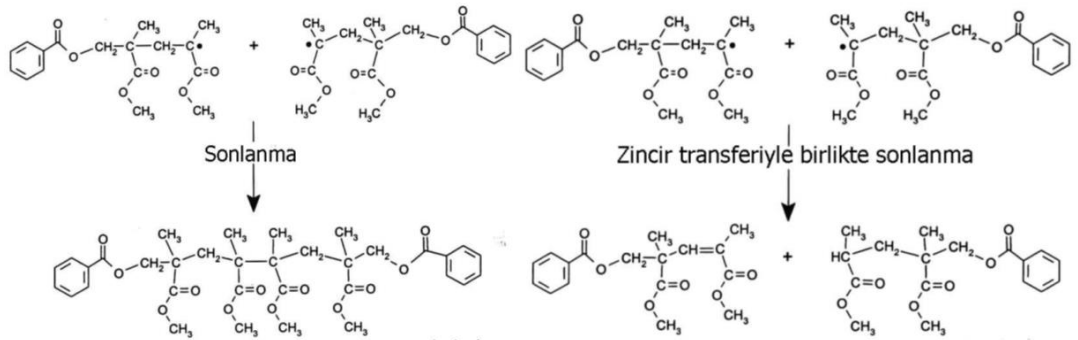
Zincir transferi: Bu işlemde büyüyen çemberin aktif radikali başka molekülle transfer olur (Bir monomere ya da inaktive olmuş bir polimer zincirine) (Şekil 1.4)

ve böylece daha sonraki büyüme için yeni bir radikal yaratılmış olunur. Örnek olarak bir monomer molekülü, büyüyen bir makromolekül tarafından aktive edilebilir, bu durumda sonlanma reaksiyonu (termination) makromolekülde oluşmaktadır. Bunun sonucunda büyüme için yeni bir çekirdek oluşur. Aynı mekanizmayla daha önceden polimerizasyon reaksiyonu yok edilmiş bir zincir, tekrar aktive edilebilir ve büyümeye devam edebilir (Rawls, 2003).



Şekil 1.4. Polimerizasyon reaksiyonu : Zincir Transferi (Rawls, 2003).

Sonlanma reaksiyonu (Termination): Polimer moleküllerinin enerji alışverişiyle aktifliğini kaybetmesi işlemidir ki, bu işlem polimer zincirinin sonuna yerleşen serbest köklerin aktivasyonlarının kalkmasıyla son bulur (Şekil 1.5) . Bazen de radikalın aktivitesi daha sonra büyüme yapabilecek başka bir zincire transfer olarak diğer bir zincirin devamlı büyümesiyle sonuçlanır (Phillips, 1991).



Şekil 1.5. Polimerizasyon reaksiyonu : Sonlanma (Rawls,2003).

1.5. Görünür Işık Polimerizasyon Cihazları

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için kuartz tungsten halojen (QTH), Light Emitting Diode (LED), lazer veya plazma ark (PAC) ışık cihazları kullanılmaktadır (Price ve ark., 2010). Polimerizasyonun gerçekleşmesi için ışık cihazları doğru dalga boyunda ve yeterli güçte ışık üretebilmelidir (Price ve Felix, 2009).

Işık kaynağının kompozit rezin içeriğindeki başlatıcı molekülleri aktive etmesi ile serbest radikaller oluşmakta ve polimerizasyon başlamaktadır. Başlatıcı moleküllerin ışık kaynağı ile aktive edilebilmesi için ışığın ve moleküllerin birbirlerine uygun dalga boylarında olmaları gerekmektedir. Aksi takdirde kompozit rezinin polimerizasyonunun yetersiz olacağı bildirilmiştir (Noort, 2013).

Işıkla polimerizasyonun anlaşılabilmesi için bazı kavramların bilinmesi gerekmektedir.

Işık Gücü: Işık cihazının birim zamanda yaydığı toplam enerji miktarıdır. Miliwatt (mW) olarak ifade edilir (Price, 2004).

Işık Şiddeti: Işığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücüdür. Birimi mW/cm^2 'dir. Polimerizasyonda kullanılan ışık cihazları için önemli bir özelliktir (Price, 2004). Işık cihazının gücünün, uygulama ucu alanına oranlanması ile hesaplanır. Işık şiddetini artırmak amacı ile, ya cihazın gücü artırılır ya da uygulama ucunun çapı küçültülür. Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için gereken ışık şiddeti minimum $400 mW/cm^2$ olarak önerilmiştir (Yap ve ark., 2002).

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. Enerji yoğunluğu rezin kompozitlerin özelliklerini belirleyen en önemli faktördür. Bu görüş doğrultusunda

yüksek ışık şiddetinin kısa süre uygulanması ile orantılı olarak düşük ışık şiddetinin uzun süre kullanımının eşit polimerizasyon derecesi oluşturduğu düşünülmektedir (Price, 2004).

Dalga Boyu: Elektromanyetik dalgaların, saniyede yaptığı salınım sayısına veya kendilerini tekrarlama sıklığına ‘frekans’ denir. Bir ışığın bir salınımında aldıkları yola da ‘dalga boyu’ adı verilir (Rueggeberg, 1999).

Elektromanyetik Spektrum: Çeşitli enerji tiplerine sahip elektromanyetik dalgalar, dalga boylarına ve frekanslarına göre en uzundan en kısaya doğru ‘elektromanyetik spektrumu’ oluştururlar. Bu sıralama uzun dalga boyundan kısa dalga boyuna doğru şu şekildedir: radyo, televizyon dalgaları, mikrodalga, kızılötesi radyasyon (IR), görünür ışık, ultraviyole radyasyon, X ışınları, gama ve kozmik ışınlar. Diş hekimliğinde sadece görünür ışık alanı olarak adlandırdığımız dar enerji bantı kullanılmaktadır. Göz, bu dar enerji bantı içerisinde farklı dalga boylarına sahip elektromanyetik enerjiyi fark edebilmektedir. Bu bant kırmızı renkle (yaklaşık 700 nm dalga boyunda) başlar ve turuncu, sarı, yeşil, mavi ve mora (yaklaşık 400 nm) doğru dalga boyu azalarak ilerler (Rueggeberg, 1999).

1.5.1. Kuartz Tungsten Halojenler (QTH)

Günümüzde kliniklerde en yaygın kullanılan polimerizasyon cihazlarından biridir. Temelde, QTH ışıklar geleneksel ışık ampülleri ile aynı teknolojiye dayalı olarak çalışırlar. Aralarındaki fark ampül filamentinin sıcaklığının daha yüksek olmasıdır. Bu cihazlarda ışık, bir rezistans gibi işlev gören ince tungsten filamentin, oluşan akımla ısınması sonucu, sıcaklığın 3000°K civarına gelmesiyle meydana gelir. Filament akkor haline geldiğinde büyük miktarda kızılötesi ışımının yanı sıra görünür ışık formunda elektromanyetik ışımaya yapar. Çıkan ışığın spektrumu geniştir. Bu nedenle belirli dalga boyundaki ışığı elde etmek için filtreleme gerekmektedir (Mills ve ark., 2002a).

Işık oluştururken yüksek ısı meydana gelir. Oluşan ısının mutlaka elimine edilmesi gerekmektedir. Bu enerjinin dışı ulaşmasını engellemek amacıyla ısıyı soğuran filtreler kullanılmaktadır. Filtre, kızılötesi ışığı tutarak görünür ışık elde edilmesini sağlamaktadır. Filtreler özelliklerini kaybettiklerinde dış yüzeyine daha fazla enerji ulaşmakta, filtre edilemeyen kızılötesi ışık pulpada ve mukozada ısı oluşturmaktadır. Ayrıca, halojen ampülün ömrü sınırlıdır ve 6 ay kadar bir kullanım süreleri vardır. Ampül, ışık filtresi ve reflektör zamanla bozulabilir. Oluşan yüksek ısı cihazın verimini düşürüp, zamanla etkinliğini azaltabilir. Cihaz gücünün kontrolü için radyometre kullanılabilir (Mills ve ark., 2002b). Bu nedenle QTH ışık cihazlarının bütün aksamaları ve ışık verimi periyodik olarak kontrol edilmelidir (Mills ve ark., 2002a). Diğer ışık cihazlarına göre ucuzdurlar (Mahn, 2013). QTH ışık cihazları 380-520 nm dalga boyları arasında, 400-800 mW/cm² şiddetinde ışık yaymaktadırlar ve kompozit rezinleri 2 mm derinliğe kadar 40 sn'de polimerize etmektedirler (Anusavice, 2003).

Yüksek ışık şiddetinde (800 mW/cm² den fazla) QTH ışık cihazları da günümüzde kullanılmaktadır. Bu ışık cihazlarından bazıları, 1.300 mW/cm²den fazla ışık şiddeti yayabilmektedir (Santos ve ark., 2004).

1.5.2. Işık Yayan Diyotlar (Light Emitting Diode, LED)

LED'ler kuantum mekaniği etkisiyle görülebilir mavi ışık yayan cihazlardır. Yapılarında halojen ampüllerde kullanılan sıcak filamentlerin yerine; elektronların birinden diğerine geçisini sağlayan iki ayrı yarı iletken bağlantı (p-n bağlantıları) taşır. Ortama elektrik verildiğinde, elektronlar ve boşluklar p-n bağlantısı önünde tekrar birleşirler ve LED lambadan belirli bir dalga boyu aralığında ışık yayılır (Teshima ve ark., 2003; Leonard ve ark., 2002). LED ışık cihazlarının temel özelliği 400-500 nm dalga boyu aralığında, sadece görülebilir ışık üretmeleridir. Etkin spektrumları ise 450-490 nm dalga boyudur (Mills ve ark., 2002b). Bu aralık, kamforokinonu başlatıcı olarak kullanan kompozit rezinlerde ideale yakındır (Leonard ve ark., 2002).

Birinci nesil LED ışık cihazları, 400 mW/cm²'den düşük ışık şiddetinde olduğundan, geleneksel QTH ışık cihazları kadar iyi polimerizasyon oluşturamamışlardır. Günümüzde, ikinci nesil LED ışık cihazları kullanıma sunulmuştur. Bunlar, birinci nesile göre daha yüksek ışık gücü ve farklı spektral dağılımda ışık yaymaktadırlar. Daha kısa polimerizasyon süresi ile daha iyi performans sağlamaktadırlar (Leonard ve ark., 2002). Bu ikinci nesil LED ışık cihazları tek diyod (mavi diyod) kapsarlar. Işık şiddetleri 1200 mW/cm²'den 1500 mW/cm²'ye kadar çıkmaktadır (Owens ve Rodriguez, 2007; Flury ve ark., 2013).

LED ışık cihazları, dar bir spektral aralıkta ışık oluştururlar ve çalışabilmeleri için düşük güce ihtiyaçları vardır. Düşük güç gereksinimi, ısı üreten kızılötesi dalga boylarını uzaklaştırarak, soğutucu fan gereksinimini ortadan kaldırır. Çalışabilmeleri için gereken güç, şarj edilebilen bataryalar ile sağlanabilmektedir. Diğer ışık cihazlarına göre daha hafif olup, kablosuz olarak kullanılabilirler. Darbelere ve vibrasyona dirençlidirler. LED ışık cihazlarının ömrünün, yaklaşık 10.000 saat civarında (5 yıllık klinik kullanım) olduğu bildirilmektedir. Filtre, reflektör içermezler ve zamana bağlı olarak bozulmadıkları için ürettikleri ışık sabit şiddettedir. Daha az ısı oluşturmaları, diş etinde ve pulpada irritasyon riskini azaltmaktadır (De Munck ve ark., 2005).

Yüksek ışık şiddeti kullanılmasındaki diğer bir sorun, oluşan polimerin kalitesidir. Hızlı polimerizasyon gerçekleştiğinde daha az çapraz bağ yapmış düşük molekül ağırlıklı kısa zincirler oluşur. Fiziksel özellikler polimerin molekül ağırlıkları ve yaptıkları çapraz bağlarla ilgili olduğu için, hızlı polimerizasyon kompozit resinin fiziksel özelliklerini etkileyecektir (Asmussen ve Peutzfeldt, 2005).

Birinci ve ikinci nesil LED ışık cihazları, PAC ışık cihazları gibi dalga boyu aralığı uyumlu olmadığı için bazı kompozit resinleri polimerize edememektedirler. Bazı üreticiler, 405-410 nm dalga boyu aralığında da ışık oluşturabilen üçüncü ve en son nesil LED ışık cihazlarını geliştirmişlerdir (Price ve ark., 2010).

Üçüncü nesil bu LED ışık cihazları, ikinci nesiller gibi mavi diyod içerirler ancak bir veya daha fazla düşük güçte diyod bulundurlar. Bu sayede mor diyodu oluştururlar. Üçüncü nesil LED ışık cihazları mor ve mavi diyodu kapsarlar. Böylelikle kamforokinon ve diğer başlatıcıları etkinleştirebilmektedirler (Rueggeberg ve ark., 2005).

1.5.3. Lazerler

Diş hekimliğinde, kompozit rezinler ve bağlayıcı ajanların polimerizasyonunda, 400-500 nm dalga boyu aralığında ışık spektrumuna ihtiyaç duyan, 454-514 nm dalga boyunda emilim gösteren Argon lazerler kullanılmaktadır (Burgess ve ark., 2002). 500 nm dalga boyu civarında enerji üretirler. Kızılötesi ışık dalgaları olmadığı için pulpa ve ağız dokularında ısı artısına sebep olmazlar. Polimerizasyon süresini kısaltmış olmaları en büyük avantajlarıdır. Lazer ışık cihazları, 1980'lerin sonundan itibaren mevcut olmasına rağmen, pahalı olmaları nedeniyle yaygın kullanım alanı bulamamışlardır (Lloret ve ark., 2004).

1.5.4. Plazma Ark (PAC)

Üreticiler tarafından, polimerize edilen materyalin mekanik özelliklerini etkilemeden polimerizasyon süresini minimuma düşürdükleri öne sürülmüştür. Açık renkteki bir tabaka kompozit rezini polimerize etmek için 3 - 5 sn arasında uygulanması önerilmektedir (Mahn, 2013). PAC ışık cihazlarında ışık, iyonize molekül ve elektronların gaz halindeki karışımını içeren plazmanın parlaması ile ortaya çıkmaktadır. Bu ışık cihazları elektromanyetik enerjinin büyük miktarını üretirler. Oluşan gereksiz ve zararlı dalga boylarını engellemek için daha fazla filtrasyon gereklidir. PAC ışık cihazları 2000 mW/cm²'den daha yüksek şiddette ışık üretirler ve ömürleri halojen lambalarına oranla daha uzundur (Sharkey ve ark., 2001). Yüksek fiyatlarına ek olarak, PAC ışık cihazlarının oluşturduğu ışığın dalga boyunun birçok kompozit rezinin ve bağlayıcı ajanın başlatıcısı ile uyumlu olmaması

nedeniyle polimerizasyon sağlayamamaktadır. Başlatıcılar, yayılan ışığın dalga boyu ile uyumlu olsalar bile, üreticilerin önerdiği kısa polimerizasyon sürelerinin birçok kompozit rezin için yetersiz olduğunu gösterilmiştir (Sharkey ve ark., 2001; Park ve ark., 2002). Bununla beraber, bu tip ışık cihazlarının pulpada ısı artışı ve restorasyon ile diş yapıları ara yüzeyinde oluşan polimerizasyon büzülme streslerini artırma gibi dezavantajları vardır (Caughman ve Rueggeberg, 2002).

1.6. Polimerizasyon Protokolleri (Mod, Program)

Son yıllarda, polimerizasyon miktarını arttırmak, iç stresleri azaltmak, kenar bütünlüğü korumak ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla üretici firmalar tarafından farklı polimerizasyon ‘protokolleri’ ortaya konmuştur (Lohbauer ve ark., 2005; Asmussen ve Peutzfeldt, 2003; Dewaele ve ark., 2009).

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).

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 artırılır ve kompozit rezinin büzülme stresi kontrol edilebilir (Yap ve ark., 2002; Caughman ve Rueggeberg, 2002).

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

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.

Yavaş başlangıç protokolü dört farklı şekilde uygulanabilir:

1. *Kademeli güç artışı gösteren (Stepped mod) polimerizasyon:* 10 sn düşük yoğunluklu (100 mW/cm^2) ışıklamayı takiben, kalan ışıklama süresinde kullanılan ışık cihazına göre değişen, yüksek şiddette ($650\text{-}1000 \text{ mW/cm}^2$ civarında) ışık uygulanarak polimerizasyon tamamlanır.

2. *Düzenli güç artışı gösteren (Ramped mod) polimerizasyon:* İlk 10 snde düşük yoğunluklu (100 mW/cm^2) ışıklamadan orantılı olarak maksimum yoğunluklu ışıklamaya kadar artırılır. Işıklama süresi tamamlanana kadar yüksek yoğunluklu seviyede devam edilir.

3. *Exponential mod:* ışık yoğunluğu ilk 5-10 sn'de en düşük değerden (0 mW/cm^2) en yüksek değere parabolik olarak aratar ve ışıklama süresi tamamlanana kadar maksimum yoğunluklu seviyede kalır (Nalçacı ve ark. 2004 ; Caughman ve Rueggeberg 2002).

4. *Ara verilmiş kademeli (Pulse delay) polimerizasyon:* Düşük ışık şiddeti kısa süreli olarak kompozite uygulanır. Ardından bir süre beklendikten sonra yüksek şiddette ışık uygulanır.

5. *Salınım şeklinde (Oscillating) polimerizasyon:* Polimerizasyon süresince ışık şiddeti, devamlı olarak en yüksek ve en düşük ışık şiddetleri arasında değişmektedir (Asmussen ve Peutzfeldt, 2003).

1.7. Polimerizasyon Büzülmesi

Rezin materyallerde tüm polimerlerde olduğu gibi monomerin polimerin zincirinde düzenleniş biçimlerinden kaynaklanan ve %1,5-3 arasında değişen hacimsel bir büzülme söz konusudur. Kompozit rezinler, polimerizasyon sırasında monomer yapıdan polimer yapıya geçerken büzülme gösterirler. Buna “polimerizasyon büzülmesi” denir. Bu büzülme esnasında kompozit yapı, diş sert dokusundan ayrılma eğilimi gösterir. Polimerizasyon büzülmesi rezin matrisi ile ilişkili bir problemdir. Işınlama sırasında tekil rezin molekülleri birbirlerine doğru hareket ederler ve polimer bir ağ oluşturmak için kimyasal bağlarla birbirlerine bağlanırlar. Bu reaksiyon belirgin bir hacim küçülmesine neden olmaktadır. (Hofmann ve ark., 2003).

Polimerizasyon büzülmesini azaltma stratejisi olarak monomer kimyasında da bazı değişiklikler yapılmıştır. Klinik olarak başarı sağlamış metakrilat bazlı Bis-GMA ve UDMA monomerlerini modifiye edip; hidroksil içermeyen Bis-GMA, alifatik üretan dimetakrilat (UEDMA), parsiyel aromatik üretan dimetakrilat veya yüksek derecede dallanmış metakrilatlar gibi düşük viskoziteli monomerler üretmekle başlamış ve daha sonra, dimetakrilatlara katılmak üzere spiroortokarbonatlar gibi halka açılma polimerizasyonu gösteren monomerler, siloranlar gibi epoksi bazlı rezinler ve dimer asit bazlı dimetakrilatlar, trisiklodekan üretan ve ormoserler gibi yüksek molekül ağırlıklı monomerler dental markete sunulmuştur (Ilie ve Hickel, 2011b). Polimerizasyon büzülmesini azaltma yollarından biri de birim alan başına düşen reaktif alanların; reaktif grupların moleküler ağırlığını artırmaktır. Bu amaçla, düşük moleküler ağırlığa sahip TEGDMA'nın bir kısmı, yüksek moleküler ağırlıklı UDMA ve Bis-EMA ile değiştirilebilir (Braga ve Ferracane, 2002; Braga ve ark., 2005).

Polimerizasyon büzülmesi, kimyasal yolla sertleşen kompozitlerde kütlelerin merkezine doğru, ışık ile sertleşen kompozitlerde ışık kaynağına doğru meydana gelir (Loguercio ve ark., 2004). Bu büzülme esnasında kompozit yapı, diş sert dokusundan ayrılma eğilimi gösterir. Bunun sonucunda kavite yüzeyleri arasında

stres oluşur ve “gap formation” diye isimlendirilen boşluklar meydana gelir (Versluis ve ark., 1996).

Rezin bazlı kompozitlerde görülen; marjinal uyumsuzluk, marjinal renklenme, restorasyon etrafında beyaz çizgiler, tüberkül kırıkları, mikrosızıntı, adeziv başarısızlık, rekürrent çürük, postoperatif hassasiyet ve ağrı gibi pek çok başarısızlık sıklıkla bu polimerizasyon büzülmesine bağlanmaktadır (Sakaguchi ve ark., 1992).

Polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörler dört ana başlık altında toplanabilirler (Olmez ve Tuna, 2002).

1.7.1. Kaviteye bağlı faktörler

Restorasyonun bağlandığı yüzeylerin serbest yüzeylere oranına “konfigürasyon faktörü” olarak tanımlanmaktadır. Bağlanmış yüzeylerin serbest yüzeylere oranı belli bir sınırı aşarsa büzülme stresleri artar. Başka bir deyişle bağlanan yüzeylerin sayısındaki artış daha yüksek bir C faktörü ve adeziv bağlanmada daha büyük kontraksiyon stresleri ile sonuçlanmaktadır. Konfigürasyon faktörü 1’in altındaysa büzülme azalmaktadır (Sturdevant, 2000).

1.7.2. Uygulama tekniğine bağlı faktörler

Düşük elastik modülüse sahip materyalin duvarlara uygulanmasının ardından kavitenin kompliyansı artar, böylelikle stres değerleri azalır. Elastik modülüsün yanı sıra uygulanan materyalin kalınlığı da stres değerlerini etkilemektedir; kalınlık azaldıkça stres değerlerinin azalma ihtimali artmaktadır (Unterbrink ve Liebenberg, 1999).

Kaviteye 2 mm’den daha kalın tabakalar halinde kompozit yerleştirmek, yetersiz polimerizasyonla, dolayısıyla daha düşük fiziksel özelliklerle ve

polimerizasyonu tamamlanmamış rezin kompozitten monomerik komponentlerinin sızması sonucu advers biyolojik reaksiyonlarla sonuçlanır (Kovarik ve Ergle, 1993). Yine de, tabakalama tekniğinin de (inkremental teknik), tabakalar arasında boşluk kalması, kontaminasyon riski, adeziv başarısızlık gibi riskleri vardır. Ayrıca küçük kavitelere sınırlı ulaşımına bağlı manipülasyon zorluğu ve uzamış tedavi süresi de tekniğin zorluklarından (Abbas ve ark., 2003).

1.7.3. Restoratif materyalin organik ve inorganik yapısına bağlı faktörler

Düşük moleküler ağırlığa sahip olan metil metakrilat %22.5 polimerizasyon büzülmesi oluşturur. Metil metakrilatın moleküler ağırlığını 86.1 g/mol'den Bis-GMA'nın 514.6 g/mol'üne yükseltirsek doldurucusuz rezinde büzülme %8'e düşer. Bu düşünceye göre makromolekül oluşturmak polimerizasyon büzülmesini düşürmede en büyük amaçtır. Ancak yüksek moleküler ağırlıklı monomer viskoziteyi sınırlar, yapışkanlığı artırır ve kompozitin karakteristik özelliklerini tehlikeye atar (Weinmann ve ark., 2005).

Doldurucu miktarını arttırırken bazı sınırlamalar vardır. Çok düşük doldurucu akışkan kompozitler (ağırlıkça %45-67 doldurucu) yaklaşık %4-5.5 büzülme göstermektedir. Normal hibrit kompozitlerde (ağırlıkça %74-79 doldurucu) polimerizasyon sırasında hacim değişimi %1.9 ile %3.5 arasındadır (Sturdevant ve ark., 1995). Kondanse edilen posterior kompozitler gibi yüksek doldurucu içeren sistemler veya %82'nin üzerinde optimize doldurucu içeren nano partikül ilaveli materyallerde büzülme yaklaşık %1.7'ye düşürülmüştür. Ancak doldurucu miktarı daha fazla arttırılmamalıdır. Çünkü rezin ve doldurucu dengesi bozulduğunda kompozit rezinin fiziksel ve kimyasal özellikleri bozulmaktadır (Weinmann ve ark., 2005).

1.8. Polimerizasyon Derinliği (Depth of Cure)

Polimerizasyon derinliği (DOC), rezin bazlı bir kompozitin uygun olarak polimerize olabildiği miktarının kalınlığını belirtmektedir. DOC, ışık absorpsiyonu ve materyalden ışığın saçılması sebebiyle sınırlanmaktadır (Rawls, 2003).

Bunlara etki eden faktörler ise; doldurucuların tipi, şekli ve miktarı, kompozitin rengi, foto başlatıcı tipi ve konsantrasyonu, kırılma katsayısı uyumsuzluğu, ışık cihazı ve ışığın uygulanma süresidir (Moore ve ark., 2008; Shortall ve ark., 2008). Bu etkenler kompozit rezinlerin polimerizasyon derecelerinin 2-3mm'den daha büyük derinliklerde kabul edilemeyeceği seviyelere düşmesine sebebiyet vermektedir. Bu nedenle rezin kompozitlerin polimerizasyonunda, spesifik bir ışık yoğunluğunun ve ışık uygulama süresinin önemi büyüktür (Rawls, 2003).

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

Mikrosertlik ölçümlerinin temeli 'deformasyona karşı direnç' fikrine bağlıdır. Deformasyon genellikle piramidal elmas şekilli bir indentör (iz açıcı) ile yapılır ve girinti derinliği mikroskop ile ölçülür. Uygulanan kuvvetin oluşan girintinin alanına bölünmesiyle sertlik değeri hesaplanır. Yüzey sertliği ölçümlerinde örnek yüzeyinden çok sayıda ölçüm yapılarak ortalama hesaplanır. Sonrasında, alt yüzey / üst yüzey sertlik oranının değerlendirilmesi, geleneksel olarak, polimerizasyon derinliğini veya ışıkla polimerizasyon etkinliğini değerlendirmek için kullanılır. Bu, günümüzde ışıkla sertleşen materyallerin polimerizasyonunun etkinliğini değerlendirmek için kullanılan en yaygın yöntemlerden biridir. Alt yüzey / üst yüzey sertliği oranının 0,8 olan eşik değeri, ışıkla polimerize edilmiş kompozit rezinlerde yeterli polimerizasyon için bir kriter olarak kullanılmıştır (Bouschlicher ve ark., 2004; Moore ve ark., 2008).

1.8.2. Mikrosertlik Testleri

Bir cismin, çizilme veya batma tarzındaki kuvvetlere karşı gösterdiği dirence ‘sertlik’ denir. Bir materyalin sürekli bir kuvvet uygulamasına karşı direnç gösterebilme yeteneği veya penetrasyon direnci olarak da tanımlanabilmektedir (O'Brien, 2002).

Monte Alto ve ark. (2006) kompozit materyallerin farklı ışık cihazlarıyla polimerizasyon derinliklerini inceledikleri çalışmalarında, yöntem olarak sertlik testlerini kullanmışlardır. Sertlik testlerinde kompozit bloğun farklı derinliklerdeki sertlik değerlerinin en üst tabakaya olan oranlarından yola çıkarak elde edilen yüzdesel değerleri ve derinlik arttıkça ortaya çıkan azalmayı karşılaştırmışlardır.

Price ve ark. (2003) ise çalışmalarında, kompozitlerin mikrosertlik testleri ile sertleşme derinliğinin hesaplanması yönteminde, alt tabakadan alınan değer üst tabakaya oranının hesaplanmasından sonra, farklı örneklerle karşılaştırılırken üst tabakaların sertlik değerlerinden kaynaklanacak oransal sapmalara dikkat edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Üst tabakanın yetersiz polimerize olmasına bağlı olarak gelişen yüksek alt/üst mikrosertlik değerinin yeterli polimerizasyon derecesi gösterdiği anlamına gelmediğini belirtmişlerdir.

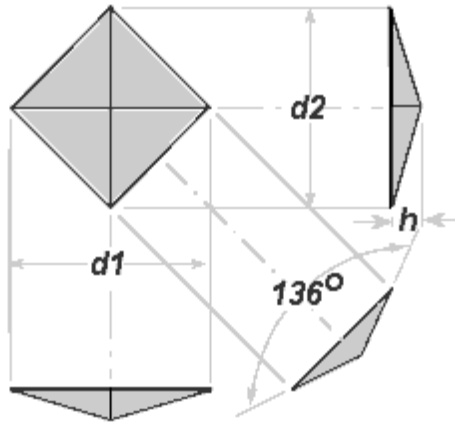
Obici ve ark. (2005) kompozit materyalin monomer değişim miktarı ve mikrosertlik sonuçlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, farklı ışık kaynakları kullanıldığında monomer değişiminde bir fark görmezken, mikrosertlik değerlerinin bu durumdan etkilendiğini tespit etmişlerdir. Araştırmacılar bu duruma dikkat çekerken, mikrosertlik testlerinin her koşulda polimerizasyon derecesini yansıtamayacağını vurgulamıştır.

Restoratif materyallerin sertliğinin test edilmesinde en çok kullanılan yöntemler Vickers, Brinell, Knoop, Rockwell, Shore ve Barcol sertlik testleridir. Bu testler birbirinden minör farklarla ayrılır ve her birinin belli avantaj ve dezavantajları

vardır. Tüm yöntemlerde çentik açıcı bir uç vardır, materyalin üzerine belli bir kuvvet uygulanarak bir çentik oluştururlar. Çentik açıcı cisim şekil, geometri ve yüklenen kuvvet bakımından her bir teknikte farklıdır; metalden, tungsten karbitten veya elmastan yapılabilir ve şekli küre, koni, piramit veya iğne şeklinde olabilir. Bu testler, test edilecek materyale göre seçilir. Rockwell ve Brinell testleri kırılğan materyaller için uygun olmayıp, elastik malzemeler için modifiye edilmiştir (O'Brien, 2008; Kenneth, 2003).

1.8.2.1. Vickers Sertlik Cihazı

Vickers testi özellikle küçük alanların veya çok sert ve kırılğan materyaller ile diş dokularının sertliğinin ölçülmesinde kullanılır. Elastik materyallerde sertlik ölçümü için uygun değildir (Kenneth, 2003). Vickers sertlik cihazında kullanılan çentik açıcı cisim 136° derecelik noktasal açığa sahip kare bazlı bir elmadır (Şekil 1.6). Bu cihaz, önceden ayarlanmış bir kuvveti materyalin yüzeyine uygulayarak materyal yüzeyinde iz bırakan iki farklı köşegen şeklinde elmas uca sahiptir. Bu uçlar sertlik ölçümünde kullanılan diğer cihazların sahip olduğu uçlara göre $1/3$ oranında daha kısadır. Vickers sertlik ölçüm cihazının bu uç yapısı, sertlik ölçümü sırasında materyalin yüzey özelliklerinden daha az etkilenmesine ve daha hassas ölçüm yapabilmesine izin vermektedir (Fuentes, 2003).



Şekil 1.6. Vickers sertlik testinde kullanılan 136° lik elmas uç ve ucun oluşturduğu izin görüntüsü

Bu yöntem farklı sertlikteki materyallerin test edilmesine olanak sağlamaktadır. Vickers, Knoop ve Brinell benzer yollarla çalışmakta olsa da dereceli çentik açıcı cisim belirli bir noktaya yükleme yapılmasını mümkün kılmaktadır (Powers ve Sakaguchi, 2006).

1.8.2.2. Knoop Sertlik Cihazı

Knoop sertlik cihazı bir mikro-çentik açma yöntemi ihtiyacını karşılamak için geliştirilmiştir. Bu test ince plastik ya da metal yaprakların veya 35 N ve üzeri yüklerin uygulanmadığı kırılğan materyallerin sertliğini ölçmek için uygundur. Testin avantajı uygulanan yükün değiştirilebilir olması, geniş aralıktaki sertlik değerlerinin ölçülebilmesidir. Dezavantajı ise test edilecek materyal yüzeyinin cilalı ve düz olmasının gerekmesi ile uygulama süresinin fazlalığıdır (Powers ve Sakaguchi, 2006). Ayrıca Vickers testine göre oluşan şeklin daha az simetrik olması ölçümleri zorlaştırmaktadır (Giannakopoulos ve Zisis, 2011).

1.8.2.3. Brinell Sertlik Cihazı

Brinell sertlik cihazı diş hekimliğinde metal ve alaşımların test edilmesinde kullanılan en eski yöntemlerden biridir. Bu test, metal veya tungsten karbiden yapılmış olan genelde 1.6 mm çapında küçük bir top şeklinde çentik açıcı cismin 123 N'luk yük kullanılarak materyale uygulanmasıyla yapılmaktadır.

Materyalin yüzeyinde oluşan şekil ölçülüp bilgisayar yardımı ile Brinell sertlik numarası bulunur (Powers ve Saaguchi, 2006). Bu test, yüzeyde oluşan şekil geniş olduğu için, materyalin ortalama bir sertlik değeri ölçülmek istendiği durumlar için uygun, lokalize değerlerin ölçülmesinde ise zayıf kalmaktadır (Thomaidis ve ark., 2013).

1.8.2.4. Rockwell Sertlik Testi

Rockwell testi sertlik ölçülmesinin hızlı bir şekilde yapılması için tasarlanmıştır. Bir top veya koni biçiminde metal bir çentik açıcı kullanılır. Bu yöntem diş hekimliğinde kullanılan plastikleri test etmek için kullanılmaktadır. Avantajı viskoelastik materyallerin sertliğinin ölçülmesini mümkün kılması ve direkt sonuç vermesidir. Dezavantajı ise işlemden önce ekstra yükleme yapılmasının gerekmesi, bunun da uygulamanın süresini uzatması ve oluşan şeklin çabuk yok olabilmesidir (Powers ve Sakaguchi, 2006).

1.8.2.5. Barcol Sertlik Testi

Barcol sertlik cihazı keskin çelik bir noktanın yaylı yük altında test edilen materyalin yüzeyinde oluşturduğu çentiğin, ölçülmesi esası ile çalışmaktadır. Örnek cihazın çentik açıcı cisminin altına konulur ve standart bir basınç kadrandaki değer maksimuma ulaşana kadar uygulanır. Barcol sertlik cihazı kompozitlerdeki polimerleşme miktarını izleme imkanı vermekle beraber bu materyallerin farklı çevresel koşullarda sertliklerindeki değişimleri de belirlemede kullanılabilirler (Mante ve ark., 2010).

1.9. Dönüşüm Derecesi (Degree of Conversion)

Dönüşüm derecesi (DC), karbon-karbon çifte bağlarının, polimerik bir rezin oluşturmak üzere tek bağına dönüşme oranının hesaplanmasıdır. Monomerlerin DC'si materyalin fiziksel özelliğini etkilediği gibi biyoyumluluğunu da etkilemektedir, DC'nin düşük olması polimerleşmemiş artık monomer miktarı ve katkı maddelerinin, yapıda fazla miktarda bulunmasına sebebiyet vermektedir (Daronch ve ark., 2005). Yüksek DC rezinin, daha güçlü, aşınmaya daha dayanıklı ve yüksek performans göstermesine olanak sağlar. Monomerin polimere dönüşmesi birçok faktöre bağlıdır. Bunlar; rezinin kompozisyonu, ışık geçirgenliği, kullanılan ışık kaynağı, güç yoğunluğu, dalga boyu, ışığın uygulanma süresi, ışık ucunun boyutu,

foto-aktivasyon şekli, inorganik doldurucuların dağılımı ve niceliği, foto-başlatıcının tipi ve niceliği, renk, aktivatör ve inhibitör konsantrasyonudur (Rastelli ve ark., 2008).

Bis-GMA bazlı bir kompozitte %50-60 arasındaki bir dönüşüm, yüksek derecede çapraz bağ oluşturur ve %50-60 oranında metakrilat grubunun polimerize olduğunu gösterir. Yine de bu, %39-50 oranında monomer molekülünün rezin içinde kaldığını göstermez. Çünkü dimetakrilat molekülünün başında ve sonunda bulunan C=C (karbon çift bağları)'dan bir tanesi zincire bağlanırken diğeri bağlanmadan (pendant) kalabilir. Kimyasal ve ışıkla aktive olan kompozitler arasında aynı monomer ve yeterli ışık kullanıldığında toplam DC miktarı açısından bir fark gözlenmemektedir. İki sistem için de oda sıcaklığında %50-70 oranında dönüşüm görülmektedir (Rawls, 2003).

1.9.1. Dönüşüm Derecesi Ölçme Yöntemleri

1.9.1.1. Fourier Transform Infrared Spektroskopisi (FTIR)

Direkt yöntemlerden biri olan FTIR önceleri dental rezinlerdeki su absorpsiyonu çalışmalarında kullanılırken, sonradan metakrilat polimerizasyonunda dönüşüm derecesinin ölçülmesinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir (Venz ve Dickens, 1991 ; Stansbury ve Dickens, 2001).

Fourier Transform İnfrared Spektroskopisi (FTIR) çalışma prensibi, materyali oluşturan atomlar arasındaki kimyasal bağların doğal titreşimleriyle elektromanyetik ışının arasındaki etkileşime dayanmaktadır. FTIR dönüşüm derecesi hesaplaması, polimerize kompozit rezin içerisindeki kalmış C=C çift bağ konsantrasyonunun, polimerize edilmemiş materyal içindeki C=C total çift bağ konsantrasyonuna bölünmesiyle hesaplanır. Eşik çift bağ dönüşüm oranı %55 olarak belirtilmiştir(Moraes ve ark., 2008). FTIR analizi, kompozit rezinlerin monomer dönüşümünü tayin etmek için sıklıkla başvurulan yöntemlerden biridir.

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

Bir molekülün içerisindeki olası tüm titreşimlerin absorpsiyon bantları, infrared (IR) alanda sonlanmak durumunda değildir. Bir materyalin ışınımı infrared alanda absorbe etmesi için 2 koşul yerine getirilmiş olmalıdır; moleküler titreşim ve IR ışınımın örtüşmesi (rezonans) ile titreşim sırasında doğal vibrasyonun dipol momentinde değişime sebep olması gerçekleştirilmelidir (Moraes ve ark., 2008). Her kimyasal bağın titreşim frekansı, o bağın sertliği ile bağın her iki ucundaki atomların kütlelerine bağlıdır. İki tip moleküler titreşim vardır: bunlardan bir tanesi bağın uzunluğunu değiştirirken diğeri bağ açısını değiştirmektedir (Moraes ve ark., 2008).

FTIR spektroskopisi bağ tayini yapmaya yarayan bir analiz türüdür. Numune karakterizasyonu için kızıl ötesi ışın kullanılmaktadır. Kızıl ötesi ışık yayan kaynaktan numuneye ışın yollar. Kızıl ötesi ışınların bir kısmı numune tarafından soğurulurken bir kısmı geçirilir. Analizler hem geçirilen hem de soğurulan ışınlar göre yapılabilir ve buna göre dedektörden okunur. Dedektörden alınan veriler kolay yorumlanamadığından grafiğe dökülmesi zordur bu nedenle Fourier çevrimi kullanılır.

Fransız matematikçi Sean Fourier'ın (1786-1830) geliştirdiği ve Fourier transformasyon (dönüşüm) olarak adlandırılan bir matematiksel işleme göre, bir dalga hareketi basit sinus veya kosinüslü ifadelerin toplamı ile tanımlanabilir.

IR analizlerinde, örneklerin hazırlanması sırasındaki ve ışını geçirmeyen opak örneklerin incelenmesindeki zorluklar, Attenuated Total Reflectance (ATR) aksesuarlarının kullanılmaya başlanması ile ortadan kalkmıştır (Schmitt ve Flemming, 1998). ATR-FTIR spektrometresi infrared radyasyon kullanan en güçlü materyal tanımlayan IR sistemlerindedir (Vigano ve ark., 2005).

Çok hızlı ve aynı zamanda çok az miktarda örnek kullanımı gibi avantajlara sahiptir (Goormaghtigh ve ark., 1999). ATR Attenuated Total Reflectance spektrometresinin temeli total iç yansıma prensibine dayanır (Thongnopkun ve Ekgasit, 2005). ATR-IR'de IR ışın özel bir kristalden geçer ve kristal içinde bir yansımaya neden olur. Yansıma sonucunda kristalin sadece mikronlar düzeyinde üzerinde bir elektromanyetik bir dalga sistemi oluşur. (Thongnopkun ve Ekgasit, 2006). Örneklerin spektral analizlerinde hassasiyetin artırılması için 10-25 kere ölçüm alınır (Schimitt ve Flemming, 1998).

Graucha ve ark. (2006) moleküler kimliklendirme yapmak için FTIR-ATR cihazının etkinliğini değerlendirdikleri çalışmalarında, bu test yönteminin ölçüm hassasiyeti, tekrarlanabilir olması, örnek hazırlama zorluklarının olmaması gibi nedenlerle tatmin edici bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir.

1.9.1.2. Differansiyel Termogravimetrik Analiz (DTA-TG)

DTG termal analizler arasında en basit ancak en temel yöntemlerden biridir. DTG materyallerin fiziksel ve kimyasal özelliklerindeki değişimin artan sıcaklığın bir fonksiyonu olarak (sabit bir ısı derecesinde) ya da zamanın bir fonksiyonu olarak (sabit sıcaklık veya sabit kütle kaybı) ölçülmesi yolunu kullanan bir termal analiz yöntemidir. DTG ile Bis-GMA içerikli kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesinin saptanabileceği iddia edilmiştir (Imazato, 2001). Temelde DTA ve TG, Bis-GMA içerikli kompozit rezinlerin inorganik doldurucu oranının belirlenmesinde, kütle değişiminin ve ısıya karşı olan davranış biçimlerinin belirlenmesinde kullanılmaktadır (D'alpino ve ark., 2014). Ayrıca kimyasal tutunma, dehidrasyon, dekompozisyon ve katı-gaz reaksiyonları gibi kimyasal olaylarla ilgili de ölçüm yapabilme olanağı sağlamaktadır (Coats ve Redfern, 1963).

DTG buharlaşma, süblimasyon, emilim, bağlanma ve yüzeysel salınım benzeri ikinci dereceden faz geçişleri gibi fiziksel olaylar hakkında bilgi verebilmektedir. Ayrıca kimyasal tutunma, dehidrasyon, dekompozisyon ve katı-gaz reaksiyonları

gibi kimyasal olaylarla ilgili de ölçüm yapabilme imkanı sağlamaktadır (Coats ve Redfern, 1963).

Ancak Bis-GMA bazlı kompozit rezinlerin polimerizasyon esnasında yüksek ısı yaymaması nedeniyle, bu yöntem güvenilir bulunmamaktadır. Siloran bazlı kompozit rezinlerde ise siloran monomerinin polimerizasyon sırasında yüksek ısı vermesi nedeniyle bu yöntem siloran bazlı kompozit rezinlerin dönüşüm derecelerinin araştırılmasında anlamlı olabilir (Koser, 2014).

1.9.1.3. Yüksek Basıncılı Likit Kromatografisi (HPLC)

Kromatografi, bir karışımda bulunan bileşenleri birbirinden ayıran ve bu sayede ayrılmış olan bileşenlerin kalitatif ve kantitatif analizlerinin yapılabildiği yöntemlerin genel adıdır. Bu yöntemle analizi yapılacak olan maddenin içerisinde hangi bileşenlerin ne kadar bulunduğu saptanabilmektedir (Kılınç, 2006). HPLC sağladığı yüksek doğruluk, kesinlik, hassaslık ve uçucu olmayan türler için de kullanılabilirliği nedeniyle en çok tercih edilen enstrümental kromatografi türüdür . Rezin materyallerden salınan artık monomerlerin miktarının belirlenmesinde HPLC kullanılmaktadır (Yıldız ve ark., 1997; Kupiec, 2004). Bis-GMA (MW=512) ve UDMA (470) gibi yüksek moleküler ağırlıklı monomerlerin bu tip büyük monomerlerin analizi birçok çalışmada HPLC ile yapılmaktadır. HPLC aşağıdaki ana elemanlardan oluşmaktadır ;

1- Pompalar: Kolonun içerisinde geçecek olan mobil fazdaki maddelerin geçişini ve akışını sağlamaktadır.

2- Enjektörler: Valf ve şırınga enjektörleri olmak üzere iki çeşittir. Valf enjektörleri paslanmaz çelikten yapılmış bir boru ile kolona bağlanırken şırınga enjektörleri doğrudan kolona bağlanmaktadır. Ayrıca valf enjektörleri şırınga enjektörlerinden farklı olarak açılıp kapanan valfler de içermektedir.

3- Kolonlar: Analiz için en fazla önem taşıyan parçadır. Dolgu materyali ve taşıyıcı kısımdan oluşur. Çeşitli uygulamalar için farklı partikül çapları, gözenek büyüklükleri ve kimyasal modifikasyonlar ile HPLC analizi için çeşitli faz seçenekleri bulunmaktadır.

4- Dedektörler: Seçici ve universal olmak üzere 2 tiptir. Kolondan gelen bileşimin içindeki maddeleri saptamaya yarayan parçadır. Seçici dedektörler fluoresans, elektrokimyasal ve ultraviyole-visible tiplerinde olup, universal dedektörlerden en sık kullanılanı ise reaktif indeks dedektörüdür.

5- Kromatogram: Bir sıvı çözelti kromatogramına enjekte edildiğinde dedektörden çıkan sinyalin Gauss eğrisi şeklinde elde edilerek yoğunluk/zaman grafiği olarak yapılan kaydı tanımlamaktadır (Huber ve Majors, 2004).

2. MATERYAL VE METOT

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

Çalışmada 5 farklı bulk fill kompozit rezin [Filtek Bulk Fill Posterior, 3M ESPE, Seefeld, Germany , Tetric EvoCeram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent, AG, Liechtenstein , X-tra fil , Voco (Cuxhaven, Germany) , Admira Fusion x-tra , Voco (Cuxhaven, Germany) , GrandioSO x-tra , Voco (Cuxhaven, Germany)] (Çizelge 2.1) iki farklı kalınlıkta (2 ve 4 mm) ,tek tip ışık cihazı (Monitex Industrial Co. Ltd.,6F, 70 Guang-Fu Road Sec. 1, San-Chong City, Taipei, Taiwan) kullanılarak 10 ve 20 sn polimerize edilmiştir. Vickers mikrosertlik cihazı ile alt ve üst yüzey sertlikleri (HV) incelenmiştir; sonrasında alt yüzey/üst yüzey formülüne göre klinik olarak kabul edilebilir yüzey sertliği oranları hesaplanmıştır.

Çizelge 2.1.Çalışmada kullanılan bulk fill rezin kompozit materyaller

Materyal	Üretici Firma	Bileşimi(Rezin Sistemi) ve Doldurucu Tipi	Doldurucu Oranı (Ağırlıkça)
Filtek Bulk Fill Posterior (FB)	3 M ESPE, Seefeld, Germany	AUDMA, AFM, UDMA ve 1, 12 dodekan-DMA (DDDMA) Farklı nanofil boyutlarda silika ve zirkonyum doldurucular YbF3	%77
Tetric EvoCeram Bulk Fill (TE)	Ivoclar Vivadent, AG, Liechtenstein	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, CQ, ivoserin TPO, baryum alüminyum silikat cam, YbF3, karışık oksitleyiciler, Prepolimer, Isofillers	%81
X-tra fil (XF)	Voco, Cuxhaven, Germany	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Bis-EMA	%86
Admira Fusion x-tra (AF)	Voco, Cuxhaven, Germany	Ormoser rezin matriks, Organically modified silicic acid, Silikon oksit nano doldurucular, cam seramik doldurucular(1 µm)	%84
GrandioSO x-tra (GS)	Voco, Cuxhaven, Germany	Bis-GMA, Bis-EMA, Organically modified silicic acid, Aliphatic Dimethacrylate	%86

2.1. Çalışmada Kullanılan Cihazlar

2.1.1. Işık Cihazı

Örneklerin polimerizasyonunda LED ışık cihazı (Monitex Industrial Co. Ltd.,6F, 70 Guang-Fu Road Sec. 1, San-Chong City, Taipei, Taiwan) kullanılmıştır. Arttırılmış ışık gücü ile ergonomik bir cihaz olup, şarj edilebilir lityum pili ile uzun süre cihazın çalışmasına olanak sağlar. Cihaz üzerindeki LCD ekrandan çalışma ve cihazla ilgili bilgiler grafiksel olarak takip edilebilir. Üzerinde ışık gücü ölçer mevcuttur ve ışık gücü 1200 mW/cm² dir. LED lamba ömrü 60.000 saattir. Cihazın fazla ısınmasını önlemek için sistem içerisinde sabit manyetik fan bulunur. Dalga boyu aralığı 450-470 nm' dir.

2.1.2. Vickers Sertlik Cihazı

Örneklerin yüzey sertlik değerlerinin analizinde yük miktarının ve uygulama zamanının kontrol edilebildiği bir Vickers sertlik cihazı (HVS 1000 Microhardness Tester Bulut,Makine,İstanbul,Türkiye)kullanılmıştır.

2.2. Örneklerin Hazırlanması

Mikrosertlik değerlerini ölçmek için, 5 mm çapında 2 ve 4 mm kalınlığında teflon kalıplar hazırlanmıştır. Siman camı üzerine şeffaf selüloid bant ve bunun üzerine konulan teflon kalıp içerisine kompozit rezinler (Filtek Bulk Fill Posterior A2, Tetric EvoCeram Bulk Fill IVA , Admira Fusion X-tra Bulk Fill evrensel renk tonu, X-tra Fill 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. Şeffaf selüloid band kullanımının amacı kompozit rezin yüzeyinde sertlik değeri düşük oksijen inhibisyon

tabakası oluşumunu önlemektir. Basınçla kalıptan taşan fazla materyaller spatül aracılığı ile uzaklaştırılmış, arada boşluk oluşumuna izin vermeyecek şekilde adapte edilmiştir.

Farklı kalınlıkdaki teflon kalıplara 5 çeşit kompozit rezin materyali yerleştirildikten sonra, her bir örnek, 10 ve 20 sn LED ışık cihazı (Monitex Industrial Co. Ltd., 6F, 70 Guang-Fu Road Sec. 1, San-Chong City, Taipei, Taiwan) ile 1200 mW /cm² güçte, örnek üzerindeki şeffaf selüloid bandla ışık cihazının ucu temasta tutularak polimerizasyon sağlanmıştır. Belirtilen şekilde her bir kompozit rezin materyal için 20 adet (n=5), toplamda 100 adet örnek hazırlanmıştır. Hazırlanan 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.

2.3. Mikrosertlik Ölçümlerinin Yapılması

Ölçümler ISO 14577 (2015) standartlarına uygun olarak yapılmıştır. Mikrosertlik ölçümleri yapılacak polimerize edilmiş ve 24 saat distile suda bekletilmiş örnekler deforme olmasını önlemek amacıyla teflon kalıptan çıkarılmadan her bir örnek için, mikrosertlik ölçüm cihazı (HVS-1000 Microhardness Tester, Bulut Makine, İstanbul, Türkiye) kullanılarak, 15 sn bekleme süresi (dwell time) ve 300 gram (2,943 N) yük uygulanarak üç ayrı noktadan sertlik değeri elde edildi. Her bir derinlik için elde edilen üç ölçümün ortalaması alınarak bir sertlik değeri elde edildi.

2.4. İstatistiksel Değerlendirme

Yapılan istatistiksel değerlendirmelerde 3 faktörlü ve faktörlerden ikisi tekrarlanan ölçümlü varyans analizi tekniği (ANOVA) kullanıldı. Tüm istatistiksel analizler, SPSS yazılım programı (SPSS 21.0 for Windows/SPSS Inc., Chicago, IL, USA) kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

İstatistik analizlerinde 1. tip hata olasılığı 0.05 olarak alınmış olup; $p < 0,05$ olması durumunda farklılık olduğu; $p > 0,05$ olması durumunda ise anlamlı bir farklılığın olmadığı belirtilmiştir. Farklı olan grupları belirlemede Bonferroni çoklu karşılaştırma testinden yararlanılmıştır.



3. BULGULAR

Çizelge 3.1. Üst Yüzey Sertlik Değerlerinin Bulk Fill Kompozit Rezinlerin 2 mm Derinlikte Farklı Polimerizasyon Zamanına Göre Karşılaştırılması

Bulk Fill Kompozit Resin	Derinlik	Zaman	Ortalama	Standart Sapma
Filtek Bulk Fill Posterior (FB)	2 mm	10 sn	47.882 ^A	±0.335
		20 sn	49.850 ^A	±1.293
Admira Fusion x-tra (AF)	2 mm	10 sn	46.254 ^A	±3.263
		20 sn	52.436 ^B	±4.082
GrandioSO x-tra (GS)	2 mm	10 sn	61.909 ^A	±0.949
		20 sn	64.562 ^B	±1.429
X-tra fil (XF)	2 mm	10 sn	72.864 ^A	±1.984
		20 sn	75.548 ^B	±1.911
Tetric EvoCeram Bulk Fill (TE)	2 mm	10 sn	39.051 ^A	±1.050
		20 sn	41.101 ^A	±1.426

Aynı bulk fill kompozit rezin ve aynı derinlikte farklı harflerle gösterilen iki zaman ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir.

2 mm kalınlıkta üst yüzey sertlik değerleri açısından polimerizasyon zamanı arttırıldığında FB ve TE grupları için istatistiksel fark bulunmamıştır (Çizelge 3.1). Ancak AF, GS ve XF gruplarında polimerizasyon zamanının arttırılmasına bağlı olarak üst yüzey sertlik değerlerinde artış gözlenmiştir.

Çizelge 3.2. Üst Yüzey Sertlik Değerlerinin Bulk Fill Kompozit Rezinlerin 4 mm Derinlikte Farklı Polimerizasyon Zamanına Göre Karşılaştırılması

Bulk Fill Kompozit Rezin	Derinlik	Zaman	Ortalama	Standart Sapma
Filtek Bulk Fill Posterior (FB)	4 mm	10 sn	47.933 ^A	±1.131
		20 sn	51.961 ^B	±0.995
Admira Fusion x-tra (AF)	4 mm	10 sn	47.812 ^A	±3.543
		20 sn	50.247 ^A	±2.864
GrandioSO x-tra (GS)	4 mm	10 sn	58.979 ^A	±3.182
		20 sn	62.911 ^B	±1.609
X-tra fil (XF)	4 mm	10 sn	70.417 ^A	±1.606
		20 sn	76.680 ^B	±2.420
Tetric EvoCeram Bulk Fill (TE)	4 mm	10 sn	38.126 ^A	±2.352
		20 sn	39.633 ^A	±1.114

Aynı bulk fill kompozit rezin ve aynı derinlikte farklı harflerle gösterilen iki zaman ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir.

4mm kalınlıkta ise TE ve AF grupları hariç kullanılan diğer tüm kompozitlerin polimerizasyon zamanının artmasına bağlı olarak üst yüzey sertlik değerleri artmıştır (Çizelge 3.2).

Çizelge 3.3. Üst Yüzey Sert Değerlerinin 10 ve 20 sn Polimerizasyon Zamanlarına Göre Farklı Kalınlıkların Karşılaştırılması

Zaman	Bulk Fill Kompozit Rezin	Derinlik	Ortalama	Standart Sapma
10 sn	Filtek Bulk Fill Posterior (FB)	2 mm	47.882 ^A	±0.335
		4 mm	47.933 ^A	±1.131
20 sn	Filtek Bulk Fill Posterior (FB)	2 mm	49.850 ^A	±1.293
		4 mm	51.961 ^B	±0.995
10 sn	Admira Fusion x-tra (AF)	2 mm	46.254 ^A	±3.263
		4 mm	47.812 ^B	±3.543
20 sn	Admira Fusion x-tra (AF)	2 mm	52.436 ^A	±4.082
		4 mm	50.247 ^B	±2.864
10 sn	GrandioSO x-tra (GS)	2 mm	61.909 ^A	±0.949
		4 mm	58.979 ^B	±3.182
20 sn	GrandioSO x-tra (GS)	2 mm	64.562 ^A	±1.429
		4 mm	62.911 ^B	±1.609
10 sn	X-tra fil (XF)	2 mm	72.864 ^A	±1.984
		4 mm	70.417 ^B	±1.606
20 sn	X-tra fil (XF)	2 mm	75.548 ^A	±1.911
		4 mm	76.680 ^A	±2.420
10 sn	Tetric EvoCeram Bulk Fill (TE)	2 mm	39.051 ^A	±1.050
		4 mm	38.126 ^A	±2.352
20 sn	Tetric EvoCeram Bulk Fill (TE)	2 mm	41.101 ^A	±1.426
		4 mm	39.633 ^A	±1.114

Aynı zaman ve bulk fill kompozit rezinde farklı harflerle gösterilen iki derinlik ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir.

10 sn polimerize edildiğinde FB ve TE grupları için 2 ve 4 mm kalınlıklarda karşılaştırıldığında istatistiksel olarak fark bulunamamıştır.

20 sn polimerize edildiğinde TE, XF grupları 2 ve 4 mm kalınlıklarda karşılaştırıldığında istatistiksel fark yoktur. Ancak 20 sn polimerize edilen FB , AF ve GS grupları 2 ve 4 mm kalınlıklarda karşılaştırıldığında istatistiksel fark bulunmuştur (Çizelge 3.3).



Çizelge 3.4. Farklı Polimerizasyon Zamanı ve Farklı Kalınlıklarda Üst Yüzey Sertlik Değerlerinin Kompozit Gruplarına Göre Karşılaştırılması

Derinlik	Zaman	Bulk Fill Kompozit Rezın	Ortalama	Standart Sapma
2 mm	10 sn	Filtek Bulk Fill Posterior (FB)	47.882 ^B	±0.335
		Admira Fusion x-tra (AF)	46.254 ^B	±3.263
		GrandioSO x-tra (GS)	61.909 ^C	±0.949
		X-tra fil (XF)	72.864 ^D	±1.984
		Tetric EvoCeram Bulk Fill (TE)	39.051 ^A	±1.050
2 mm	20 sn	Filtek Bulk Fill Posterior (FB)	49.850 ^B	±1.293
		Admira Fusion x-tra (AF)	52.436 ^C	±4.082
		GrandioSO x-tra (GS)	64.562 ^D	±1.429
		X-tra fil (XF)	75.548 ^E	±1.911
		Tetric EvoCeram Bulk Fill (TE)	41.101 ^A	±1.426
4 mm	10 sn	Filtek Bulk Fill Posterior (FB)	47.933 ^B	±1.131
		Admira Fusion x-tra (AF)	47.812 ^B	±3.543
		GrandioSO x-tra (GS)	58.979 ^C	±3.182
		X-tra fil (XF)	70.417 ^D	±1.606
		Tetric EvoCeram Bulk Fill (TE)	38.126 ^A	±2.352
4 mm	20 sn	Filtek Bulk Fill Posterior (FB)	51.961 ^B	±0.995
		Admira Fusion x-tra (AF)	50.247 ^B	±2.864
		GrandioSO x-tra (GS)	62.911 ^C	±1.609
		X-tra fil (XF)	76.680 ^D	±2.420
		Tetric EvoCeram Bulk Fill (TE)	39.633 ^A	±1.114

Aynı derinlik ve aynı zamanda farklı harflerle gösterilen beş farklı bulk fill kompozit rezın arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir.

Kullanılan kompozitler içerisinde 2 ve 4 mm kalınlıklarda hem 10 sn hem de 20 sn polimerizasyon süresi uygulandığında en yüksek üst yüzey sertlik değerini XF grubu göstermiştir (Çizelge 3.4).

Çizelge 3.5. Kompozit rezinlerin alt yüzey/üst yüzey sertliği oranları

	Filtek Bulk Fill Posterior (FB)	Admira Fusion x- tra (AF)	GrandioSO x-tra (GS)	X-tra fil (XF)	Tetric EvoCeram Bulk Fill (TE)
2 mm 10 sn	0,930112	0,938955	0,958356	0,973785	0,926706
2 mm 20 sn	0,935908	0,944031	0,948059	0,960173	0,901988
4 mm 10 sn	0,674117*	0,734662*	0,857663	0,910169	0,817571
4 mm 20 sn	0,837913	0,904149	0,891579	0,939595	0,865695

Çizelgede yıldız simgesiyle gösterilen değerler kabul edilebilir alt yüzey/üst yüzey sertlik oranını (0,8) sağlayamamıştır (Çizelge 3.5).

4. TARTIŞMA

Bu çalışmada, 5 adet “bulk fill” kompozit rezin kullanılmış ve bulk tekniği uygulanarak farklı kalınlıklarda ve iki farklı sürede polimerize edilerek hazırlanan örneklerin, alt ve üst yüzey sertlik değerleri Vickers sertlik ölçüm cihazıyla ölçülmüş ve sertlik oranları hesaplanarak polimerizasyon derinliği belirlenmiştir.

Mikrosertlik, deformasyona karşı direnç olarak tanımlanır. Mikrosertlik testleri, kuvvetin uygulanmasından sonra indüklenen yüzey deformasyonuna dayanır (Van Meerbeck ve ark.; 1993). Bir kompozit rezin materyalin yüksek yüzey sertlik değerine sahip olması beklenir. Mikrosertlik test metodu materyalin mekanik dayanıklılığını ve polimerizasyon derinliğini belirlemede etkili bir yöntemdir. En sık kullanılan cihazlardan biri Vickers sertlik ölçüm cihazıdır. Bu cihaz, önceden ayarlanmış bir kuvveti materyalin yüzeyine uygulayarak materyal yüzeyinde iz bırakan iki farklı köşegen şeklinde elmas uca sahiptir. Bu uçlar sertlik ölçümünde kullanılan diğer cihazların sahip olduğu uçlara göre 1/3 oranında daha kısadır. Vickers sertlik ölçüm cihazının bu uç yapısı, sertlik ölçümü sırasında materyalin yüzey özelliklerinden daha az etkilenmesine ve daha hassas ölçüm yapabilmesine izin vermektedir (Fuentes ve ark.; 2003). Bu nedenle, bu çalışmada sertlik ölçümleri Vickers sertlik ölçüm cihazıyla yapılmıştır

Işık uygulamasının ardından post-polimerizasyona bağlı olarak yüzey sertliğinin arttığı bilinmektedir (Mohamad ve ark., 2007). Yapılan bir çalışmada 1 hafta boyunca sertlik değerlerinin arttığı gözlemlenmiş ve maksimum sertliğin %92'sine 24 saat sonunda ulaşıldığı gösterilmiştir (Marghalani, 2010). Kompozit rezinlerin polimerizasyonu, sertleştikten sonra yavaş bir hızda devam eder ve neredeyse 24 saatte sonlanma noktasına ulaşabilir (Çalışkan ve Gökay, 1990). Çalışmamızda Vickers sertlik değerleri ölçümü, bulk fill kompozitlerin mikrosertliğini değerlendiren çalışmalara benzer olarak (Ilie ve ark.; 2013b, Nascimento ve ark.; 2019), hazırlanan örnekler distile suda 24 saat bekletildikten sonra yapılmıştır.

Farklı örneklerle karşılaştırma yaparken üst tabakaların sertlik değerlerinden kaynaklanabilecek oransal sapmalara dikkat edilmesi gerektiği bildirilmiştir (Price ve ark.; 2003). Bu çalışmada bu sapmanın önüne geçebilmek için her örneğin (n=5) alt ve üst yüzeyinden 3'er ölçüm yapılmıştır.

Kompozit rezinlerin sadece üst yüzey sertliğinin, materyalin tamamının polimerize olduğunu gösteren yeterli bir bulgu olmadığı bilinmektedir (Tate ve ark.;1999). Kompozit rezinlerin ideal fiziksel özelliklere sahip olabilmesi için alt yüzeylerin sertlik değerlerinin üst yüzeylerinin sertlik değerlerine yakın olması gerektiği belirtilmiştir (Manga ve ark.; 1995).

Etkili bir polimerizasyon işlemi için, alt tabakadaki sertlik değerinin üst tabakadaki sertlik değeri oranına dayanarak polimerizasyon derinliğinin belirlendiği çalışmalarda, bu oran için önerilen minimum değer 0,8'dir (Salerno ve ark.; 2011, Garcia ve ark.; 2014, Watts ve ark.; 1987, Moore ve ark.; 2008, El-Damanhoury ve Platt 2014, Jang ve ark.; 2015).

Kompozit rezin tabakalarının altlarına doğru ışığın emilmesi ve saçılması sebebiyle alt tabakalara düşük şiddetli ışık ulaşmaktadır. Bu nedenle alt yüzeyde polimerizasyon tam gerçekleşmeyebilmektedir. Yapılan çalışmalarda artan kalınlık artışı örneklerin alt yüzeye aktarılan enerjiyi azalttığı bildirilmiştir (Asmussen ve Peutzfeldt 2003, Prati ve ark.; 1999). Ilie ve Stark (2014), radyometre kullanarak 6 mm kalınlıktaki TE, XF ve SonicFill gibi farklı doldurucu içeriğine sahip kondanse edilebilir bulk fill kompozit rezinlerin alt yüzeyine ulaşan ışık şiddetlerini belirlemişlerdir. Alt yüzeyde ışık şiddetinin çok azaldığını, en yüksek doldurucu içeriğine sahip SonicFill kompozit rezinde de alt yüzeye ışığın ulaşmadığını ve enerji yoğunluğunun 0 J/cm² olarak kaydedildiğini bildirmişlerdir.

Flury ve ark. (2012)'nin yaptıkları çalışmada, geleneksel ve bulk fill kompozit rezinlerde mikrosertlik değerleri karşılaştırılmıştır. Işıklanan yüzeye uzaklık arttıkça yüzey mikrosertlik değerinin önemli ölçüde azaldığı gözlemlenmiştir. Bu azalma, kompozit rezinin tipine bağlı olarak farklı markalarda çeşitlilik göstermiştir. Bizim

çalışmamızda kullandığımız tüm bulk fill kompozit rezinler 2 mm kalınlıkta alt/üst yüzey sertlik değerleri bakımından klinik olarak 0.8 kabul edilebilir sertlik değerlerini göstermiştir. Bu bulgularımız Flury ve ark. (2012)'ın bulgularıyla paralellik göstermektedir.

Yeterli resin polimerizasyonu için uygulanması gereken en yüksek kalınlık değerinin 2 mm olması gerektiği birçok çalışmada bildirilmiştir (Ilie ve Hickel 2011b, Sakaguchi ve ark.; 1992 , Flury ve ark.; 2014). Ceballos ve ark. (2009), farklı tipteki kompozit rezinlerin halojen ve LED ışıklar kullanarak polimerizasyon derinliğini değerlendirdikleri çalışmalarında , kompozit resin tabaka kalınlığının 2,5 mm'yi geçmemesi gerektiğini bildirmişlerdir. Bununla birlikte, bu prosedür, klinik olarak zaman almaktadır; ayrıca kontaminasyon olasılığı, kompozit resin tabakaları arasındaki bağlanmada başarısızlık ve boşluk kalması gibi bazı dezavantajlara sahiptir (Abbas ve ark., 2003). Bu sorunları gidermek için, 4, 5 ve 6 mm'ye kadar artan tabakalar halinde polimerizasyon olanağı sunan yeni kompozit resin materyalleri 'bulk fill kompozit rezinler' olarak piyasaya sunulmuştur. Ancak bulk fill kompozitler için 4mm kalınlıkta yeterli polimerizasyon derinliği elde edilemediği bildirilen pek çok çalışma bulunmaktadır (Alrahlah ve ark., 2014; Leprince ve ark., 2012; Moore ve ark., 2008; Flury ve ark., 2012; Zorzin ve ark., 2015).

Artmış doldurucu miktarı polimerizasyon için resin matriksinin hacmini azaltmakta ve sertliğini arttırmaktadır (Sudheer ve Manjunath 2011). Chung ve ark. (1990), geleneksel kompozit rezinlerle yaptıkları araştırma sonucu doldurucu miktarı azaldıkça kompozit resin materyalin yüzey sertliğinin de azaldığını saptamışlardır. Braem ve ark. (1989) da yüksek doldurucu içeriği olan materyallerde yüksek yüzey sertlik değerlerinin ölçüldüğünü gözlemlemişlerdir.

Alrahlah ve ark. (2014) sertlik oranlarına dayanarak polimerizasyon derinliği inceledikleri çalışmada, en yüksek üst yüzey sertlik değeri SonicFill Bulk Fill için kaydedilmiş, bunu TE, Filtek Bulk Fill, X-tra Base, Venus Bulk Fill izlemiştir ve yüzey sertliği ile inorganik doldurucu miktarı arasında pozitif bir ilişki tespit edilmiştir. Leprince ve ark. (2014) yaptıkları çalışmada ise nanohibrit kompozitler

(Grandio ve GrandioFlow) ve bulk fill kompozitlerin (TE, Venus, SDR, XF, X-tra base, Sonicfil, Filtek bulk fill, Xenius, Coltene dual cure bulk fill) doldurucu hacimleri değerlendirilmiş ve 60.7'den 85.3'e değişen yüzdelerde değerler bulunmuştur. Yalnızca XF ve Sonicfil, GrandioFlow'dan yüksek oranda doldurucu içermektedir, diğer bulk fill kompozitlerin oranı daha düşüktür. (Xenius > X-tra base > TE > SDR > Coltene > Venus > Filtek bulk fill) Yalnızca XF en yüksek değere sahip olan Grandio ile karşılaştırılabilir bir orana sahiptir. (%85.2) Doldurucu hacmi ve doldurucu içeriğinin yüzey mikrosertliği üzerinde daha etkili olduğu bildirilmiştir (Beun ve ark., 2007; Flury ve ark., 2014; Hübbezoğlu ve ark., 2007). XF'de doldurucu boyutu ve miktarı arttırılıp , doldurucu partikül-rezin matris arayüzü azalmış, ışığın daha az saçılması, daha çok penetrasyonu sağlanmıştır (Moszner ve ark., 2008; Fujita ve ark., 2011). Bizim çalışmamızda da LePrince ve ark. (2014)'ın bulgularına paralel olarak yüksek doldurucu oranına sahip olan XF, doldurucu miktarları göz önüne alındığında diğer gruplara göre üst yüzey sertlik değerleri bakımından beklenen şekilde daha yüksek değerler göstermiştir.

GS bulk fill rezin kompozit için yaptığımız PubMed ve indeks taramalarında yüzey sertliğiyle ilgili herhangi bir çalışma bulunamamıştır. Bizim çalışmamızda GS bulk fill rezin kompozit için 2 ve 4 mm kalınlıkta üst yüzey sertlik değeri, 20 sn polimerize edilen örneklerde 10 sn polimerize edilenlere göre anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. 2 ve 4 mm kalınlıkta 10 veya 20 sn ışık uygulamasında tüm gruplarda GS, XF'ten sonra istatistiksel olarak en yüksek üst yüzey sertlik değerlerini göstermiştir. 2 mm kalınlıkta 10 veya 20 sn polimerize edilen gruplarda %90'ın üzerinde, 4 mm kalınlıkta ise 10 veya 20 sn polimerize edilenlerde ise %80'in üzerinde alt/üst yüzey sertlik oranı bulunmuştur. Bizim çalışmamızın sonuçlarına göre GS bulk fill rezin kompozit için üreticilerin önerdiği gibi 4 mm kalınlıkta 10 sn polimerizasyon süresi (10 sn, $\geq 1000 \text{ mW/cm}^2$; 20 sn, $\geq 500 \text{ mW/cm}^2$) klinik olarak kabul edilebilir sertlik oranını sağlamak için yeterli bulunmuştur.

Alrahlah ve ark. (2014) çeşitli bulk fill kompozitleri mikrosertlik ölçümü yaparak karşılaştırdıkları çalışmalarında, değerlendirilen tüm bulk fill kompozitler üretici firmanın iddia ettiği derinlikte 20 sn polimerize edilerek %80 alt/üst yüzey

sertlik oranını yakalayabilmiştir. (TE, X-tra base, Venus, Filtek bulk fill, Sonicfil). ALShaafi ve ark. (2016) geniş spektrumlu LED ışığın, bulk fill rezin kompozitlerde (TE, XF, SureFil SDR flow, SonicFill) farklı kalınlıklarda (2, 4 ve 6 mm) yüzey sertliğine etkisini inceledikleri çalışmada ise bizim çalışmamıza benzer olarak XF ve TE'nin 2 ve 4 mm kalınlıklarda 20 sn ışık uygulamasıyla üst yüzey sertlik değerlerinde anlamlı bir fark bulunamazken her iki bulk fill rezin kompozit de kabul edilebilir yüzey sertlik oranına ulaşmışlardır.

Kamforokinon ışığı 450-490 nm dalga boylarında absorbe ederek aktive olan ve yaygın olarak kullanılan bir fotobaşlatıcıdır (Park ve ark., 1999). Bazı kompozit rezinler kamforokinondan başka fotobaşlatıcılar da içerir, TE "İvocerin" adında ışığı 410 nm'de absorbe edebilen ekstra bir fotobaşlatıcı içerir. Bu bir dibenzoyl germanyum bileşiğidir. Bu fotobaşlatıcı görünür ışığı 370 nm'den 460 nm'ye kadar geniş bir aralıkta absorbe edebilir. İvocerin' in görünür ışığı daha iyi absorbe etmesi ve TE'nin translusensisinin artması polimerizasyon derinliğini arttırmıştır (Moszner ve ark., 2008; Fujita ve ark., 2011). Uygun formülasyonlarla, reaktivite geliştirilip çok daha iyi polimerizasyon derinliklerine bu yolla ulaşılabilir (Ivoclar Vivadent; 2011). Çalışmamızın mikrosertlik sonuçlarına bakarsak, 4 mm kalınlıkta düşen polimerizasyon derinliği değerlerine rağmen TE'nin üst yüzey sertlik değerleri yüksek bulunmuştur. Bu sonuçlar, inorganik doldurucu içeriğinde mevcut olan prepolimer doldurucu içeriğin homojenliği azaltmasına rağmen polimer içindeki çift bağ sayısını arttırarak daha iyi mekanik özellikler ve daha yüksek mikrosertlik, daha düşük polimerizasyon büzülmesi sağlanmasına bağlı olabilir (Ivoclar Vivadent; 2011).

Nagi ve ark. (2015) , farklı kalınlıklarda (2, 3 ve 4 mm) farklı polimerizasyon sürelerinin (10, 20, 40 ve 60 sn) mikrosertliğe etkisini araştırdıkları çalışmalarında; XF , TE'den anlamlı olarak daha yüksek üst yüzey sertlik değerleri göstermiştir. Üretici firmaların önerdiği şekilde 10 sn polimerize edilen TE ve XF bulk fill rezin kompozitler 2 ve 4 mm kalınlıklarda kabul edilebilir polimerizasyon derinliğine ulaşmıştır. Bizim çalışmamızda da bu çalışmanın sonuçlarına benzer olarak XF tüm gruplarda TE'den anlamlı olarak daha yüksek üst yüzey sertlik değerleri göstermiştir.

Her iki bulk fill kompozit de 2 ve 4 mm kalınlıkta 10 sn polimerize edildiğinde bu çalışmayla benzer olarak kabul edilebilir yüzey sertlik oranı göstermiştir.

Soh ve ark. (2003) yaptığı çalışmada, daha düşük ışık şiddetinin, uygulama süresi uzatıldığında üst yüzey sertlik değerlerinin anlamlı olarak arttırdığı görülmüştür. Bu durumu, kompozit rezinin üst yüzeyine yeterli miktarda ışık şiddetinin ulaşmasıyla ve kamforokinonu aktive etmesiyle ilişkilendirmişlerdir. Ayrıca, aynı araştırmacılara göre, ışığın sürekli olarak uygulanması üst yüzeye yakın olan fotobaşlatıcıların aktivasyonunu güçlendirmektedir ve bu nedenle de ışık uygulama süresi kompozit resin yüzeylerinin polimerizasyonunda önemli bir faktör olmaktadır. Bizim çalışmamızda da ışıklama süresi 10 sn'den 20 sn'ye çıkarıldığında tüm gruplarda üst yüzey sertlik değerleri artmıştır.

Miletic ve arkadaşlarının (2017) akıcı (SDR, Filtek Bulk Fill flowable) ve tepilebilir (TE, SonicFill, Xenius base) bulk fill kompozitlerin dönüşüm derecesi, polimerizasyon derinliği ve mikrosertliğini karşılaştırdıkları çalışmalarında, kompozitler 4 mm kalınlıkta 10 ve 20 sn, 6 mm de 20 sn ve 4 mm kalınlıkta tabakalama (2+2 mm_2x10 sn) yapılarak polimerize edilmiştir. En yüksek sertlik değerleri tabakalayararak doldurma prosedüründe izlenirken, bunu 4 mm kalınlık 20 sn polimerizasyon süresi takip etmektedir. 4 mm kalınlıkta 10 sn polimerizasyon süresi ise TE, SonicFill ve Xenius base için kabul edilebilir sertlik oranına ulaşmakta yetersiz olmuştur. Bizim çalışmamızda da 4 mm kalınlıkta 10 sn polimerizasyon süresi uygulamasıyla FB ve AF için kabul edilebilir sertlik oranına ulaşamazken TE, XF ve GS bu oranı sağlamışlardır. Bizim çalışmamızda bu çalışmadan daha güçlü bir ışık cihazı kullanılmasının TE bulk fill resin kompozit sertlik değerindeki bu farklılığın nedeni olduğunu düşünmekteyiz.

Bucuta ve Ilie (2014), farklı kalınlıklarda (2, 4, 6 mm) bulk fill kompozitlerle (X-tra base, SDR, XF, TE, SonicFill), konvansiyonel resin bazlı kompozitlerin (GrandioSO, Premise, Tetric EvoCeram, Venus Diamond, CeramXmono+, GrandioSO Heavy Flow, Clearfil Majesty Flow) mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında bulk fill kompozitlerin, konvansiyonel resin bazlı

kompozitlere oranla mavi ışığı daha fazla geçirdiğini tespit etmişlerdir. Bu çalışmada 20 sn ışık uygulamasının, üreticilerin önerdiği kalınlıklarda yeterli bir polimerizasyon zamanı olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmanın sonuçlarına benzer olarak XF ve TE üretici firmanın önerdiği 4 mm kalınlıkta 20 sn ışık uygulaması sonrası yeterli sertlik oranına ulaşmıştır.

Karaçolak ve ark. (2017) tabaka kalınlığının, mikrosertlik ve radyant enerji arasındaki ilişkiye etkisini değerlendirdikleri çalışmada 20 sn polimerizasyon süresi uygulamasıyla 4 mm kalınlıkta Aura (SDI, Bayswater, Australia), FB ve XF kabul edilebilir sertlik oranına ulaşırken TE, AF ve Sonic Fill (Kerr, Orange, USA) ise bu orana ulaşamamıştır. Bizim çalışmamızda 4 mm kalınlıkta 20 sn polimerize edilen XF, FB, AF ve TE bulk fill kompozitler kabul edilebilir sertlik oranına ulaşmıştır. Çalışmamızda kullandığımız TE ve AF Karaçolak ve ark. (2017)'nin bulgularına zıt olarak kabul edilebilir sertlik oranına ulaşmıştır. Bulgular arasındaki farklılığın sebebi olarak bizim çok daha güçlü bir ışık cihazı kullandığımızdan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Rizzante ve ark. (2019), bulk fill rezin kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi, polimerizasyon derinliği ve mikrosertliğini değerlendirdikleri çalışmalarında XF en yüksek sertlik değerini göstermiştir. Ancak AF yüksek viskoziteli bir bulk fill rezin kompozit olmasına rağmen düşük bir mikrosertlik değeri göstermiştir. Ormoser matrisindeki, organik modifiye seramik partiküller ve metakrilat esaslı olmayıp silikon oksit bazlı içeriği AF için mikrosertlik değerindeki farklılığın nedeni olabileceği bildirilmiştir. Ormoser bazlı rezin kompozitlerin düşük mekanik özellikleri başka çalışmalarda da bildirilmiştir (Cavalcante ve ark., 2011; Thomaidis ve ark., 2013; Baeshen ve ark., 2017). Nascimento ve ark. (2019) bulk fill rezin kompozitler ile geleneksel kompozit rezinlerin mekanik ve termal analizlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında bizim çalışmamıza paralel olarak 4 mm kalınlıkta 20 sn polimerize edilen örneklerde XF istatistiksel olarak FB ve AF'den yüksek yüzey sertlik değeri gösterirken, FB ve AF arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bizim çalışmamızda da Rizzante ve ark. (2019) ve Nascimento ve ark. (2019)'ın bulgularına paralel olarak AF, XF'e göre 4 mm kalınlıkta 20 sn uygulandığında daha

düşük sertlik değerleri göstermiştir ve FB ile AF arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Günümüzde bulk fill rezin kompozitlerin polimerizasyonlarının daha iyi olabilmesi ve mekanik özelliklerinin geliştirilebilmesi için farklı ışık cihazları ve polimerizasyon yöntemleri üzerine çalışmalar hızla devam etmektedir. Bu konuda atılan her yeni adım birçok araştırmayı da beraberinde getirecektir.



5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmamızdan elde ettiğimiz verilere göre;

1- X-tra fil bulk fill kompozit rezin, çalışmada kullanılan diğer tüm kompozit rezinlere göre 2 ve 4 mm kalınlıkta, 10 veya 20 sn ışık uygulamasıyla hem alt hem üst yüzeyde en yüksek yüzey sertlik değerlerini göstermiştir. En düşük yüzey sertlik değerleri Tetric EvoCeram Bulk Fill bulk fill kompozit rezinde görülmüş, bunu Filtek Bulk Fill Posterior ve Admira Fusion x-tra bulk fill kompozit rezin izlemiştir.

2- Çalışmada kullanılan 10 veya 20 sn polimerize edilen 2 mm kalınlıktaki kompozit rezin örneklerin tümünde alt yüzey/üst yüzey sertlik oranları eşik değer olan 0,8'in üzerinde bulunmuştur.

3- Çalışmada kullanılan 4mm kalınlıkta 20 sn polimerize edilerek hazırlanan kompozit örneklerin tümünde alt yüzey/üst yüzey sertlik oranları eşik değer olan 0,8'in üzerinde bulunmuştur.

4- Her beş kompozitte de kalınlık arttıkça alt/üst yüzey sertlik oranları azalmıştır. Bu oran sadece Filtek Bulk Fill Posterior ve Admira Fusion x-tra 4 mm kalınlıkta 10 sn ışık uygulamasında standart kabul edilen 0,8'den aşağıda seyretmiştir.

5- Grupların tümünde polimerizasyon süresinin artması sertlik değerlerini artırırken, kalınlık artışı ise sertlik değerlerinde azalmaya neden olmuştur.

X-tra fil, Tetric EvoCeram Bulk Fill, GrandioSO x-tra bulk fill kompozit rezinler üretici firma önerilerine göre 4 mm kalınlıkta 10 sn polimerize edildiğinde yeterli yüzey sertlik değerleri göstermiştir.

Filtek Bulk Fill Posterior ve Admira Fusion x-tra ise üretici firma önerileri doğrultusunda 4 mm kalınlıkta 20 sn polimerize edilmelidir.



KAYNAKLAR

- ABBAS G., FLEMING G.J.P., HARRINGTON E., SHORTALL A.C.C., BURKE F.J.T. (2003). Cuspal movement. microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *J Dent. Res.*, **31(6)**: 437-444.
- ALRAHLAH A., SILIKAS N., WATTS D.C. (2014). Post cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater.*, **30(2)**: 149-154.
- AL SHAAFI MM, HAENEL T, SULLIVAN B, LABRIE D, ALQAHTANI MQ, PRICE RB. (2016). Effect of a broad-spectrum LED curing light on the Knoop microhardness of four posterior resin based composites at 2, 4 and 6-mm depths. *J Dent.* **45**:14-18.
- ANG SF, SCHOLZ T, KLOCKE A, SCHNEIDER GA. (2009) Determination of the elastic/plastic transition of human enamel by nanoindentation. *Dent Mater.*, **25 (11)**: 1403-1410.
- ANUSAVICE, K.J., SHEN, C., RAWLS, H.R. (2003). Philips' Science of Dental Materials. 11th ED. St. Louis: Saunders; Co.
- ASMUSSEN E., PEUTZFEIDT A. (2001). Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. *J Dent. Res.*, **80(6)**: 1570-1573.
- ASMUSSEN, E., PEUTZFELDT, A. (2003) Two-step curing: influence on conversion and softening of a dental polymer. *Dent Mater J.*, **19 (6)**: 466-470.
- ASMUSSEN, E., PEUTZFELDT, A. (2005) Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *Eur J Oral Sci.*, **113 (5)**: 417-421.
- BAESHEN H, ALTURKI BN, ALBISHI WW, ALSADI FM, EL-TUBAIGY KM (2017). Mechanical and physical properties of two different resin-based materials: a comparative study. *J Contemp Dent Pract.*, **18**: 905-910.
- BAYNE SC, THOMPSON JY. (2006) Biomaterials. In: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, editors. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. Missouri: Mosby; p. 137-242.
- BAYNE, S.C., HERMAN, H.O., EDWARD, J. (1994). Update on dental composite restorations. *J Am. Dent. Assoc.* **125**: 687-701.
- BAYSAL, B. (1981). Polimer Kimyasi. Orta Dogu Teknik Universitesi Yayinlari. Basim. 1 s.: 1-9.
- BEUN S, GLORIEUX T, DEVAUX J, VREVEN J, LELOUP G (2007). Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater.*, **23(1)**: 51-59.
- BLACKHAM, VANDEWALLE, K.S., LIEN, W. (2009). Properties of hybrid resin composite systems containing prepolymerized filler particles. *Oper Dent.* **34**: 697-702.
- BOUSCHLICHER M.R., RUEGGERBERG F.A., WILSON B.M. (2004). Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent.*, **29**:698-704.

- BRAEM M, FINGER W, VAN DOREN VE, LAMBRECHTS P, VANHERLE G (1989). Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Mater.*, **5(5)**: 346-348.
- BRAGA R.R., BALLESTER R.Y., FERRACANE J.L. (2005). Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin composites: A systematic review. *Dent Mater J.*, **21**:962-970.
- BRAGA R.R., FERRACANE J.L. (2002). Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *J Dent Res.*, **81**:114-118.
- 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 J., CAKIR D. (2010). Comparative properties of low-shrinkage composite resins. *Comp Cont Educ Dent.*, **31(2)**: 10-15.
- BURGESS, J.O., WALKER, R.S., PORCHE, C.J., RAPPOLD, A.J. (2002) Light curing an update. *Compend Contin Educ Dent.*, **23 (10)**: 889-892.
- CATTANI-LORENTE, M., BOUILLAGUET, S., GODIN, C. H., MEYER, J. M. (2001) Polymerization shrinkage of Ormocer based dental restorative composites. *Eur Cell Mater.*, **1**: 25-26.
- CAUGHMAN, W.F., RUEGGEBERG, F.A. (2002) Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent.*, **27 (6)**: 636-638.
- CAVALCANTE L.M., SCHNEIDER L.F., SILIKAS N., WATTS D.C. (2011) Surface integrity of solvent-challenged ormocer-matrix composite. *Dent Mater.*, **27**: 173-179.
- CEBALLOS L., FUENTES M.V., TAFALLA H., MARTINEZ A., FLORES J., RODRIGUEZ J. (2009). Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using LED and halogen units. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.*, **14(1)**: 51-56.
- CHEN MH, CHEN CR, HSU SH, SUN SP, SU WF. (2006). Low shrinkage light curable nanocomposite for dental restorative material. *Dent Mater J.*, **22**: 138-145.
- CHEN MH (2010). Update on dental nanocomposites. *J Dent Res.*, **89**: 549-560.
- CHUNG K.H., GREENER E.H., (1990). Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil.*, **17(5)**: 487-494.
- COATS, AW, REDFERN, JP, (1963). Thermogravimetric analysis: A review. *Analyst*, **88**: 906-924.
- CRAIG RG, POWERS JM, (2002) Restorative dental materials. 11th Ed. St. Louis: The C.V. Mosby Co.; 231-257.
- CRISPIN, JB, (1994). Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. 3rd Ed. Tokyo: Quintessence Pub. CO. Ltd., p.: 60-71.
- ÇALIŞKAN K, GÖKAY N (1990). Kompozit Dolgu Malzemelerinin Genel Özellikleri ve Sınıflandırılması. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi.*, **11**: 119-127.

- ÇULHAOĞLU, A.K., ZAİMOĞLU, A., ÖZKIR, S. E. (2013). Fiberle güçlendirilmiş indirekt kompozit kronların kırılma dirençlerinin IPS Empress tam seramik kronlar ile karşılaştırılması. *Acta Odontol Turc.*, **30** (1): 25-31.
- D'ALPINO PH, VISMARA MV, MELLO LM, DI HIPOLITO V, GONZALEZ AH, GRAEFF CF.(2014). Resin composite characterizations following a simplified protocol of accelerated aging as a function of the expiration date. *J Mech Behav Biomed Mater.* **35**:59-69.
- DARONCH, M., RUEGGEBERG, FA., DE GOES, MF. (2005). Monomer conversion of pre-heated composite. *J Dent Res.*, **84**: 663-667
- DAYANGAC B. (2000). Kompozit Restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitabevi Ltd. Şti.Basım **1**: 15-36.
- DE MUNCK, J., VARGAS, M., IRACKI, J., VAN LANDUYT, K., POITEVIN, A., LAMBRECHTS, P. (2005) One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent.*, **30** (1): 39-49.
- DENNISON, J.B., YAMAN, P., SEIR, R., HAMILTON, J.C. (2000) Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *J Prosthet Dent.*, **84** (5): 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>
- DEWAELE, M., ASMUSSEN, E., PEUTZFELDT, A., MUNKSGAARD, E.C., BENETTI, A.R., FINNE, G. ve diğerleri. (2009) Influence of curing protocol on selected properties of light-curing polymers: degree of conversion, volume contraction, elastic modulus, and glass transition temperature. *Dent Mater J.*, **25** (12): 1576-1584.
- DUNCAN J.P., FREILICH M.A., LATVIS C.J. (2000) Fiber-reinforced composite framework for implant-supported overdentures. *J Prosthet Dent.*, **84**(2): 200-204.
- EICK, J.D., KOTHA, S.P., CHAPPELOW, G.C., KILWAY, V.K., GIESE, G.J., GLAROS, A.G., PINZO, C.S. (2007). Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. *Dent Mater J.*, **23**: 1011-1017.
- EL-DAMANHOURY H, PLATT J (2014). Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Oper Dent.*, **39**(4): 374-382
- EL-SAFTY S., SILIKAS N., WATTS D.C. (2012). Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dent Mater J.*, **28**(8): 928-935.
- ERNST, CT., MEYER, G.R., KLOCKER, K., WILLERSHAUSEN, B. (2004). Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. *Dent Mater J.* **20**: 313-321.
- ERNST, G.P., BRANDENBUSCH, M., MEYER, G., CANBEK, K., GOTTSCHALK, F., WILLERHAUSEN, B. (2006). Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. *Clin Oral Investig.* **10**: 119-125.
- FEILZER A.J., DE GEE A.J., DAVIDSON C.L. (1990). Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mater J.*, **6**:167-171.

- FERRACANE, IL. (1995). Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med.*; **6**: 302-318.
- FERRACANE, JL., MITCHEM, JC, CONDON, JR, TODD, R. (1997) Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res*, **76 (8)**: 1508-1516.
- FERRACANE, J.L. (2011). Resin composite-State of art. *Dent Mater J.*, **27**: 29-38.
- FILTEK SILORANE.(2013). FiltekTm Silorane Low-Shrink Posterior Restorative System Product Profile. Erisim:<http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSu7zKl>
- FLURY S, HAYOZ S, PEUTZFELDT A, HUSLER J, LUSSI A (2012). Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater.*, **28(5)**: 521-528.
- FLURY, S., LUSSI, A., HICKEL, R., ILIE, N. (2013) Light curing through glass ceramics with a second- and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements. *Clin Oral Investig.*, **17 (9)**: 2127-2137.
- 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(10)**: 1104-1112.
- FORTIN D., VARGAS, M.A. (2000). The spectrum of composites: New techniques and materials. *J Am Dent Assoc.*, **131**: 26-30.
- FREILICH MA, MEIERS JC, DUNCAN JP, ECKROTE KA, GOLDBERG AJ. (2002). Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. *J Am Dent Assoc.*, **133 (11)**: 1524-1534.
- FUENTES V, TOLEDANO M, OSORIO R, CARVALHO RM. (2003).Microhardness of superficial and deep sound human dentin. *J Biomed Mater Res.*, **66(4)**:850-853
- FUJITA K, IKEMI T, NISHIYAMA N (2011). Effects of particle size of silica filler on polymerization conversion in a light-curing resin composite. *Dent Mater.*, **27**: 1079- 1085.
- GARCIA D, YAMAN P, DENNISON J, NEIVA G (2014). Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent.*, **39(4)**: 441-448.
- GAROUSHI, S., VALLITTU, P.K.,LASSILA, L.V. (2007). Direct restoration of severely damaged incisors using short fiber-reinforced composite resin. *J Dent.*, **35 (9)**: 731-736.
- GAROUSHI, S., VALLITTU, P.K., WATTS, D.C.,LASSILA, L.V. (2008). Polymerization shrinkage of experimental short glass fiber-reinforced composite with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dent Mater J.*, **24 (2)**: 211-215.
- GAROUSHI, S., VALLITTU, P.K.,LASSILA, L.V. (2011). Fracture toughness, compressive strength and load-bearing capacity of short glass fibereinforced composite resin. *Chin J Dent Res.*, **14 (1)**: 15-19.
- GIANNAKOPOULOS, A.E., ZISIS, T.H. (2011). Analysis of Knoop indentation. *Int. J Solids Struct.*, **48**: 175-190.

- GOORMAGHTIGH, E., VINCENT RAUSSENS, V., RUYSSCHAERT, J.M. (1999). Attenuated total reflection infrared spectroscopy of proteins and lipids in biological membranes. *Biochimica et Biophysica Acta.*, **1422**: 105-185.
- GRAUCHA, A., DEVEAU, P.A., JACOP, V., BAUSSAND, P. (2006). Use of FTIR spectroscopy coupled with ATR for the determination of atmospheric compounds. *Talanta.*, **68**: 1294-1302.
- HAHNEL, S., HENRICH, A., BURGERS, R.,HANDEL, G., ROSENTRITT, M. (2010). Investigation of mechanical properties of modern dental composites after artificial aging for one year. *Oper Dent.* **35**: 412-419.
- HERAEUS KULZER. (2012). Venus Bulk Fill Product Profile. Available online at https://www.kulzerus.com/media/webmedia_local/north_america/pdf_files/brochures/Venus_Bulk_Fill
- HOFMANN N,HUGO B,KLAIBER B.(2002). Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics. Temperature rise and hardness. *Eur J Oral Sci.*, **110**: 471-479.
- HUBBEZOGLU I, BOLAYIR G, DOGAN OM, DOGAN A, OZER A, BEK B (2007). Microhardness evaluation of resin composites polymerized by three different light sources. *Dent Mater J.*, **26(6)**: 845-853.
- HUBER U, MAJORS RE.(2004). Principles in preparative HPLC, Agilent Technologies, 2-70.
- ILIE N, BUCUTA S, DRAENERT M (2013a). Bulk-fill Resin-based Composites: An In Vitro Assessment of Their Mechanical Performance. *Oper Dent.* **38(6)**: 618-25.
- ILIE, N., HICKEL, R. (2009a). Investigations on mechanical behavior of dental composites. *Clin Oral Investig.*, **13**: 427-438.
- ILIE, N., HICKEL, R. (2009b). Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater J.*; **25**: 810-819.
- ILIE N., HICKEL R. (2011a). Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. *Dent Mater J.*, **27**:348–355.
- ILIE N., HICKEL R. (2011b). Resin composite restorative materials. *Aust Dent J*, **56**:59-66.
- ILIE N, STARK K (2014). Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *J Dent.*, **42(8)**: 977-985.
- ILIE 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.
- IMAZATO S, MCCABE JF, TARUMI H, EHARA A, EBISU S.(2001). Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. *Dental Mater.*, **17(2)**:178-183.
- JACKSON R.D, MORGAN M.(2000). The new posterior resins and a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc.*, **131(3)**:375–383.

- JANG JH, PARK SH, HWANG IN (2014). Polymerisation Shrinkage and Depth of Cure of Bulk-Fill Resin Composites and Highly Filled Flowable Resin. *Oper Dent.*, **40(2)**: 39-46.
- JANG JH, PARK SH, HWANG IN (2015). Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin. *Oper Dent.*, **40(2)**: 172-180.
- JIN X., BERTRAND S., HAMMESFAHR P. (2009). New radically polymerizable resins with remarkably low curing stress. *J Dent Res.*, **88**:1651
- JUNG, M., SEHR, K., KLIEMEK, J. (2007). Surface texture of four nanofilled and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent.*, **32**: 45-52.
- KARACOLAK G, TURKUN LS, BOYACIOGLU H, FERRACANE JL (2017). Influence of increment thickness on radiant energy and microhardness of bulkfill resin composites. *Dent Mater J.* **37(2)**: 206–213
- KENNETH J. ANUSAVİCE CS, H. RALPH RAWLS. (2003) Phillips' Science of Dental Materials 11th ed. St. Louis: W. B. Saunders.
- KILINÇ ME. (2006). Kromatografik yöntemler ve hplc yöntemi, [http:// sci.ege.edu.tr/ ~eubio/yaz_okulu/hplc.htm](http://sci.ege.edu.tr/~eubio/yaz_okulu/hplc.htm)
- KIM, KH., ONG, IL., OKUNO, O. (2002). The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent.*, **87**: 642-649.
- KOSER C. (2014). Işık ile Polimerize Edilen Kompozit Rezinlerin Dönüşüm Derecelerinin Belirlenmesinde Üç Farklı Yöntemin Karşılaştırılması [Phd]. Ankara: Ankara Üniversitesi
- KOVARİK R.E., ERGLE J.W. (1993). Fracture toughness of posterior composite resins fabricated by incremental layering. *J Prosthet Dent.*, **69**: 557–560.
- KRAMER, N., LOHBAUER, U., GARCIA-GODOY, F., FRANKENBERGER, R. (2008) Light curing of resin-based composites in the LED *J Am Dent Assoc.*, **21 (3)**: 135-142.
- KRAMER, N., REINELT, C., RICHTER, G., PETSCELT, A., FRANKENBERG, R. (2009). Nanohybrid vs fine particle composite in class II cavities: clinical results and margin analysis after four years. *Dent Mater J.*, **25**: 750-759.
- KUPIEC T. (2004). Quality-Control Analytical Methods: High-Performance Liquid Chromatography. *Int J Of Pharm Comp.*, **8**: 223-227
- LEE J-H, UM C-M, LEE I. (2006). Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition. *Dent Mater J.*, **22(6)**: 515–526.
- LEONARD, D.L., CHARLTON, D.G., ROBERTS, H.W., COHEN, M.E. (2002) Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent.*, **14 (5)**: 286-295.
- LEPRINCE J.G., LEVEQUE P., NYSTEN B., GALLET B., DEVAUX J., LELOUP G. (2012). New insight into the “depth of cure” of dimethacrylate- based dental composites. *Dent Mater.*, **28**: 512–520.
- LLORET, P.R., RODE, K.M., TURBINO, M.L. (2004) Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. *Braz Oral Res.*, **18 (3)**: 271-275.

- LOGUERCIO AD, REIS A, SCHROEDER M, BALDUCCI I, VERSLUIS A, BALLESTER RY (2004). Polymerization shrinkage: effects of boundary conditions and filling technique of resin composite restorations. *J Dent Res.*, **32**: 459-470.
- LOHBAUER, U., RAHIOTIS, C., KRAMER, N., PETSCHT, A., ELIADES, G. (2005) The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dent Mater J.*, **21 (7)**: 608-615.
- LOVELL L.G., LU H., ELLIOTT J.E., STANSBURY J.W., BOWMAN C.N. (2001). The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. *Dent Mater J.*, **17**: 504–511.
- LOVELL L.G., NEWMAN S.M., DONALDSON M.M., BOWMAN C.N. (2003). The effect of light intensity on double bond conversion and flexural strength of a model, unfilled dental resin. *Dent Mater J.*, **19**: 458–465
- LUTZ, F., PHILLIPS, R.W. (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent.*, **50**: 480-488.
- MAHN, E. (2013) Clinical criteria for the successful curing of composite materials. *Rev. Clin. Periodontol. Implantol. Rehabil. Oral.*, **6(3)**: 148- 153.
- MANGA, R.K., CHARLTON, D.G., WAKEFIELD, C.W. (1995) In vitro evaluation of a curing radiometer as a predictor of polymerization depth. *Gen Dent.*, **43 (3)**: 241-243.
- MANHART, J., KUNZELMANN, KH., CHEN, HY., HICKEL, R. (2000). Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res.*, **53**: 353-361.
- MANTE, F.K., WADENYA, R.O., BIENSTOCK, D.A., MENDELSON, J., LaFLEUR, E.E. (2010). Effect of liquid rubber additions on physical properties of Bis-GMA based dental resins. *Dent Mater J.*, **26**: 164-168.
- MARGHALANI H.Y. (2010). Post-irradiation Vickers microhardness development of novel resin composites. *Mater Res*, **13(1)**: 81-87.
- MC CABE JF, WALLS AWG.(2000). *Applied dental materials*. 8th Ed. Oxford, England: Blackwell Scientific Pub ; p: 87-178.
- MILETIC V, PONGPRUEKSA P, MUNCK JD, BROOKS NR, VAN MEERBEEK B (2017). Curing characteristics of flowable and sculptable bulk-fill composites. *Clin Oral Investig.*, **21**:1201–1212
- MILLS RW, JANDT KD, ASHWORTH SH.(1999). Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J.*, **186**: 388-391.
- MILLS, R.W., UHL, A., BLACKWELL, G.B., JANDT, K.D. (2002b) High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials*, **23 (14)**: 2955-2963.
- MILLS, R.W., UHL, A., JANDT, K.D. (2002a) Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J*, **193 (8)**: 459-463.

- MITRA, S.B., WU, D., HOLMES, B.N. (2003). An application of nanotechnology in advance dental materials. *J Am Dent Assoc.*, **134**: 1382-1390.
- MOHAMAD D, YOUNG R., MANN A., WATTS D.(2007). Post-polymerization of dental resin composite evaluated with nanoindentation and microRaman spectroscopy. *Arch Orofac Sci*, **2**: 26-31.
- MONTE ALTO, R.V., GUIMARAES, J.A., POSKUS, L.T., DA SILVA E.M. (2006). Depth of cure of dental composite submitted to different light-curing modes. *J Appl Oral Sci.*, **14**: 71-76.
- MOORE BK, PLATT JA, BORGES G, CHU TM, KATSILIERI I (2008). Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades. *Oper Dent.*, **33(4)**: 408-412.
- MORAES LG, ROCHA RS, MENEGAZZO LM, DE ARAÚJO 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(2)**:145-149.
- MOSZNER N., FISCHER UK., GANSTER B., LISKA R., RHEINBERGER V. (2008). Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dent Mater J.*, **24(7)**: 901-907.
- MURCHISON DF, ROETERS J, VARGAS MA.(2006). Direct anterior restorations. In: Summit JB, Robbins JW, Hilton TJ, editors. *Fundamentals of Operative Dentistry, A Contemporary Approach*. p. 261–288.
- NAGI SM, MOHARAM LM, ZAAZOU MH (2015). Effect of resin thickness, and curing time on the micro-hardness of bulk-fill resin composites. *J Clin Exp Dent.*, **7(5)**: 600-604.
- NALÇACI A, OZTAN MD, YILMAZ S (2004). Cytotoxicity of composite resins polymerized with different curing methods. *Int Endod J.*, **37**: 151-156.
- NASCIMENTO AS, RODRIGUES JFB, TORRES RHN, SANTOS KO, FOOK MVL, ALBUQUERQUE MS, LIMA EA, FILGUEIRA PTD, SANTOS JBMD, OLIVEIRA LJR, BRAZ R (2019). Physicomechanical and thermal analysis of bulk-fill and conventional composites. *Braz Oral Res.*, **33**: 008.
- NICHOLSON J.W.(2002). *Chemistry of Medical And Dental Materials*. Cambridge: Royal Society of Chemistry.
- NOORT, R.V. (2013). *Introduction to dental materials*. New York: Mosby Elsevier.
- O'BRIEN WJ.(1997). *Dental materials and their selection*. 2nd Ed. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc. ; 114-118.
- O'BRIEN, W.J. (2002). *Dental Materials, Properties and Selection*. 3 rd ED. London: Quintessence Publishing Co. Inc. p.: 113.
- O'BRIEN WJ. (2008). *Dental Materials and Their Selection*. 4th ed. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc.

- OBICI, A.C., SINHORETI, M.A.C., CORRER-SOBRINHO E.F.L., CONSANIA, S. (2005). Degree of conversion and Knoop hardness Z250 composite using different photo-activation methods. *Polymer Testing*, **24**: 814-818
- OLMEZ A., TUNA D. (2002). Polimerizasyon büzülmesine etki eden faktörler. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg*, **5(1)**: 52-57.
- OWENS, B.M., RODRIGUEZ, K.H. (2007) Radiometric and spectrophotometric analysis of third generation light-emitting diode (LED) light-curing units. *J Contemp Dent Pract.*, **8 (2)**: 43-51
- PALIN, W.M., FLEMING, G.J.P., NATHWANI, H., BURKE, F.J.T., RANDALL, R.C. (2005). Invitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. *Dent Mater J.*, **21**: 324-335.
- PARK YJ, CHAE KH, RAWLS HR (1999). Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater.*, **15(2)**: 120-127.
- PARK, S.H., KREJCI, I., LUTZ, F. (2002) Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent.*, **27 (1)**: 30-37.
- PHILIPS, R.W. (1991). Science of Dental Materials. 9 th Ed. W. B. Saunders Co. Chapter 10-12. p.:157-235.
- POWERS, J.M., SAKAGUCHI, R.L. (2006). Craig's Restorative Dental Materials. 12 th Ed. Elsevier Inc.
- PRATI C, CHERSONI S, MONTEBUGNOLI L, MONTANARI G (1999). Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *Am J Dent.*, **12(5)**: 231-234.
- PRICE, B.T.R., FELIX, C.A., ANDREOU, P. (2003). Evolution of a second-generation led curing light .*J Can Dent Assoc.*, **69**: 666-675.
- PRICE, R.B., FELIX, C.A., ANDREOU, P. (2004) Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials*, **25 (18)**: 4465-4477.
- PRICE R.B., FELIX C.A. (2009) Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. *Dent Mater J.*, **25(7)**: 899-908.
- PRICE RB, FAHEY J, FELIX CM (2010). Knoop microhardness mapping used to compare the efficacy of LED, QTH and PAC curing lights. *Oper Dent.*, **35(1)**: 58-68.
- PRICE, R.B., LABRIE, D., RUEGGERBERG, F.A., FELIX, C.A. (2010) Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. *J Esthet Restor Dent.*, **22 (6)**: 363-377.
- RASTELLI, A.N.S., JACOMASSI, D.P., BAGNATO, V.S. (2008). 4. Las. Pyhs. **18**: 1570-1575.
- RAWLS, K.J., ESQUIVEL-UPSHAW, J. (2003). Restorative resins. In: Phillips' Science of Dental Materials. 11th Ed. Ed: ANUSAVICE, K.J., St Louis: W. B. Saunders, p.: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.*, [Epub ahead of print]
- ROBERSON T, HEYMANN H, RITTER A.(2011). Kompozit restorasyonlara giriş. In: Roberson T, Heymann H, Swift E, editors. *Art and Science of Operatif Dentistry*. p. 196–211;500.
- RUEGGERBERG, F. (1999) Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl*, **25**: 4-15.
- RUEGGERBERG, F.A., BLALOCK, J.S., CALLAN, R.S. (2005) LED curing lights -what's new? *Compend Contin Educ Dent.*, **26 (8)**: 581-590.
- SAKAGUCHI R.L., PETERS M.C., NELSON S.R., DOUGLAS W.H., POORT HW. (1992). Effects of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent Res.*, **20(3)**:178–182.
- SALERNO M, DERCHI G, THORAT S, CESERACCIU L, RUFFILLI R, BARONE AC (2011). Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dent Mater J.*, **27(12)**: 1221-1228.
- SANTOS, G.C., JR., EL-MOWAFY, O., RUBO, J.H., SANTOS, M.J. (2004) Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *J Can Dent Assoc.*, **70 (5)**: 323-328.
- SCHIMITT J., FLEMMING H.C. (1998). FTIR-spectroscopy in microbial and material analysis. *Int. Biodeterioration & Biodegradation* **41**: 1-11.
- SCHMALZ, G., SCHWEIKL, H. (2001). Cytotoxic and mutagenic effects of oxiranes and siloranes in mammalian cells. *J Dent Res.*, **80**: 233.
- SCHWEIKL, H., SCHMALZ, G., WEINMANN, W. (2004). The induction of gene mutations and micronuclei by oxiranes and siloranes in mamillian cells in vitro. *J Dent Res.*, **83**: 17-21.
- SHARKEY S, RAY N, BURKE F, ZIADA H, HANNIGAN A (2001). Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. *Quintessence Int.* **32(5)**: 401-5.
- SHIN, M.A., DRUMMOND, IL. (1999). Evaluation of chemical and mechanical properties of dental composites. *J Biomed Mater Res.*, **48**: 540-545.
- SHORTALL, A.C., PALM, W.M., BURTSCHER, P. (2008). Refractive index mismatches and monomer reactivity influence composite curing depth. *J Dent Res.*, **87**: 84-88.
- SOH, M.S., YAP, A.U.,SIOW, K.S (2003). Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED lights. *Oper Dent.*, **28 (4)**: 371-377.
- SOH, M.S., YAP, A.U.J., SELLINGER, A. (2007). Physicomechanical evaluation of low-shrinkage dental nanocomposites based on silsesquioxane cores. *Eur J Oral Sci.*, **115**: 230-238.
- SPAGNUOLO G, ANNUNZIATA M AND RENGO S.(2004). Cytotoxicity and oxidative stress caused by dental adhesive systems cured with halogen and LED lights. *Clin Oral Investig.*, **8**: 81-85.

- STANSBURY JW, DICKENS SH.(2001) Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dent Mater J.*, **17(1)**: 71-79.
- STURDEVANT CM, ROBERSON TM, HEYMAN HO, STURDEVANT JR.(2000). The art and science of operative dentistry, 3rd ed. St Louise,: Mosby.
- STURDEVANT CM, ROBERSON TM, HEYMAN HO.(1995).Sturdevant JR. The art and science of operative dentistry. 3rd Ed. St. Louis: Mosby-Year Book Inc.; p: 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(4)**: 383-386
- SUZUKI, T., KYOIZUMI, H., KANEHIRA, M., ENDO, T., UTTERODT, A., HISAMITSU, H., KOMATSU, M. (2009). Resistance of nanofill and nanohybrid resin composites to toothbrush abrasion with calcium carbonate slurry. *Dent Mater J.*, **28**: 708-716.
- TABATABAEE MH, MAHDAVI H, ZANDI S, KHARRAZI MJ.(1988). HPLC analysis of eluted monomers from two composite resins cured with LED and halogen curing lights. *J Biomed Mater Res.* **88(1)**:191-196.
- TAGTEKİN, D.A., YANIKOĞLU, F.C., BOZKURT, F.O., KOLOĞLU, B.,SUR, H. (2004).Selected characteristics of an Ormocer and a conventional hybrid resin composite. *Dent Mater J.*, **20 (5)**: 487-497.
- TAIRA M, URABE H, HIROSE T, WAKASA K, YAMAKI M.(1988) Analysis of photo-initiators in visible light cured dental composite resins. *J Dent Res.*, **67**: 24-28.
- TATE, W.H., PORTER, K.H., DOSCH, R.O. (1999) Successful photocuring: don't restore without it. *Oper Dent.*, **24(2)**:109-114
- TESHIMA, W., NOMURA, Y., TANAKA, N., URABE, H., OKAZAKI, M., NAHARA, Y. (2003) ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials.*, **24 (12)**: 2097-2103.
- THALACKER, C., HEUMANN, A., WEINMANN, W., GUGGENBERGER, R.L., SYREK, A. (2004). Marginal integrity of class V silorane and methacrylate composite restorations. *J Dent Res.*, **83**: Special Issue A.
- THALACKER, C., HEUNMANN, A. HAMPE, R., WEINMANN, W., GUGGENBERGER, R.L., SYREK, A. (2005). Marginal integrity of silorane and methacrylate restorations after load cycle. *J Dent Res.*, **84**: Special Issue A.
- THOMAIDIS 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. *Diam Relat Mater.*, **14**: 1592-1599.
- THONGNOPKUN, P., EKGASIT, S. (2006). Attenuated total reflection Fourier transform infrared spectra of faceted diamonds. *Anal Chim Acta.*, **576**: 130-135.

- TURSSI CP, SAAD JR, DUARTE SL JR, RODRIGUES AL Jr (2000). Composite surfaces after finishing and polishing techniques. *Am J Dent.* **13(3)**:136-138.
- TURSSI, C.P., FERRACANE, J.L., SERRA, M.C. (2005). Abrasive wear of resin composites as related to finishing and polishing procedures. *Dent Mater J.*, **21**: 641-648.
- UHLA A., MICHAELISA C., MILLSB R.W., JANDTA K.D. (2004). The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen Technologies. *Dent Mater.*, **20**: 21–28.
- UNTERBRINK GL., LIEBENBERG W.H. (1999). Flowable resin composites as 'filled adhesives': literature review and clinical recommendations .Quintessence Publishing Co, Inc. ; **30**: 249-257.
- URE, D., HARRIS, J. (2003). Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent Update.*, **30**: 10-15.
- VAN DIJKEN, J.W.,SUNNEGARDH-GRONBERG, K. (2006). Fiber-reinforced packable resin composites in Class II cavities. *J Dent.*, **34 (10)**: 763-769.
- VAN LANDUYT KL, SNAUWAERT J, DE MUNCK J, PEUMANS M, YOSHIDA Y VE ARK.(2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, **28**: 3757-3785.
- VAN MEERBECK B, WILLEMS G, CELIS JP, ROOS JR, BRAEM M,LAMBRECHTS P, VANHERLE G (1993). Assessment by nanoindentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res.*, **72**: 1434–1442.7.
- VAN MEERBEK, V., PERTIGAO, J., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. (1998). The clinical performances of adhesives. *J Dent Res.*, **26**: 1-20.
- VANDEWALLE, K.S., ROBERTS, H.W.f TIBA, A., CHARLTON, D.G. (2005). Thermal emission and curing efficiency of LED and halojen curing lights. *Oper Dent.*, **30**: 257-264.
- VANHERLE, G., SMITH, D.C. (1985). Posterior composite resin dental restorative materials. Minnesota Mining Co. p.:94-134.
- VENZ S, DICKENS B.(1991). NIR-spectroscopic investigation of water sorption characteristics of dental resins and composites. . *J Biomed Mater Res.*, **25(10)**: 1231-1248.
- VERSLUIS A, DOUGLAS WH, CROSS M, SAKAGUCHI RL.(1996). Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses *J Dent Res.*, **75**: 871-878.
- VIGANO, C., RUYSSCHAERT, GOORMAGHTIGH, E. (2005). Sensor applications of attenuated total reflection infrared spectroscopy. *Talanta*, **65**: 1132-1142.
- VIVADENT IVOCLAR (2016). Tetric EvoCeram Bulk Fill. Instructions for use. Available online at <http://www.ivoclarvivadent.com/en-us/composites/restorative-materials/tetricevocerambulk-fill>
- WATTS DC, AMER OM, COMBE EC (1987). Surface hardness development in light-cured composites. *Dent Mater.*, **3(5)**: 265-269.

- WEINMANN W, THALACKER C, GUGGENBERGER R.(2005). Siloranes in dental composites. *Dent Mater J.*, **21**: 68-74
- WILLEMS, G., LAMBRECHTS, P., BRAEM, M., VANHERLE, G. (1993). Composite resins in 21' century. Quintessence Publishing Co, Inc. ; **24**: 641-657.
- WILSON, NHF. (1990). The evaluation of materials: Relationship between laboratory investigations and clinical studies. *Oper Dent.*, **15**: 149-155.
- YAP A.U.J., NG S.C., SIOW K.S. (2001). Soft start polymerization influence effectiveness of cure and post gel shrinkage. *Oper Dent.*, **26**: 260-266.
- YAP, A.U., SOH, M.S., SIOW, K.S. (2002) Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization. *Oper Dent.*, **27 (1)**: 44-49.
- YAP, A.U., TAN, C.H., CHUNG, S.M. (2004). Wear behavior of new composite restoratives. *Oper Dent.*, **29**: 269-274.
- YILDIZ, A., GENÇ, Ö. , BEKTAŞ, S. (1997). Enstrümental Analiz Yöntemleri. Hacettepe Üniversitesi Yayınları.
- ZIMMERLI, B., STRUB, M., JEGER, F., STADLER, O.,LUSSI, A. (2010). Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, **120 (11)**: 972-986.
- ZORZIN J, MAIER E, HARRE S, FEY T, BELLI R, LOHBAUER U, et al (2015). Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dent. Mater.*, **31**: 293-301

ÖZET

Farklı kalınlıkların ve farklı polimerizasyon sürelerinin bulk fill kompozitlerin mikrosertliğine etkisinin değerlendirilmesi

Bu çalışmanın amacı rezin kalınlığının ve polimerizasyon süresinin beş bulk fill kompozit rezinin [Tetric Evo-Ceram Bulk Fill (TE), X-trafil (XF), Filtek Bulk Fill Posterior (FB), Admira Fusion x-tra (AF), GrandioSO x-tra (GS)] mikrosertliği üzerindeki etkisini değerlendirmektir.

Hazırlanan bulk fill kompozit rezin örnekler eşit olarak 5 gruba ayrılmıştır. Her grup kalınlık (2 ve 4 mm) ve ışıklandırma sürelerine (10 ve 20 sn) göre 4 eşit alt gruba (n=5) ayrılmıştır. Örnekler sadece üst yüzeyden polimerize edilmiş ve 24 sa boyunca 37°C de distile suda saklanmıştır. Hem alt hem de üsy yüzeylere 300 gr yük 15 sn boyunca, Vickers sertlik cihazıyla uygulanarak mikrosertlik değerleri ölçülmüştür. Elde edilen sonuçlar SPSS 21 paket programı ile Üç Yönlü Varyans Analizi Testi ANOVA kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Anlamlılık düzeyi $p > 0,05$ olarak belirlenmiştir. Alt ve üst yüzey ortalama mikrosertlik değerleri arasındaki anlamlı ilişkileri belirlemek için Bonferroni Korelasyonu kullanılmıştır.

Bu çalışmanın sonucu olarak en yüksek sertlik değerlerini tüm gruplarda X-tra fil göstermiştir. X-tra fil, Tetric EvoCeram Bulk Fill, GrandioSO x-tra bulk fill kompozit rezinler üretici firma önerilerine göre 4 mm kalınlıkta 10 sn polimerize edildiğinde yeterli yüzey sertlik değerleri göstermiştir. Filtek Bulk Fill Posterior ve Admira Fusion x-tra 4 mm kalınlıkta üreticilerin önerdiği 20 saniye polimerizasyon süresiyle kullanılmalıdır.

Derinlik artışıyla birlikte her kompozit mikrosertlik değerlerinde azalış göstermiştir. Tüm gruplarda polimerizasyon süresinin artırılması sertlik değerlerini arttırmıştır.

Anahtar sözcükler: Bulk fill rezin kompozitler, Polimerizasyon süresi, Vickers mikrosertlik,

SUMMARY

Evaluation of the effect of different thicknesses and different curing times on microhardness of bulk fill composites

The aim of study was to evaluate the effect of resin thickness, and curing time on the microhardness of five bulk -fill resin composites; Tetric Evo-Ceram (TE), X-trafil (XF), Filtek Bulk Fill Posterior (FB), Admira Fusion x-tra (AF), GrandioSO x-tra (GS).

100 specimens were divided equally into 5 bulk-fill resin composite groups. Each group was subdivided into 4 equal subgroups (n=5) according to thicknesses (2 and 4 mm) and curing times (10 and 20 seconds). The specimens were light-cured from the top surface only. Specimens were stored for 24 h in distilled water at 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. Data were analyzed by SPSS 21: Three-way ANOVA of Variance. The significance level was set at $p>0,05$. Bonferroni Correlation used to determine significant correlations between mean micro-hardness (top) and (bottom) surfaces.

As a result of this study, the highest hardness values were showed by X-trafil in all groups. X-tra fil, Tetric EvoCeram Bulk Fill, GrandioSO x-tra bulk fill composite resins showed sufficient surface hardness values when polymerized for 10 sec at 4 mm thickness according to the manufacturer's recommendations. Filtek Bulk Fill Posterior and Admira Fusion x-tra should be used with a curing time of 20 seconds recommended by manufacturers of 4 mm thickness.

Each materials' microhardness values exhibited decreasing with increased depth. Increasing the polymerization time in all of the groups increased the hardness values.

Key words: Bulk-fill Resin composites, Curing timr, Vickers microhardness,

ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı : Yasemin Hazal
Soyadı : Dedeğa
Doğum Yeri ve Tarihi : Keçiören- 02/06/1989
Uyruğu : TC
Medeni Durumu : Bekar
İletişim Adresi ve Telefonu : Kuru mah. 2640. Sok. 10/1 Çayyolu Ankara
Elektronik Posta : yhazaldedeaga@gmail.com

II. Eğitim Bilgileri

2016-2019 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi
Uzmanlık Eğitimi

2008-2013 Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

2003-2007 Hacı Ömer Tarman Anadolu Lisesi

1996-2003 Avni Akyol İlköğretim Okulu

Yabancı Dili Almanca

III. Ünvanları

2013 Diş Hekimi

2016 Uzmanlık Öğrencisi

IV. Bilimsel İlgi Alanları:

Uluslar Arası Bilimsel Toplantılarda Takdim Edilen ve Bildiri Kitabında Basılan Posterler

- 1- Yasemin Hazal Dedeğa,** Gökçe Kılıç, Adil Nalçacı. Masking of postorthodontic white spot lesions by resin infiltration: six months follow up. CED-IADR/NOF Oral Health Research Congress (2017).
- 2- Yasemin Hazal Dedeğa,** Adil Nalçacı. "Konik Diş Anomalisi" Bulunan İki Farklı Olgunun, Kompozit Veneer Restorasyonlarla Estetik Ve Fonksiyonel Tedavisi" 24. Uluslararası Türk Diş Hekimliği Kongresi (2018)

