



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI POLİMERİZASYON SİSTEMLERİNİN FARKLI
TABAKALAMA KALINLIKLARINDA UYGULANAN YENİ
NESİL BULK-FİLL KOMPOZİTLERİN BAĞLANMA
DAYANIMINA ETKİSİ**

UZMANLIK TEZİ

Taha Baturay BİLİR

**Samsun
Nisan-2022**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI POLİMERİZASYON SİSTEMLERİNİN FARKLI
TABAKALAMA KALINLIKLARINDA UYGULANAN YENİ
NESİL BULK-FİLL KOMPOZİTLERİN BAĞLANMA
DAYANIMINA ETKİSİ**

UZMANLIK TEZİ

Taha Baturay BİLİR

Danışman: Doç. Dr. Nihan GÖNÜLOL

**Samsun
Nisan-2022**

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Uzmanlık öğrencisi Dt. Taha Baturay BİLİR tarafından Doç. Dr. Nihan GÖNÜLOL danışmanlığında hazırlanan “Farklı Polimerizasyon Sistemlerinin Farklı Tabakalama Kalınlıklarında Uygulanan Yeni Nesil Bulk-Fill Kompozitlerin Bağlanma Dayanımına Etkisi” başlıklı bu çalışma jüri tarafından 27/04/2022 tarihinde yapılan sınav ile Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı’nda Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Ertan ERTAŞ

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Doç. Dr. Nihan GÖNÜLOL

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Tuğba MİSİLLİ

Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tez, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı’na belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

...../...../2022

Prof. Dr. Nilüfer ÖZKAN
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, bana destek olan, yol gösteren, cesaretlendiren, hoşgörüsü ile üzerimde büyük emeği olan tez danışmanım Sayın **Doç. Dr. Nihan GÖNÜLOL'** a,

Uzmanlık eğitimim boyunca hiçbir zaman bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, bana her zaman yol gösteren değerli hocam Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın **Prof. Dr. Ertan ERTAŞ'**a,

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca gösterdikleri anlayış ve yardımları için Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda görev yapan değerli hocalarım Sayın **Prof. Dr. Eda GÜLER'e, Doç. Dr. Emel KARAMAN'a** ve **Doç. Dr. Fikret YILMAZ'a**,

Tez çalışmamın deney aşamasında bana yardımcı olan Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda görev yapan Sayın **Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin HATIRLI'ya**,

Tez çalışmam süresince destekleriyle her zaman yanımda olan, asistanlığa beraber başladığım **Dt. Ayşenur ÇAKIR'a** ve tüm asistan arkadaşlarıma,

Her zaman olduğu gibi uzmanlık eğitimim sırasında da beni hep destekleyen annem **Yıldız BİLİR**, babam **Abdulkerim BİLİR**, kardeşim **Serra Sena BİLİR'e**

Varlığını her an yanımda hissettiğim, cesaretiyle bana her daim umut olan, sevgili eşim, hayat arkadaşım **Dt. Betül KIRAN'a**

Teşekkür Ederim

Bu çalışma, PYO.DIS.1904.20.001 proje numarası ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından desteklenmiştir.

ÖZET

Farklı Polimerizasyon Sistemlerinin Farklı Tabakalama Kalınlıklarında Uygulanan Yeni Nesil Bulk-Fill Kompozitlerin Bağlanma Dayanımına Etkisi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, güncel bulk-fill kompozitlerin, farklı tabakalama kalınlıklarında polimerizasyonu sonrasında dentin bağlantı dayanımlarının, farklı ışık cihazlarıyla polimerize edilen geleneksel ve bulk-fill kompozitler ile karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

Materyal-Metot: Bu çalışmada 140 adet taze çekilmiş mandibular kesici sıgır dişi toplanıp, mine-sement birleşiminin 1 mm apikalinden köklerinden ayrıldı. Ardından dişler akrilik bloklara gömülerek mine tabakaları uzaklaştırıldı. Açığa çıkarılan yüzeyel dentine; Tetric EvoCeram, Tetric EvoCeram Bulk Fill ve Tetric PowerFill 2 veya 4 mm tabakalama kalınlığında uygulandı. PowerFill grubundaki 20 örnek “3s Power Cure sistemi” talimatlarına göre polimerize edildi. Kalan 120 örnek ise iki farklı tabakalama kalınlığında, Powercure High Power veya T-LED ile polimerize edildi. Tüm gruplar 5000 kez termal siklusa yaşlandırılıp, makaslama bağlanma dayanımı, universal test cihazı ile değerlendirildi. Kırık tipleri stereomikroskop altında incelenerek, elde edilen veriler istatistiksel analize tabi tutuldu.

Bulgular: Powerfill’in “3s Powercure” uygulaması ile 10 s High Power uygulaması arasında, 4 mm tabakalama kalınlığında anlamlı bir fark bulunurken; 2 mm’lik uygulamada anlamlı bir farka rastlanmamıştır. Her üç kompozitte T-LED ile 20 s polimerizasyonlarında, tabakalama kalınlığı farketmeksizin benzer bağlanma dayanımı değerleri gösterirken, High Power modu ile 10 s’lik polimerizasyon moduna maruz bırakıldıklarında en düşük bağlanma dayanımı değerlerini Tetric EvoCeram göstermiştir. PowerFill hariç diğer kompozit gruplarında kullanılan ışık cihazı/modu farketmeksizin tabakalama kalınlığındaki artışla bağlanma dayanımı değerlerinin azaldığı tespit edilmiştir.

Sonuç: Powerfill kompozit, 2 mm tabakalama kalınlığında 3s powercure modunda güvenle uygulanabilirken, 4 mm tabakalama kalınlığında uygulama için daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır.

Anahtar Kelimeler: Bulk-fill kompozit, Dentin bağlanma dayanımı, LED ışık cihazları, Termal yaşlandırma

Taha Baturay BİLİR, Uzmanlık Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi- Samsun, Nisan-2022

ABSTRACT

The Effect of Different Polymerization Systems on Bond Strength of New Generation Bulk-Fill Composites Applied at Different Layering Thicknesses

Aim: The aim of this study is to compare the dentin bond strengths of current bulk-fill composites after polymerization at different layer thicknesses with conventional and bulk-fill composites polymerized with different light-curing units.

Material-Method: In this study, 140 freshly extracted mandibular bovine incisor were collected and separated 1 mm apical to the cemento-enamel junction. Then, the teeth were embedded in acrylic blocks and the enamel layers were removed. Tetric EvoCeram, Tetric EvoCeram Bulk Fill and Tetric PowerFill were applied to the exposed superficial dentine. 20 of the samples in the PowerFill group were polymerized according to the “3s Power Cure system” instructions. The remaining 120 samples were polymerized with Powercure High Power or T-LED at two different layer thicknesses. All groups were aged in 5000 thermal cycles and shear bond strength was evaluated with a universal testing device. Fracture types were evaluated under the stereomicroscope and the data were analyzed statistically.

Results: While there was a significant difference in 4 mm thickness between the "3s Powercure" application of Powerfill and the 10 sec High Power application, there was no significant difference was found in the 2 mm application. While all three composites showed similar bond strength values in 20 s polymerization with T-LED, regardless of layer thickness, Tetric EvoCeram showed the lowest bond strength values when exposed to High Power mode and 10 s polymerization mode. It was determined that bond strength values decreased with the increase in layer thickness, regardless of the light device/mode used in other composite groups except PowerFill.

Conclusion: While Powefill composite can be applied safely in “3s Powercure” mode with a layering thickness of 2 mm; more studies are needed for application at a layering thickness of 4 mm.

Keywords: Dentin bond strength, Bulk-fill composite, LED light curing units, Thermal aging

Taha Baturay BILIR, Expertise Thesis

Ondokuz Mayıs University- Samsun, April-2022

SİMGELER VE KISALTMALAR

°C	: Santigrad
MMA	: Metil metakrilat
BIS-GMA	: Bisfenol-A Glisidil Metakrilat
BIS-EMA	: Bisfenol-A Etil Metakrilat
UDMA	: Üretan dimetakrilat
AUDMA	: Aromatik üretan dimetakrilat
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
GPDM	: Gliserol fosfat dimetakrilat
TCD	: Trisiklodekon üretan
BAP	: Biaçil fosfin
MPTS	: 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan
OTMS	: n-oktiltrimetoksisilan
APS	: 3-akriloksipropil trimetksilan
4-META	: 4-Metakriloskietiltrimellitat andihrid
GPS	: γ - glisidoksipofil trimetoksisilan
ATES	: Orgonosilan alitrietoksisilan
4-MET	: 4-Metakriloksietiltrimellitik asit
HEMA	: Hidroksietil metakrilat
SiO ²	: Silisyum dioksit
ZiO ²	: Zirkonyum dioksit
CHX	: Klorheksidin
UV	: Ultraviyole
LED	: Light emitting diode
MDPB	: Metakriloiloksidodesil pridinyum bromür
PRG	: Pre-reacted
GPa	: Gigapaskal
MPa	: Megapaskal
DCP	: Dikalsiyum fosfat
PAC	: Plazma Ark Ünite
RAFT	: Tersinir eklenmiş zincir transferi
AFCT	: İlave fragmantasyon zincir transferi
InGaN	: Indiyum-Galyum-Nitrit
TPO	: Trimetilbenzoil difenilfosfin oksit

PPD	: 1-fenil -1,2 propanediyon
Al	: Alüminyum
Ba	: Baryum
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
cm	: Santimetre
J	: Joule
mW	: Miliwatt
kg	: Kilogram
MN	: Meganewton
N	: Newton
s	: Saniye
%	: Yüzde
CQ	: Kamforokinon
QTH	: Quartz-Tungsten Halojen
mm	: Milimetre
nm	: Nanometre
µm	: Mikrometre

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	viii
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kompozit Resinlerin Tarihçesi	3
2.2 Kompozit Resinlerin Yapısı.....	4
2.2.1 Organik Faz.....	4
2.2.2 İnorganik Faz	6
2.3. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	7
2.3.3. Viskozitelerine Göre Kompozit Sınıflandırması Akışkan Kompozit Resinler	13
2.4. Kompozit Resin Sistemlerdeki Güncel Gelişmeler	14
2.4.1.Kendi Bağlanabilen (Self-adeziv) Kompozit Resinler.....	14
2.4.2. Siloran Bazlı Kompozitler.....	15
2.4.3. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Resinler	15
2.4.4. Ormoserler (Organik Olarak Modifiye Edilmiş Seramikler)	16
2.4.5. İyon Salabilen/ Antibakteriyel Kompozit Resinler	16
2.5.1. Bulk-fill Kompozitlerin Sınıflandırılması	19
2.5.2. Bulk-fill Kompozitlerin Özellikleri.....	20
2.5.3. Bulk-fill Kompozitlerin Polimerizasyonu.....	21
2.5.4. Bulk-fill Kompozitlerin Hızlı Polimerizasyonu	21
2.6. Kompozit Resinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları	24
2.6.1. Halojen Işık Kaynakları (QTH).....	25
2.6.2. Lazer Işık Kaynakları	26
2.6.3. Plazma Ark Işık Kaynakları (PAC).....	26
2.6.4. LED Işık Cihazları	27
2.6.4.1. Birinci Nesil LED Işık Cihazları.....	27
2.6.4.2. İkinci Nesil LED Işık Cihazları.....	28
2.6.4.3. Üçüncü Nesil LED Işık Kaynakları	28
2.7. Diş Hekimliğinde Kullanılan Bağlantı Dayanım Testleri	31
2.7.1. Makro Makaslama (Shear) Bağlantı Direnci Testleri	31
2.7.2. Mikro Makaslama Testi	32

2.7.3. Makro Çekme (Tensile) Bağlantı Testleri.....	32
2.7.4. Mikro Çekme (Tensile) Testi	33
2.7.5. Push-out testi.....	33
3. MATERYAL VE METOT.....	35
3.1. Test Materyalleri	35
3.2. Güç Analizi	39
3.3. Örneklerin Hazırlanması	40
3.3.1. Örneklerin Restore Edilmesi	43
3.4. Termal Yaşlandırma İşlemi.....	46
3.5. Makaslama Bağlanma Testinin Uygulanması.....	46
3.6. Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi	47
4.BULGULAR.....	49
4.1) Tetric Powerfill Kompozitin “3s Powercure” Modu Uygulaması Sonucu Bağlantı Değerlerinin Karşılaştırılması	49
4.2) Kompozit Rezın Gruplarının Farklı Işıık Kaynakları ile Farklı Sürelerde Polimerizasyonları Sonucu Bağlantı Değerlerinin Karşılaştırılması.....	50
4.3) Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Sonrası Kopma Tiplerinin Karşılaştırılması	53
5.TARTIŞMA	57
6.SONUÇ VE ÖNERİLER.....	76
KAYNAKÇA	78
ÖZGEÇMİŞ.....	93

1.GİRİŞ

Kompozit rezinlerin günlük kullanımda, 2 mm tabakalama kalınlıklarında ayrı ayrı polimerizasyonu günümüzde altın standart olarak kabul edilmektedir ⁽¹⁾. Her tabakanın 2 mm tabakalama kalınlığında ayrı polimerizasyonu, tabakalar arası bağlantının sağlanamaması, tabakalar arası kontaminasyon riski ve kompozit manipülasyonu ile ayrı polimerizasyon prosedürünün hasta başında geçen zamanı uzatması gibi dezavantajları ortaya koymuştur. Bu dezavantajlara çözüm üretebilmek için üreticiler 4-5 mm tabakalama kalınlığında kütleli uygulanabilen bulk-fill kompozitleri piyasaya sürmüşlerdir ⁽²⁻⁴⁾.

Son dönemde kullanımı sıklaşan bulk-fill kompozitlerin optimum polimerizasyonunun sağlanabilmesi için uygun ışık cihazı seçimi de kompozit seçimi kadar önem arz etmektedir ⁽⁵⁾. Price RB. ve ark. ideal bir polimerizasyonun, yeterli miktarda enerji ve spektral emisyon verilerek elde edilebileceğini söylemişlerdir ⁽⁶⁾. Bulk-fill kompozitlerin 4-5 mm tabakalama kalınlığında optimum polimerizasyonunun sağlanabilmesi için araştırmacılar en az 14 J/cm²'lik toplam enerjinin uygulanması gerektiğini belirtirken; Watts ve ark. ise polimerizasyonun yalnızca enerji dozuna değil, fotobaşlatıcı sistemin tepkisine de bağlı olduğunu belirtmişlerdir ^(7, 8). Bu sonuçlardan yola çıkan araştırmacılar, daha düşük toplam enerjide daha önce de PAC üniteleri ile elde etmeye çalıştıkları hızlı polimerizasyon prosedürünü, kompozit materyal kimyasının değişimi ve fotobaşlatıcı sistem modifikasyonu ile elde edebilmek için çalışmışlardır. Gorcshe ve ark.'nın 2015 yılında yapmış oldukları çalışma sonuçlarından yola çıkarak, metakrilat bazlı materyal içerisine AFCT (ilave fragmantasyon zincir transferi reaktifi) eklenerek yüksek ışık gücünde ve kısa polimerizasyon sürelerinde hızlı polimerizasyonu sağlanabilen Tetric PowerFill kompozit yakın zamanda piyasaya sürülmüştür ⁽⁹⁾.

Üretici firma Tetric Powerfill kompozitlerin 4 mm'ye kadar 3 saniyede polimerize olabileceğini belirtmektedir. Önceki çalışmalarda Peutzfeldt A. ve ark. adeziv arayüzeyine bitişik kompozit rezin yüzeyinin yeterli polimerizasyonunun, kavitenin tabanındaki dentin bağlanma dayanımının üzerinde doğrudan bir etkiye sahip olduğunu belirtmişlerdir ^(10, 11). Literatür incelendiğinde Tetric Powerfill kompozitin bağlanma dayanımı ile ilgili bir çalışma bulunmamaktadır.

Bu sebeple bu çalışmada farklı tabakalama kalınlıkları, farklı LED ışıık cihazları ve farklı polimerizasyon modlarında polimerize edilen Tetric Powerfill kompozitlerin dentin bağlanma dayanımlarının, geleneksel ve bulk-fill kompozitler ile karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlanmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinlerin Tarihçesi

Kompozit rezinler, organik bir matriks içerisine belli oranlardaki inorganik doldurucuların bağlayıcı kısımlar aracılığıyla dağılması sonucu oluşan dolgu maddeleridir ⁽¹²⁻¹⁴⁾. İlk olarak Buonocore'un fosforik asit uygulanan mine yüzeyine akrilik rezinlerin daha iyi bağlandığını bildirmesi ile başlayan adeziv süreç; 1962 senesinde kompozit rezinlerin Rafeel Bowen tarafından tanımlanmasıyla farklı bir boyut kazanmış ve günümüze kadar gelişimini sürdürmüştür ⁽¹⁵⁻¹⁷⁾.

1878 yılında Fletcher tarafından geliştirilen ilk diş rengine dolgu malzemesi olan silikat simanlar, toz ve likit karışımından oluşan, düşük renk stabilitesi, ön ve arka bölge kullanımında çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıksız karakteri, yüksek büzülme ve genleşme katsayısı gibi dezavantajlarının yanında, antikaryojenik bir karakter göstermesi gibi bir avantaja da sahiptir. Geliştirildiği yıllarda çürük aktivitesi fazla olan bireyler için önerilen silikat simanın günümüzde kullanımı terkedilmiştir ⁽¹⁸⁾.

Silikat simanlardaki bu dezavantajlar, fiziksel ve kimyasal özellikleri daha iyi olan materyallere ihtiyaç olduğunu gözler önüne sermiştir. 1930'lu yıllara gelindiğinde, bu dezavantajların önüne geçebilmek için, metil metakrilat (MMA) bazlı akrilik materyaller geliştirilmiştir. Akrilik materyaller toz-likit olarak karıştırılıp, kimyasal polimerize olabilen materyallerdir. Bu durum materyale, polimerizasyon sırasında hava kabarcıkları oluşması ve kütle halinde uygulanabildiği için teknik hassasiyetinin fazla olması gibi dezavantajlar sağlamaktadır ^(13, 18). 1962 yılında Bowen tarafından Bis-GMA'nın ve kompozit rezinlerin tanıtılması ile, estetik ve fiziksel özellikleri daha iyi olan materyaller kullanılmaya başlanmıştır ^(15, 16). Silikat simanlar ve akrilik materyallere göre daha iyi mekanik ve fiziksel özellik gösteren, aşınmalara karşı daha dirençli, daha iyi renk uyumu gösteren ve kolay uygulanabilen bu materyaller diş hekimliği uygulamalarında kabul görmüştür ^(19, 20). Ancak bu materyallerin doldurucu partiküllerinin büyük, konsantrasyonlarının ise düşük olması polisaj özelliklerini olumsuz yönde etkilemiş ve dolguların zaman içinde renklendiği saptanmıştır ⁽¹³⁾. Ayrıca bu kompozitlerin silikat simanlarda olduğu gibi toz-likit karıştırılarak uygulanması hava kabarcığı oluşumu gibi benzer dezavantajları da beraberinde getirmiştir ⁽²¹⁾.

Kompozit rezinlerin gelişimindeki en önemli adım 1970’li yıllarda, ışıkla polimerize olan kompozitlerin geliştirilmesi olmuştur ⁽¹³⁾. Bir fotobaşlatıcı olan kamforokinonun yapı içine ilave edilmesiyle, Ultraviyole (UV) ışıkla polimerize olabilen bu kompozitlerin aşınma direncinin, renk stabilitesinin ve teknik hassasiyetinin, kendi kendine polimerize olan kompozitlere göre daha iyi olduğu görülmüştür ⁽¹³⁾. Ayrıca kompozitlerin polimerizasyonunun ışık ile başlaması, uygulayıcıya uygulama kolaylığı ve yeterli çalışma zamanı sağlamıştır ⁽²²⁾.

Kompozit rezinlerdeki gelişmeler sonraki yıllarda da devam etmiş ve günümüzde kütesel uygulanabilen (bulk-fill) ve görünür ışık dalga boyunda polimerize olabilen kompozitler geliştirilmiştir ⁽³⁾.

2.2 Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit rezinler, birbirinden farklı özelliklere sahip iki ya da daha fazla farklı materyalin birleşimi ile oluşan ürünlerdir. Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler çoğunlukla; organik faz (polimer matriks), inorganik faz (doldurucu faz) ve ara faz olmak üzere 3 farklı bileşenden oluşmaktadır ^(18, 23).

2.2.1 Organik Faz

Bu faz içinde monomerler, ko-monomerler, monomerlerin polimerizasyonunun başlamasında görevli başlatıcı-aktivatör sistem, materyalin raf ömrünü uzatan polimerizasyon inhibitörleri, oluşan polimerin kimyasal stabilizasyonunu sağlayan ultraviyole stabilizatörler ve renk pigmentleri bulunmaktadır ⁽²⁴⁾.

Kompozit rezin kimyasında en yaygın kullanılan monomer, bir aromatik metakrilat bileşiği olan Bisfenol-A glisidil metakrilattır (Bis-GMA) ⁽²⁵⁾. Bis-GMA’da bulunan metakrilat grupları, serbest radikal polimerizasyonunun sağlandığı bölgelerdir. Çevresinde bulunan iki benzen halkası nispeten daha sert polimerler oluşumunu sağlar ⁽²⁶⁾. Bu sebeple Bis-GMA kompozite, polimerizasyon büzülmesinin daha az olması ve çapraz bağlı rijit bir yapı oluşturması gibi avantajlar sağlamaktadır ⁽²⁷⁾. Bu gibi avantajlarının yanında Bis-GMA’nın yüksek ağırlıkta olması viskozitesini arttırmakta ve kompozit rezinin karıştırılmasını ve manipülasyon özelliklerini azaltmaktadır ⁽¹⁰⁾. 1974 yılında Foster ve Walker tarafından tanımlanan ve Bis-GMA’ya benzer molekül ağırlığına sahip olan üretan dimetakrilat (UDMA) da sık kullanılan diğer metakrilat monomeridir ⁽²⁸⁾. UDMA’nın molekül ağırlığı her ne kadar Bis-GMA’ya benzese de

viskozitesi Bis-GMA'dan daha az, manipölasyonu daha kolay, renk değişimine daha dirençli ve Bis-GMA'ya göre daha esnek, dayanıklı bağlar oluşturur ⁽²⁹⁾.

Kompozit organik matriksinde bulunan Bis-GMA ve UDMA gibi vizkozitesi yüksek monomerlerin, kompozit manöplasyonu için seyreltilmesi gerekmektedir. Bu sebeple organik matriks yapıya düşük molekül ağırlığına sahip ko-monomer bileşenler eklenir. Bu amaçla da en çok trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve Bisfenol A glikol dimetakrilat (Bis-EMA) gibi komonomer bileşikler kullanılmaktadır ⁽³⁰⁾.

TEGDMA, kompozit rezinlerde, aşınmaya karşı direnci düşürürken, marjinal dayanıklılık ve esnekliğin artmasına sebep olur ^(24, 31). Ancak, TEGDMA gibi viskozite düşürücü monomerlerin kompozit rezin içeriğine fazla eklenmesi durumunda, su emilimi ve polimerizasyon büzülmesi artar bu da kompozitin özelliklerini olumsuz yönde etkiler ^(32, 33). Bu sebeple kompozit rezinlerde TEGDMA gibi viskozite düşürücü monomerlerin kullanımının belli başlı limitasyonları bulunmaktadır.

Kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesini azaltmak ve viskozite problemini çözmek için organik matrikse, yüksek molekül ağırlıklı dimer asit bazlı dimetakrilat monomeri, trisiklodekon üretan (TCD), siloran kompozitlerde olduğu gibi epoksi bazlı rezinler ve ormoserde olduğu gibi organik modifikasyonlu seramikler eklenebilmektedir ^(34, 35). Bununla birlikte, spiro-ortokarbonatlar gibi açılabilir halka monomerler kompozit rezinlere eklenerek polimerizasyon büzülmesinin hiç oluşmaması veya çok az miktarda oluşması hedeflenmiştir ⁽³⁶⁾.

Polimerizasyon Başlatıcı-Aktivatör Sistemi: Polimer zincirlerinin oluşumu serbest radikallerin katılma polimerizasyon reaksiyonu ile gerçekleşir ⁽³⁷⁾. Reaksiyonun başlaması için aktive olarak serbest radikallerin oluşumunu sağlayan maddelere başlatıcılar; başlatıcıları reaksiyonun devamı için aktive eden maddelere ise aktivatörler denir ^(38, 39).

Kompozit rezinler iki farklı şekilde polimerize olur. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler, benzoil peroksit ve tersiyer amin (N,N-dimetil-p-toluidin) içeren iki pastadan oluşur. Bu iki pastanın karıştırılması sonucunda tersiyer amin serbest radikal oluşturmak için benzoil peroksit ile reaksiyona girer ve polimerizasyon süreci başlamış olur ⁽³⁷⁾. Işık ile polimerize olan kompozitlerde ise bir fotobaşlatıcı ve amin aktivatörü, yaklaşık 450-470 nm dalga boyundaki mavi ışığa maruz kaldığında aktive

hale gelir. Bu dalga boyu aralığında ışığa duyarlı aktivatör uyarılarak, katılma reaksiyonunu başlatan serbest radikaller oluşturmak üzere amin ile etkileşime girer. Bu hususta en yaygın olarak kullanılan fotobaşlatıcı kamforokinondur ^(31, 40, 41). Kamforokinonun parlak sarı bir renkte oluşu ve yarı saydam veya çok açık tonlardaki rezinlerde kullanıldığında kromojenik sorunlar yaratabileceğini öne süren bazı üretici firmalar, kamforokinon kadar kromojenik olmayan alternatif fotobaşlatıcılar kullanmaktadır ⁽⁴²⁻⁴⁴⁾. Bunlara, fenilpropanodin biazilfosfin oksit (BAP) ve triazilfosfin oksit (lucirin-TPO) örnek olarak verilebilir ^(45, 46).

İnhibitörler: Kompozit rezinin ısı, ışık veya başka yollarla kendi kendine polimerizasyonuna engel olmak, böylece rezinin raf ömrünü uzatmak ve uygun çalışma süresini sağlamak için organik matrikse eklenen bileşiklerdir. Serbest radikallerle reaksiyona girme potansiyelleri monomere göre daha yüksektir. Genellikle inhibitör olarak, fenol türevi olan 4-metoksifenol ve 2,4,6-tertiyerbütilfenol kullanılır ^(45, 46).

UV Stabilizatörleri: Oksidasyon reaksiyonu sonucu oluşabilecek renk değişimlerini engellemek için organik faza ilave edilebilen bileşiklerdir. Bu amaçla genellikle 2-hidroksi-4- metoksibenzofenon kullanılabilmektedir ⁽⁴⁵⁾.

Optik modifiye ediciler: Kompozit rezinlerin renk ve translusensi açısından mine ve dentini taklit edebilmesi için organik matrikse eklenen metal oksit pigmentlerdir. Bu amaçla genellikle titanyum oksit ve alüminyum oksit pigmentleri rezin yapısına katılırlar ⁽⁴⁵⁾.

2.2.2 İnorganik Faz

Organik faz içine dağılmış şekilde bulunan inorganik doldurucular, kompozite sadece dayanıklılık sağlamakla kalmaz aynı zamanda monomer içeriğinin azalmasını ve bu sayede çeşitli fiziksel özelliklerinin geliştirilmesine olanak sağlar ⁽⁴⁷⁾. Bu dolgu maddeleri kompozitin mukavemet ve elastikiyet modülünü artırır, polimerizasyon büzülmesini, termal genleşme katsayısını ve su emilimini azaltır ⁽⁴⁸⁾. Matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, baryum alüminyum silikat, çinko ve yitrium cam gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur ⁽⁴⁷⁾. Stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium, rezine radyoaktifite kazandırır.

Silika partikülleri, karışımı mekanik açıdan güçlendirir ve ışığı geçirip yayarak kompozit rezine mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Saf silika, kristalin (kristobalit, tridimit, kuartz) ve non-kristalin (silikat cam) olmak üzere 2 formda bulunur. Kristalin formlarının sert olması kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemini güçleştirir. Bu nedenle, kompozit rezinler günümüzde silikanın non-kristalin formu kullanılarak üretilmektedir ^(12, 45).

2.2.3. Bağlayıcı Ajan (Ara Faz, Silan)

Kompozit rezinlerin başarısında organik ve inorganik fazlar arasında iyi bir bağlantının bulunması oldukça önemlidir. Bu bağlantı, silika doldurucu partiküllerin yüzeyini kaplayan ve silan olarak adlandırılan organik silisyum bileşikleriyle sağlanır ⁽²⁵⁾.

Silanlar çift fonksiyonlu moleküllerdir. Bir taraftan silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil grubuyla bağ kurarken, diğer taraftan organik matriksteki metakrilat gruplarıyla kovalent bağlar yaparlar ⁽⁴⁹⁾. Günümüzde en yaygın olarak kullanılan silan ajanı, reaktif bir silan olan ve rezin matriksiyle kovalent bağ yapan 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPTS)'dir ⁽⁴⁸⁾. Özellikle nano dolduruculu kompozitlerde sık kullanılan diğer silan bağlama ajanı olan n-oktiltrimetoksisilan (OTMS) ise reaktif değildir ve rezin matriksle direk etkileşime girmeyip, zayıf Van der Waals kuvvetleri yardımıyla matrikse tutunur. MPTS rezine güç ve direnç sağlarken; hidrofobik özelliğiyle su emilimini azaltır ve hidrolitik dengeyi sağlar ^(47, 50).

Nano dolduruculu kompozitlerde OTMS ve MPTS birlikte kullanılır. Silan ajanların birlikte kullanılması rezinin polimerizasyonu sırasında çift bağ dönüşümünü, sulu ortamda dayanıklılığını artırır ve bağlanmamış nano doldurucuların arasındaki polimerizasyon stresini azaltır ^(48, 50). APS (3- akriloksipropiltrimetoksisilan), 4-META, GPS (γ - glisidoksipropil trimetoksisilan), ATEs (organosilan alitrietoksisilan) da silan bağlama ajanı olarak kullanılan diğer moleküllerdir ^(47, 48).

2.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler inorganik doldurucu partikül büyüklükleri, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılırlar ⁽¹⁸⁾. En yaygın kullanılan sınıflama sisteminde doldurucu partikül büyüklüğü dikkate alınmaktadır ⁽³⁷⁾. Bir kompozitin doldurucu boyutlarının ve yüzdesinin bilinmesi, kullanılan kompozitin mekanik

özellikleri ve cilalanabilirliği hakkında ipucu vererek kullanılacak bölge açısından materyal seçimini kolaylaştırmaktadır ⁽⁵¹⁾. (Tablo 1)

Tablo 1. (18) Doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflama

Kompozit Resin	İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğü
Megafil	50-100 µm
Midifil	1-10 µm
Makrofil	10-100 µm
Minifil	0,1-1 µm
Mikrofil	0,01-0,1 µm
Hibrit	0,04-1 µm
Nanofil	0,005-0,01 µm

2.3.1. İnorganik Doldurucuların Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Megafil Kompozitler

Megafil kompozitlerin inorganik doldurucu partikülleri 50-100 µm büyüklüğündedir. Özel durumlarda kullanılan oldukça büyük dolduruculardır. Okluzal değim yüzeylerinde veya daha çok aşınan bölgelere yerleştirilmesi önerilen ve “insert” diye adlandırılan cam partikülleri de (0,5- 2 mm) mega doldurucu partiküller arasında değerlendirilir ^(31, 46).

Makrofil (Geleneksel) Kompozit Resinler

Makrofil kompozitlerin doldurucu partikül büyüklükleri ortalama 10–100 µm arasındadır. İçeriğinde inorganik doldurucu partikül olarak kuartz veya cam partikülleri bulunmaktadır. Doldurucuların büyük ve sert olması organik matriksin daha fazla aşınmasına neden olur. Bu sebeple çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli değildirler. Bu durum yüzey pürüzlülüğünü ve renklenme sorununu ortaya çıkarır.

Okluzal aşınmalara karşı direnci düşük olan bu kompozitlerin posterior bölgede kullanımı sakıncalıdır ⁽¹⁸⁾. Makrofil kompozitlerin en önemli dezavantajları ise bitirme ve cila işlemlerinin zor olmasıdır ^(18, 38).

Midifil Kompozitler

Doldurucu partikülleri 1-10 µm büyüklüğünde olan kompozit rezinlerdir. Bu kompozitler makrofil kompozitlere göre daha iyi cilalanabilir ve partikül miktarı makrofil kompozitlere göre daha fazladır ⁽³¹⁾. Midifil kompozitlerin makrofil kompozitlere göre avantajlı olduğu noktalar olsa bile benzer dezavantajlara sahiptirler. Bu nedenle günümüzde tercih edilmemektedir ^(18, 31).

Minifil Kompozitler

İnorganik doldurucu partiküller 0,1-1 µm büyüklüğündedir. Makrofil kompozitlerden daha fazla doldurucu partikül miktarı bulunmaktadır ve doldurucu yüzdesi ağırlıkça %75-85'e ulaşmıştır. Doldurucu partiküllerin daha küçük olmasından dolayı daha düzgün bir yüzey elde etme potansiyelleri vardır. Doldurucu partiküller, kuartzdan daha kırılğan, baryum ve stronsiyum camla yoğunlaştırılmış partiküllerdir. Bu sebeple estetik özellikler açısından makrofil kompozitlere göre daha üstündür. Ayrıca aşınmaya karşı direnç artmış ve materyal daha radyopak hale gelmiştir. Ancak çiğneme kuvvetlerine karşı daha az direnç göstermesi, bu kompozitlerin önemli bir dezavantajıdır ^(18, 38).

Mikrofil Kompozitler

Mikrofil kompozitlerde inorganik doldurucu olarak koloidal silika partikülleri kullanılmıştır. Koloidal silika partiküllerinin büyüklüğü 0,01-0,1µm arasındadır. Mekanik özellikleri sadece sıkışma dayanımı açısından makrofil kompozitlerden daha üstündür. Diğer mekanik özellikleri makrofil kompozitlere benzerdir. Küçük partiküllerin ışık kırması, mine dokusuna yakın olduğundan mikropartikül içerik rezine estetik görünüm sağlar. Ön bölge estetik restorasyonlar için uygun materyallerdir ve iyi polisajlanabilirler ⁽³¹⁾.

Küçük boyutlu doldurucu partiküller, Bis-GMA'nın TEGDMA ile karışımı sırasında yoğun viskozite oluşturmaktadır ve optimum kullanım için çok miktarda monomer çözücü kullanılması gerekmektedir. Bu sebeple bu tür kompozitlerde trietilen glolikol dimetakrilat (TEGDMA) oranı fazladır. Bu durum mikrofil kompozitlerin su absorpsiyonunu artırmaktadır. İlaveten mikrofil kompozitlerin ısısal genleşme katsayısı yükselmiş ve elastisite modülü azalmıştır. Çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli

değillerdir. Bu yüzden sadece ön bölgedeki dişlerin restorasyonlarında kullanılabilirler (18, 38, 52).

Hibrit Kompozitler

Hibrit kompozitler, birbirinden farklı büyüklüklerdeki doldurucuların kombinasyonu sonucunda, makro moleküllü kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özellikleri ile mikrofil kompozit rezinin pürüzsüz polisajlanabilirliğini birleştirmeyi amaçlamaktadır⁽⁵³⁾.

Hibrit kompozitlerin doldurucu partikül büyüklükleri 0,04-1 µm arasında değişmektedir. Toplam ağırlığın yaklaşık %75-85'ini doldurucu partiküller meydana getirir. İnorganik partikül büyüklükleri makrofil kompozitlerden daha küçüktür. Miktar olarak ise mikrofil kompozitlerden daha fazla inorganik partikül bulundurur. Bu durum hibrit kompozitlere her iki kompozitten de daha iyi mekanik özellik kazandırır. Hibrit kompozit, büyük partiküle göre isimlendirilir. Örneğin, büyük partiküller makrofil boyuttaysa kompozit makrofil hibrit adını alır. Küçük partiküller karışımının genellikle ikinci komponentidir^(18, 38). Ayrıca doldurucu partiküllerde yapılan bu modifikasyonla bu tür kompozitlere heterojen kompozitler adı da verilmektedir^(46, 54).

Nanofil Kompozitler

Nanoteknoloji ile günümüzde partikül büyüklüğü nano boyutta olan doldurucuların kullanıldığı kompozitler piyasaya sürülmüştür. Bu kompozitlerin inorganik doldurucularının büyüklüğü 0,001-0,01 µm arasındadır⁽³¹⁾. Nanofil kompozitlerin partikül büyüklükleri, ışığın dalga boyundan daha küçük olması sebebiyle görünür ışıktaki absorbe olma veya saçılma gibi etkileşimlerde bulunmamaktadır. Ayrıca partikül büyüklükleri sayesinde organik yapı ile temas eden yüzey alanı arttığı için inorganik ve organik yapının bağlantısının daha kuvvetli olduğu bildirilmektedir⁽⁵⁵⁾.

Nano boyutlu silika ve zirkonyum kökenli inorganik doldurucuların polimer matris içinde bir araya toplanması ile nano kümecikler oluşmaktadır. Bu kümecikler arasındaki boşlukların nanometrik partiküller ile doldurulması, partikül yüzdesini artırarak kompozitin aşınmaya karşı direncinin artmasını ve polimerizasyon sonucu oluşan büzülmenin azalmasını sağlar⁽³⁵⁾. Polimerize olmuş materyalin basma direnci de

çok artmıştır, oluşabilecek herhangi bir çatlak nano partiküller sayesinde matriks içerisinde ilerlemeden yüzeyde kalmaktadır ^(48, 55).

Geliştirilen nanofil kompozitlerin, düşük polimerizasyon büzülmesi, artmış mekanik ve optik özellikler ve daha iyi cilalanabilme gibi avantajları vardır ⁽⁵⁶⁾. Bu alanda ilk üretilen nanofil kompozitler daha çok yapısal özelliklerinden dolayı, ön bölge restorasyonları için önerilirken, son dönemde nano-hibrit yapıda yeni üretilen kompozitler, hem ön hem de arka grup restorasyonlarda kullanılabilme endikasyonuna sahiptir ^(55, 57).

Nanohibrit Kompozitler

Nanohibrit kompozitler, nanometre boyuttaki partikül eklenmiş büyük doldurucu partiküllerden (0,4-5 μ m) oluşmaktadır ⁽⁵⁸⁾. Dental pazarda universal kompozitler olarak da adlandırılırlar. Kullanımları ve estetik özellikleri nanohibrit kompozitleri anterior bölgeye uygun hale getirirken, mikro boyutlu partiküllerle serpiştirilmiş nano kümeleri bu kompozitlere kabul edilebilir aşınma özellikleri sağlamaktadır ⁽⁵⁹⁾. Nanohibrit kompozitler hibrit ve mikrohibrit kompozitlere benzer fiziksel özellik ve aşınma direnci gösterirken, mikrofil kompozitler gibi yüksek translüsensi ve pürüzsüzlük de sergilerler. Bundan dolayı, güncel literatürde dayanıklılık ve estetik özellikleri nedeniyle hem anterior hem posterior restorasyonlarda kullanımları sıklıkla önerilmektedir ^(60, 61).

2.3.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Çift pat (pat+pat, likit+pat, toz+likit) olarak üretilen sistemlerdir. Patlarda ayrı ayrı bulunan polimerizasyon başlatıcı benzoil peroksit ile hızlandırıcı tersiyer amin karıştırma sonrasında serbest radikaller oluşturur ve polimerizasyon başlar. Her iki pat da eşit miktarlarda karıştırılmalıdır.

Bu kompozitlerde bulunan tersiyer aminler kimyasal değişikliğe uğrayarak, kompozitin renklenmesine sebep olabilir. Yoğun stres altındaki bölgelerde çoğunlukla tercih edilmezler, daha çok servikal lezyonlar, kök çürükleri, kama şeklindeki defektler, sınıf III kaviteler, rezin bazlı yapıştırıcılar ya da kor materyallerinde kullanılırlar ^(18, 62).

Işık ile Polimerize Olan Kompozit Reziner

1970'lerin sonlarında, LD Caulk şirketi, UV ışık ile polimerize edilen restoratif sistemi ilk kez tanıtmıştır. Resin formülasyonu üreten-metakrilat bazlı olan bu sistem, benzoin metil eter içeren foto başlatıcı ile 365 nm dalga boyunda UV ışığa maruz bırakılarak aktive edilebilmiştir. Bu uygulamanın, operatörde katarakt oluşturma ihtimali ve UV ışığın temas ettiği bölgede oral mikroflorayı önemli ölçüde değiştirme potansiyeli nedeniyle, fotopolimerizasyon için sadece görünür ışık spektrumu (380 nm ve 700 nm) kullanılmaya başlanmıştır ^(40, 63, 64).

Günümüzde görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler, ortalama 460-480 nm dalga boyu aralığında polimerizasyon başlatan diketon bileşiği kamforokinon (CQ) ve hızlandırıcı alifatik amin içerir. Polimerizasyonun başlaması için uygun dalga boyu aralığında ışığın kamforokinon tarafından absorbe edilmesi gerekmektedir. Bu amaçla QTH (Quartz-Tungsten Halojen), plazma ark, LED ve argon lazer gibi ışık kaynakları kullanılmaktadır ⁽⁶⁵⁻⁶⁷⁾.

Kamforokinon, uygun dalga boyundaki mavi görünür ışığı absorbe ettiğinde diketon/amin kompleksi aktive olur ve polimerizasyon başlatılır ^(51, 68). Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerin tek pat olarak uygulanması, kompozitin manipülasyonu için hekime yeterli çalışma zamanı kazandırması, bitirme işlemlerinin kısa sürede tamamlanabilmesi ve küçük parçalar halinde polimerize edildiklerinde daha az büzülme göstermesi gibi avantajları bulunmaktadır. Ayrıca kimyasal kompozitlerle kıyaslandığında polimerizasyon dönüşüm oranlarının daha yüksek, renk seçeneklerinin ve renk stabilitesinin fazla olması, dayanıklılık ve buna bağlı kırılma dirençlerinin yüksek olması da bu tip kompozitlerin en sık kullanılan kompozitler olmasını sağlamıştır ⁽⁵¹⁾.

Hem Kimyasal Yolla Hem de Işıkla Polimerize Olan Kompozit Reziner

Hem ışıkla hem de kimyasal yolla polimerize olan bu tip kompozitlere dual-cure kompozitler de denir. Polimerizasyon ışıkla başlar ve kimyasal olarak devam eder. Işıkla polimerizasyonun tam olarak sağlanamayacağı durumlarda önerilen bu kompozitler, derin kaviteelerde, 2 mm'den daha kalın resin uygulamalarında, kaviteye ulaşımın güç olduğu interproksimal alanlarda kullanılabilir ⁽¹⁸⁾.

2.3.3. Viskozitelerine Göre Kompozit Sınıflandırması Akışkan Kompozit Resinler

Akışkan kompozitler, minifil gibi küçük partikül boyutu ve daha az doldurucu partikül oranı içerirler ⁽⁵¹⁾. Organik matriks oranı artırılarak viskozitesi düşürülen akışkan kompozitlerde, kavite duvarlarına daha iyi adaptasyon, daha kolay uygulanabilme ve daha yüksek elastisite gösterebilme özellikleri amaçlanır ⁽⁶⁹⁾. Geleneksel minifil kompozit resinlerin doldurucu oranı %50-70 arasında değişirken, akışkan kompozitlerde doldurucu oranı %37- 53'lere kadar düşürülmüştür.

Bu kompozitlerin doldurucu miktarları az olduğu için aşınmaya karşı dirençleri daha azdır. Doldurucu partikül oranı az olan 1.jenerasyon akışkan kompozitler daha çok pit ve fissür gibi dar alanlarda kullanılırken ^(70, 71), doldurucu oranı fazla olan 2. Jenerasyon akışkan kompozitler ise sınıf I, II ve III tip kavite restorasyonlarında kullanılabilir. Resin oranın fazla ve viskozitenin düşük olması kompozitin kavite duvarlarıyla adaptasyonunun iyi olmasını sağlar. Bu uygun kullanım özellikleriyle geleneksel kompozitler kullanılmadan önce stres absorpsiyonu için kavitelerde ilk katman olarak kullanılabilirler ^(18, 72, 73). Akışkan kompozitlerin en önemli avantajı, sınıf II posterior restorasyonların başarısızlıklarının en büyük nedenlerinden biri olan mikrosızıntının engellenmesinde kullanılmasıdır.

Akışkan kompozitlerin avantajlarının yanında, mikrofil ve hibrit kompozitlere göre termal genleşme katsayıları, aşınma miktarları ve yüzey pürüzlülüklerinin daha fazla olması gibi dezavantajları mevcuttur. Bunların yanında akışkan kompozitlerin fiziksel özellikleri, mikrofil ve hibrit kompozitlere göre daha zayıftır ^(71, 74). Ayrıca, yüksek polimerizasyon büzölmeleri nedeniyle her zaman ince tabakalar halinde uygulanmaları gerekir ⁽³¹⁾.

Kondanse Olabilen (Packable) Kompozit Resinler

Kondanse olabilen kompozitler amalgam yerine posterior bölgede sınıf I ve II restorasyonlarda kullanım amacıyla geliştirilmiştir ⁽⁷⁵⁾. Yoğunluğu ve manipölasyonu amalgama benzerdir.

Kondanse olabilen kompozitlerin doldurucu içeriği yüksek ve doldurucu partikülleri modifiye edilmiştir. Bu özellikleri ile hibrit kompozitlerden farklılık gösterir.

Kompozitlerin toplam hacimdeki doldurucu oranı %77'ye kadar çıkabilir ve partikül büyüklüğü en az 20 µm'dir. Genellikle posterior restorasyonlarda kullanılan yoğun olarak doldurulmuş kondanse edilebilen kompozitlerde mikrofil destekli rezin miktarının minimuma indirilmesi, rezin matrise özel büyüklükteki doldurucu partiküller eklenmesi ve matris içerisindeki partiküllerin birbirine daha yakın konumlandırılmasıyla sertlik ve kırılmaya karşı direnç artırılmıştır.

Kondanse olabilen kompozitler, akışkan kompozitler gibi yapışkan olmadıklarından el aletleri yardımıyla yerleştirilip dişin anatomik formuna uygun işlenebilir, bu da son bitirme ve düzeltme işlemlerini azaltır. Ancak bu kompozitlerin doldurucu partiküllerinin büyük olması, bitirme ve cila işlemlerinden sonra yüzeyin pürüzlü kalma ihtimalinin fazla olması gibi dezavantajları da bildirilmiştir ⁽⁷⁶⁾.

2.4. Kompozit Rezin Sistemlerdeki Güncel Gelişmeler

2.4.1.Kendi Bağlanabilen (Self-adeziv) Kompozit Rezinler

Self-adeziv kompozitler, 2009 yılından bu yana kullanılan, düşük viskoziteli materyallerdir ⁽²³⁾. Küçük sınıf I kaviteler ve çürüksüz servikal lezyonların restorasyonunda kullanılırlar ⁽⁷⁷⁾. Self adeziv kompozitlerin self adeziv rezin simanlardan temel farkı, asit baz nötralizasyon reaksiyonu göstermemeleri ve florür salan cam doldurucular içermemeleridir ⁽⁷⁸⁾. Bu kompozitler yapılarında gliserolfosfatdimetakrilat (GPDM) ve karboksilik metakrilat (4-MET) gibi asidik monomerler içerirler. Bu monomerler diş dokularının asitle pürüzlendirilmesini, smear tabakasının modifiye edilerek submikron kalınlıkta bir hibrit tabaka oluşmasını sağlar ⁽⁷⁹⁾. Hidroksietil metakrilat (HEMA) ise self adeziv kompozitlere materyalin dentin yüzeyindeki ıslanabilirliğini artırmak için eklenmiştir ⁽⁸⁰⁾.

Asidik monomerlerin dekalsifikasyon etkilerine rağmen, bu materyallerin dentinle olan etkileşimleri sınırlıdır. Ayrıca bu materyallerin mineye bağlantısı dentine göre daha düşük olduğu için kole defektlerinin restorasyonlarında mutlaka bir adeziv sistemle kombine kullanılmaları önerilmektedir. Yüksek viskoziteye sahip olmaları, kollajen fiber yapıya monomer difüzyonunu zorlaştırarak substrat yüzeyinin ıslanmasını güçleştirmektedir ⁽⁸¹⁾. Bu sebeple kompozit rezinin dentine direkt olarak bağlanması konusu pek çok soru işareti içermektedir.

2.4.2. Siloran Bazlı Kompozitler

Bu tip kompozit rezinler ışıkla sertleşen halka açılımlı polimerizasyon gösteren oksiran ve siloksan olarak adlandırılan moleküllerden oluşmaktadır. Siloran ismi, materyalin kimyasal yapısını oluşturan siloksan ve oksiran yapıtaşlarından gelmektedir⁽³⁵⁾. Bu monomer kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesini azaltmak için geliştirilmiştir.

Siloran kompozitlerde, ışıkla polimerizasyondan sorumlu kamforokinonun yanı sıra, reaktif katyonik ajanlar olan iyodonyum tuzları gibi katyonik ajanlar ve elektron vericiler de bulunur⁽⁵⁸⁾. Siloksana bağlı olarak kompozitin hidrofobik özellikleri artmıştır. Bu da kompozitin biyolojik sıvılar içerisinde çözünmesini engeller ve stabilitesini artırır⁽⁸²⁾.

Oksiranlar, geleneksel Bis-GMA bazlı kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında artmış sertleşme derinliği, yüksek dayanıklılık, düşük polimerizasyon büzülmesi gibi avantajlara sahiptir⁽⁸²⁾.

Günümüzde siloran kompozitler, kendilerine özel bir adeziv sistemle uygulanmaları, renk seçeneklerinin az olması, klinik kullanımının posterior dişlerle sınırlı kalması gibi nedenlerden dolayı yaygın olarak kullanılmamaktadırlar.

2.4.3. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Reziner

Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin organik matriksinde bulunan fiberler, adeziv bir arayüzey ile rezine bağlanarak dayanıklılık ve sertlik sağlarken, fiberleri saran rezin matriks onları sabitler, nemin etkisinden korur ve fiberlere desteklik sağlar⁽⁸³⁾.

Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinler ve seramiklerle karşılaştırıldığında gelişmiş mekanik özelliklere sahiptir. Özellikle posterior bölgede yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan alanlarda kullanılmak üzere üretilmiştir⁽⁸⁴⁾. Bunun dışında fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin endikasyonları arasında splint uygulamaları, geniş madde kayıplı ve kanal tedavisi görmüş dişlerin restorasyonu da bulunmaktadır⁽⁵⁸⁾.

Fiberlerin yönü ve pozisyonu mekanik özelliklerin belirlenmesinde önemli bir faktördür. Uygulanan kuvvet yönüne dikey yerleştirilmesi durumunda, restorasyon

dayanıklılığını artırırken, kuvvet yönüne paralel yerleştirilmesi durumunda başarısız sonuçlar elde edilmiştir ^(83, 85). Fiberlerin restorasyonda iyi bir direnç göstermesi için materyale paralel yerleştirilmesi gerekir.

Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin kırılma dayanımları diğer kompozit rezinlere göre daha yüksek değerler gösterir ⁽²³⁾. Kompozitin yapısında herhangi bir çatlak oluştuğunda, fiberler çatlak yüzlerini birbirine doğru çekerler ve çatlağın ilerlemesini engellemiş olurlar ⁽⁸⁶⁾. Bunun yanı sıra fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler, polimerizasyon büzülme streslerini kontrol altına alarak, mikrosızıntıyı azaltırlar.

2.4.4. Ormoserler (Organik Olarak Modifiye Edilmiş Seramikler)

Organik modifiye seramik kelimelerinin ilk hecelerinin birleşimi ile adlandırılan ormoserler, kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi problemini en aza indirmek amacıyla 1998 yılında piyasaya sürülmüştür ^(18, 87).

Kompozitlerden farklı olarak karbon yerine uzun “backbone” silikondan oluşurlar. Bu silikonun karbon-karbon çift bağları içeren kenar zincirleri işlenmiştir ⁽⁸⁸⁾. Ormoserler dişin termal genleşme katsayısına yakın olup, çok fonksiyonlu üretan ile tioeter oligo metakrilat alkoksisilanın inorganik-organik 3 boyutlu kopolimerlerinden oluşur. Geleneksel kompozitlerden farklı olarak silisyum dioksit (SiO₂) iskeleti üzerine yapılmış bir organik iskelete sahiptirler ⁽⁸⁹⁾. Çapraz bağlı inorganik ve organik ağ matriks ile doldurucu partiküller birleştirilmiştir. Doldurucular, kompozitlerdeki dolduruculara benzer olarak cam, seramik ve yüksek düzeyde silikadan oluşur ⁽⁹⁰⁾. İçeriğine ilave edilen zirkonyum dioksit (ZrO₂) sayesinde radyoopaktırlar. Ormoserlerin polimerizasyonu geleneksel polimerizasyon başlatıcılar ile sağlanır.

Ormoserlerin üretilme amacı polimerizasyon büzülmesini azaltmak, biyouyumluluğu, abrazyon dayanımını ve marjinal adaptasyonu artırmak olsa da geleneksel kompozitlerle karşılaştırıldığında abrazyon dayanımı gibi fiziksel özelliklerinde memnun edici bir gelişme henüz sağlanamamıştır ⁽⁸⁸⁾.

2.4.5. İyon Salabilen/ Antibakteriyel Kompozit Rezinler

Kompozit rezin materyalin yapısına katılan florür, kalsiyum, hidroksil gibi fonksiyonel iyonlar ile sekonder çürüğün engellenmesi ve çürüğe neden olan

bakterilerin inhibe edilmesi amaçlanmıştır ⁽²³⁾. Yapılan çalışmalarda ise kompozit rezinin yapısının iyon serbestleşmesine kısıtlı ölçüde izin verdiği ve bu durumun çok kısa ömürlü olduğu görülmüştür ⁽²³⁾. Bu amaçla üretilen materyaller beklentileri karşılayamadıkları için varlıklarını sürdürmemişlerdir.

Antibakteriyel kompozitler elde etmenin bir yolu rezin matriksin içine klorheksidin (CHX) gibi çözünebilir antimikrobiyeller ilave edilmesidir. Antibakteriyel ajan restorasyondan salınarak etkili olur. Antibakteriyel ajan infiltrasyonunun diğer bir amacı ise antibakteriyel ajanın rezin matriks içinde sabit kalarak, bakteri üremesi ve plak birikimini engelleyici etki göstermesidir. Metakriloiloksidodesil-piridinyum bromür (MDPB) monomeri buna örnek olarak verilebilir ve bu monomer rezin içerisinde bakterilere karşı dayanıklı temas inhibisyonu sağlamak için kopolimerleştirilmiştir ⁽⁹¹⁾.

Son yıllarda rezin yapıya, kuarterner amonyum bileşikler, biyoaktif cam partikülleri ve gümüş nanopartikülleri gibi ajanlar katılarak deneysel kompozitler hazırlanmaktadır. Bunlardan bir bölümü henüz klinik uygulama aşamasına geçmemiştir.

2.4.6. Giomerler

Bu materyaller aynı kompomerler gibi cam iyonomer simanın kötü estetik özellikleri ve nemden etkilenebilirliği gibi özelliklerini en aza indirmek için geliştirilmiş materyallerdir.

Rezin esaslı materyaller olan giomerlerin içeriğinde 'prereacted' cam partikülleri (PRG), üretan dimetakrilat, hidroksietil metakrilat bulunmaktadır. Cam molekülleri materyale eklenmeden önce poliakrilik asitle işlem görürler. Bu ön işlem partikül yüzeylerini kaplayabildiği gibi (Beautifill, Shofu) tüm partiküllerin içinde de bulunabilir (Reactmer, Shofu). Giomerler, kompozit rezinler gibi ışıqla polimerize edilebilirler, radyoopaktırlar ve diş dokularına adezyon için adeziv sisteme ihtiyaç duyarlar ^(92, 93).

2.5. Bulk-fill Kompozitler

Posterior dişlerin restorasyonunda kullanılan kompozit rezin materyallerin mekanik ve estetik özelliklerinin geliştirilmesi, kullanım kolaylığı beklentisini de beraberinde getirmiştir ⁽⁹⁴⁾.

Geleneksel kompozit rezinlerin, etkili ışık iletimi ve yeterli polimerizasyon elde etmek için 2 mm'den fazla olmayan kalınlıklarda tabakalı olarak uygulanması önerilmiştir ⁽⁹⁵⁾. Park J. ve ark. yaptıkları çalışma sonucunda, kompozit tabakalarının 2 mm kalınlığında uygulanmasının altın standart olduğunu belirtmiştir ⁽⁹⁶⁾. Kompozit rezinlerin formülasyonları göz önüne alındığında, polimerizasyon süresi, her tabaka için 20 ila 40 saniye arasında değişebilir, bu da hastanın memnuniyetsizliğine neden olabilir ⁽⁹⁷⁾. Bununla birlikte, kompozit rezinlerin tabakalı uygulanmasının diğer birkaç dezavantajı ise her bir tabakanın ayrı polimerizasyonunun fazla zaman alması, hava kabarcığı riski ve tabakalar arasında nem kontaminasyonunun önüne geçmenin zaman alıcı olmasıdır ⁽⁹⁸⁾. Kompozit rezinlerdeki gelişim, materyalin kimyasal bileşiminin ve doldurucu partikül yapısının modifiye edilerek yeni bir kompozit rezin kategorisinin ortaya çıkışına yol açmış ve kütle halinde uygulanabilen “bulk-fill” kompozitler tanıtılmıştır ⁽⁹⁹⁾.

Bulk-fill kompozitler gelişmiş translusent yapılarından dolayı geleneksel kompozitlerden daha yüksek polimerizasyon derecesine sahiptir. Bu durum, kompozitin kaviteye daha büyük kütleler hâlinde yerleştirilebilmesine olanak sağlamaktadır ^(99, 100). Ayrıca bulk-fill kompozitler, geleneksel kompozitlere göre daha düşük viskoziteye sahipken, hem akışkan hem geleneksel kompozite göre daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösterirler ⁽⁹⁹⁾. Polimerizasyon büzülmesinin geleneksel kompozitlere göre düşük bulunmasının sebebi, inorganik doldurucu partikül teknolojisine, kullanılan polimerizasyon başlatıcı kimyasındaki farklılıklara ve rezin matris formülasyonunun zamanla daha da iyileştirilmesine bağlanmaktadır ⁽¹⁰¹⁾. Kompozitin, yapısında bulunan inorganik doldurucu partiküllerin tipi ve dağılım yüzdesi sayesinde translusent yapısının artırılması, tabakalama gerektirmeyen daha derin polimerizasyon özelliği sağladığı ileri sürülmüştür ⁽¹⁰²⁾. Bu sebeple bulk-fill kompozit rezinlerin en büyük avantajı 4-6 mm kalınlıkta, bulk (tek tabaka) halinde yerleştirilebilmeleri sayesinde klinik çalışma süresinin kısılması ve düşük polimerizasyon büzülmesi göstermeleridir. Diğer avantajları ise hekime uygulama kolaylığı sağlaması, kompozit tabakasının adaptasyonunun daha iyi sağlanarak tabakalar arasında boşluk oluşmaması, çiğneme kuvvetlerine karşı aşınma direncinin iyi olması, yeterli radyoopasite, yüzey özellikleri ve renk uyumunun klinik olarak kabul edilebilir seviyede olmasıdır ⁽⁹⁴⁾.

2.5.1. Bulk-fill Kompozitlerin Sınıflandırılması

Bulk-fill kompozit rezinler yoğunluklarına ve polimerizasyon şekillerine göre sınıflandırılırlar ⁽⁹⁴⁾. Yoğunluklarına göre; düşük ve yüksek viskoziteli olarak iki gruba ayrılırken; polimerizasyon şekillerine göre kimyasal, ışık ve dual-cure polimerize olan bulk-filler şeklinde üç grupta sınıflandırılır.

Düşük viskoziteli olanlar, akışkan bulk-fill kompozit rezinler olarak da adlandırılmaktadır ⁽¹⁰³⁾. Bu kompozitlerin esneme kapasitesinin yüksek olması ve fotoaktif grup olarak üretilen dimetakrilat (UDMA) rezin içeriği nedeniyle posterior dişlere açılan kaviteelerde, polimerizasyon büzülme streslerini azaltmak amacıyla genellikle kaide materyali olarak kullanılmaktadır ⁽¹⁰⁰⁾. Abrazyona dirençlerinin düşük olması sebebiyle restorasyonun oklüzal kısmına daha dirençli bir kompozit rezin tabaka ilavesi gerektirirler ⁽¹⁰⁴⁾. Dolayısıyla en başta bahsedilen tabakalama yöntemine ihtiyaç duyulmaması avantajını kısıtlasa da, kondansasyon gerektirmediği için uygulama süresini kısaltır ve diğer rezin kompozitlerle uyumlu olması geniş kullanım alanı sağlar ⁽¹⁰⁵⁾.

Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitler, rezin matriks içerisinde daha fazla doldurucu içerirler. Doldurucu oranının artması kompozitin mekanik özelliklerini artırarak, posterior kaviteelerde tek başına kullanılabilmesini sağlamıştır. Bu sebeple yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitlerin üzerinin geleneksel bir kompozit rezin ile örtülmesine gerek yoktur, daimi restorasyon materyali olarak kullanılabilirler.

Diğer yüksek viskoziteli kompozitlerden farklı olarak, sonik olarak aktive edilen Sonic Fill 2 (Kerr) kompozit, özel dizayn edilen el aleti ve sonik titreşim ile yüksek viskoziteden düşük viskoziteli kompozite dönüşür. Dolayısıyla daha akıcı kıvamda olan kompozit, kaviteye daha kolay uygulanabilir ⁽¹⁰³⁾.

Bulk-fill kompozitler polimerizasyon yöntemlerine göre ise; kimyasal, ışık ve dual-cure polimerize olanlar şeklinde sınıflandırılır. Işık ile polimerize olan bulk-fill kompozitler geleneksel kompozit rezinlere benzer şekilde 420-470 nm dalga boyunda aktive olmaktadır ⁽¹⁰⁶⁾. Bu kompozitler için üreticiler farklı ışık süreleri ve polimerizasyon derinliği önermektedirler. Piyasada, HyperFil (Parkell, ABD) ve Fill Up (Coltene, İsviçre) olmak üzere iki adet dual-cure polimerize olan bulk-fill kompozit bulunmaktadır ⁽⁹⁴⁾. Bu kompozitler hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olurlar.

Restorasyonun polimerizasyonu ışık ile başlatılır ve ışığın ulaşamayacağı en derin noktalar zaman içerisinde kimyasal olarak polimerize olur. Bu özelliklerinden dolayı dual-cure bulk-fill kompozitlerin tek bir yerleştirmede 10 mm'ye kadar kullanılabileceği belirtilmiştir ⁽¹⁰³⁾.

2.5.2. Bulk-fill Kompozitlerin Özellikleri

Bulk fill kompozitler hakkındaki temel endişe 4-5 mm kalınlıkta kaviteye yerleştirilen bu materyallerin derin tabakalarının optimal şekilde polimerize olup olmadığı, biyouyumluluğu ve fiziko-mekanik özelliklerinin kabul edilebilirliği ⁽¹⁰⁷⁾. Birçok bulk-fill kompozit, 4 mm derinlikte %90' a eşit ya da daha yüksek dönüşüm derecesi sergilemiştir ^(98, 108). Bunu sağlayabilmek için bulk-fill kompozit rezinler modifiye edilmiş, doldurucu monomer büyüklüğü artırılmış ve monomerin organik matriksteki oranı azaltılmıştır.

Geleneksel kompozit rezinlere göre büyük dolduruculara ve düşük doldurucu matriks oranına sahip olmaları doldurucu-matriks arayüz alanının azalarak ışığın daha az saçılmasını ve mavi ışığın daha derinlere penetre olmasına sebep olur ⁽¹⁰⁴⁾. Bu penetrasyonun sağlanması, materyalin translüsensi özelliği ile doğru orantılıdır. SonicFill dışındaki tüm bulk-fill kompozitler, artan translüsensiye sahiptir ^(105, 109). Organik matriks ve doldurucuların kırılma indeksleri arasındaki uyum, doldurucu şekil ve boyutundaki değişiklik rezin içerisinde ışık geçiş oranını etkileyebilir ⁽¹⁰⁵⁾. Bunun dışında yüksek molekül ağırlıklı monomerler veya yeni bir fotobaşlatıcı sistem de penetrasyon derinliğini önemli ölçüde etkileyen parametrelerdir.

Günümüzde kaide materyali olarak kullanılabilen düşük viskoziteli Venus Bulk Fill (Heraeus Kulzer), x-tra base (VOCO), Filtek Bulk Fill Flowable (3M ESPE) ve Beautifil-Bulk Flowable (Shofu) gibi kompozitler mevcutken; üzerine ek bir tabaka uygulaması gerektirmeyen yüksek viskoziteli SonicFill (Kerr), Tetric PowerFill, Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent), x-tra fil (VOCO), Quixfil (Dentsply), Filtek Bulk Fill Posterior Restorative (3M ESPE) ve Beautifil Bulk Restorative (Shofu) olmak üzere çok sayıda bulk-fill kompozit mevcuttur.

Çalışmamızda kullanılan Tetric EvoCeram® Bulk Fill ve Tetric PowerFill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kompozitlerin geliştirilmesinde, polimerizasyon derinliğini artırma amaçlı farklı fotobaşlatıcı sistemlerin kullanılması

şeklinde bir strateji izlenmiştir. Matriks yapısına klasik kamforkinon/amin başlatıcı sistem yanında germanyum bazlı bir başlatıcı olan “Ivocerin” ilave edilmesi yoluna gidilmiştir. Bu fotobaşlatıcı sistemin sağladığı avantaj 370-460 nm dalga boyları arasında daha yüksek absorpsiyonla daha yüksek fotoaktivite göstermesi ve amin gibi bir ko-başlatıcı gerektirmemesidir. Polimerizasyon stresinin azaltılması konusunda ise üreticiler kompozit rezinlerin yapısına stres indirgeyici olarak görev yapan modifiye doldurucu partiküller ilave etmişlerdir. Bu prepolimer partikül yapılarının düşük elastisite modüllerine (10 GPa) bağlı olarak polimerizasyon süreci boyunca stresi absorpladığı iddia edilmektedir ⁽¹¹⁰⁻¹¹²⁾.

2.5.3. Bulk-fill Kompozitlerin Polimerizasyonu

Bulk-fill kompozitler geleneksel kompozit rezinlere benzer şekilde 420-470 nm dalga boyunda aktive olmaktadır ⁽¹⁰⁶⁾. Bunun yanında üreticiler, bulk fill kompozitlerin polimerizasyonu için yüksek yoğunluklu ışık kullanımını önermektedirler. Ayrıca bu kompozitlerin polimerizasyonu esnasında ışık ucu ile dolgu yüzeyi arası mesafe ve ışık yoğunluğu, polimerizasyon süresi bakımından dikkate alınmalıdır ⁽⁹⁴⁾. Bir çalışmada Rueggeberg F.A. ve ark. kompozit yüzeyinden her 1 mm uzaklaşmada ışık yoğunluğunun %10 azaldığını tespit etmişlerdir ⁽¹¹³⁾. Tarle ve ark. yeterli polimerizasyon için üreticilerin önerdiklerinden daha fazla ışık uygulama süresi gerektiğini ifade etmişlerdir ⁽⁹⁸⁾. Reis ve ark. bulk-fill kompozit rezinlerin (düşük ve yüksek viskoziteli) polimerizasyon etkinliklerini değerlendirdikleri derlemede, bu materyallerin genel olarak 4 mm ve daha fazla derinlikte olan kavitelerde başarılı olduğunu belirterek, düşük viskoziteli kompozit rezinlerin polimerizasyon etkinliklerinin daha iyi olduğunu bildirmişlerdir ⁽¹¹⁴⁾. Polimerizasyon derinliği ile ilgili yapılan literatür incelemelerinde bulk-fill kompozitlerin 4 mm kalınlığında kullanılmasının yeterli polimerizasyon sağladığı ancak polimerizasyon derinliğinin 4 mm’den fazla olması durumlarında polimerize olmamış rezinin kalabileceği görülmüştür. Bu durum restorasyon sonrası duyarlılık, marjinal sızıntı, çürük ve mekanik problemler ile sonuçlanabilir ⁽¹⁰³⁾.

2.5.4. Bulk-fill Kompozitlerin Hızlı Polimerizasyonu

Geçmiş yıllarda birçok klinisyen ve araştırmacı kompozit rezinlerin hızlı polimerizasyonu üzerine çalışmalar yapmış ve ilk olarak polimerizasyon ünitelerinde

yüksek güç ve yoğunluklu ışık kullanımı ile kısa polimerizasyon sürelerine ulaşmayı hedeflemişlerdir ⁽¹¹⁵⁾. Yaklaşık 2000 mW/cm² ışık gücüne ulaşan Plazma ark üniteleri (PAC) ile QTH (Kuars Tungsten Halojen) lambaların toplam 40-60 saniyelik uygulama süreleri ile elde edilen polimerizasyonun, 3 saniyelik uygulama ile oluşturulabileceği savunulmuştur ⁽²²⁾. Bu kavram, sonraki çalışmalarda yetersiz polimerizasyonu açıkça kanıtladığı ve klinik olarak yeterli bir performans elde etmek için birden çok 3 saniyelik uygulamanın gerektiğini gösterdiği için başarısız bulunmuştur ^(22, 116, 117).

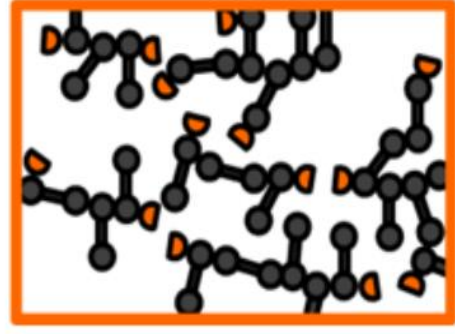
Plazma Ark ünitelerinin (PAC), kısa süreli polimerizasyonda kullanılabilmesi mantığı ışıyım (foton/saniye) miktarını artırarak gereken foton miktarını daha kısa bir polimerizasyon süresi boyunca iletebilmek olmuştur. Ancak son 20 yılda bu kavramın da tartışmalı olduğu kanıtlanmış ve uygulanamaz olduğu gerekçesiyle reddedilmiştir ^(118, 119). Yüksek güçlü LED (ışık yayan diyot) ışık cihazlarındaki teknolojik gelişim ile modern LED ışık cihazları giderek daha yüksek değerlerde ışık gücü (3000–7000 mW/cm²'ye kadar) üretebilmektedir ⁽¹²⁰⁾. Bu sayede 1-3 s'lik polimerizasyon süresi ile metakrilat bazlı kompozit rezinlerin yeterli polimerizasyonunu elde etme girişimi yeniden gündem olmuş ancak daha sonra yine bu deneme de başarısız olmuştur ⁽¹²⁰⁾. Metakrilat bazlı kompozit rezinlerin, uygun polimerizasyon koşullarında (>500 mW/cm², dalga boyu aralığı 395–415 nm) polimerizasyon sürelerinin 3 saniyeye kadar düşürülebilmesi, kompozit rezinlerde sıklıkla kullanılan geleneksel Norrish Tip-II foto-başlatıcılar (iki molekülli fotobaslatıcılar, örn: kamforokinon) yerine Norrish Tip I foto-başlatıcılar (tek molekülli fotobaslatıcılar, örn: monoasilfosfin oksit) kullanılması ile elde edilebilmiştir ⁽¹²¹⁾. Ancak, LED ışık cihazlarının çıkış spektrumunda bir değişiklik gerekli olacağından, bu yaklaşım günümüz kompozit rezinlerde henüz uygulanmamıştır.

Son zamanlarda, kompozit rezinlerin süresini kısaltmak için yeni bir yaklaşım önerilmiştir. Ivoclar Vivadent firması, yüksek viskoziteli Tetric PowerFill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve düşük viskoziteli Tetric PowerFlow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) olmak üzere iki materyali piyasaya sürmüş ve kompozitlere eşlik eden polimerizasyon ünitesi Bluephase (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile mavi-mor spektrumda, 2700–3300 mW/cm²'lik ışık gücünde, 3 s'de polimerize edilebileceklerini öne sürmüştür ⁽¹¹²⁾.

Firma yüksek ışık gücü ile 3 s polimerizasyon imkanını, polimerizasyon mekanizmasının bir modifikasyonuna bağlamaktadır. Bu kompozitler, tersinir eklenmiş fragmantasyon zincir transferi (RAFT) polimerizasyon mekanizması içerirler ⁽¹¹⁵⁾. Daha önce Filtek One Bulk Fill (3M ESPE, St Paul, MN, USA) kompozitinde de kullanılan RAFT polimerizasyon mekanizması, Tetric PowerFill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve Tetric PowerFlow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kompozitlerinde optimize edilmiştir.

Tetric PowerFill'in bileşimi kendinden önceki Tetric EvoCeram Bulk fill ile neredeyse aynıdır. Farklı olarak, bir p-alil sülfon ilave fragmantasyon zincir transfer (AFCT) reaktifi eklenerek polimerizasyon mekanizması modifiye edilmiştir ⁽¹¹²⁾. Tetric PowerFill, Bluephase ışık cihazı ile sadece 3 saniyede polimerize edildiğinde, tanım gereği "tam" polimerizasyonun oluşması için 3 saniye zamana ihtiyaç vardır. Bu durumun sağlanabilmesi için, dimetakrilat ağların termal ve mekanik özelliklerini ayarlamak gereklidir ve bunun için bir araç olarak çalışan AFCT reaktifi kompozit içeriğine dahil edilmiştir ⁽¹²²⁾.

Çapraz bağlayıcı monomerlerin standart polimerizasyonu, radikal zincir büyümesi olarak tarif edilebilir. Polimer zinciri oluşurken çift bağa bağlanan monomerler, kontrolsüz ve homojen olmayan bir ağ mimarisine sahip malzemelere yol açabilir ⁽¹²²⁾. Çok sayıda polimer zincirinin hızlı büyümesi, matrisin esnekliğinin ve reaktivitesinin ciddi şekilde sınırlı olduğu bir doyma noktasına yol açabilir. Yaptıkları çalışmada Gorsche ve ark. monomer formülasyonlarına bir AFCT reaktifinin eklenmesinin çift bağ dönüşümünü geliştirdiğini ve daha homojen bir polimer ağı ile sonuçlandığını göstermiştir ⁽⁹⁾. Bu sebeple Tetric PowerFill kompozitlere Tetric EvoCeram Bulk fill'den farklı olarak AFCT reaktifi eklenmiştir. Tetric Powerfill kompozitin polimerizasyonu sırasında radikaller, potansiyel olarak ya bir monomerin metakrilat çift bağına ya da zincir transferiyle sonuçlanan bir β -alil sülfonun çift bağına eklenebilir. Zincir transferi durumunda, büyüyen radikal zincir, sülfonil radikali ile yeni bir çift bağ oluşturarak parçalanmaya uğrar ve bir ara radikal oluşturarak sonlandırılır. Esasen ardışık kısa zincir oluşumu, standart radikal uzun zincir büyümesine göre tercih edilir, bu da gecikmiş bir doyma noktasına ve daha homojen bir yapıya yol açar ⁽¹²²⁾.



Şekil 1 ⁽¹¹²⁾. AFCT olmadan uzun zincir gelişimi

AFCT ile kısa zincir gelişimi

Bu nedenle, AFCT reaktifleri radikal polimerizasyon işlemi üzerinde belirli bir miktarda kontrole izin verir. Polimerizasyon sonrası oluşan polimerin; daha az büzülme stresine, artık monomer miktarının az olmasına ve daha fazla doygunluğa sahip olması beklenmektedir ⁽⁹⁾. Bu etkiler, özellikle daha kısa polimerizasyon süreleri söz konusu olduğunda avantaj sağlamaktadır.

2.6. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları

Günümüzde, ışıkla polimerize edilebilen rezin restoratif materyaller; kompozit rezinler, rezin modifiye cam iyonomer simanlar, kompomerler, ormoserler, fissür örtücüler ve dentin bağlayıcı ajanlardır. Resin restoratif materyallerin gerekli fiziksel ve biyolojik özelliklerinin tam olarak sağlanabilmesinde etkili bir polimerizasyon elde edilmesi önem taşımaktadır ⁽¹²³⁾.

Kompozit rezinlerin ışık ile polimerizasyonu ilk kez 1970'lerin sonlarında, UV ışık ile polimerize edilen restoratif sistemin tanıtılmasıyla başlarken, 410-500 nm dalga boylarında aktive olan kamforokinonun kompozitlere eklenmesi ile görünür ışıkla polimerize edilen kompozitler kullanılmaya başlanmıştır ⁽⁶³⁾.

Günümüzde görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler, ortalama 410-500 nm dalga boyu aralığında polimerizasyon başlatan diketon bileşiği kamforokinon (CQ) ve hızlandırıcı alifatik amin içerir.

Işık kaynakları rezin içeriğindeki fotoinitiatör molekülleri aktive ederek oluşan serbest radikallerle polimerizasyonu başlatır. Bu nedenle rezin materyalin yapısında bulunan ve polimerizasyonu başlatan maddelere uygun dalga boyunda ışık verilmelidir. Aksi takdirde rezin materyalde optimum polimerizasyondan bahsetmek mümkün

değildir ^(31, 124). Bunun yanı sıra, restoratif materyalin tipi, rengi, kavite derinliğine bağlı olarak restoratif materyal kalınlığı, ışık kaynağının tipi, yoğunluğu, uygulama süresi, ışık ucunun çapı, restorasyonla ışık kaynağının ucu arasındaki uzaklık ve uygulama açısı gibi faktörler de polimerizasyon reaksiyonunu etkilemektedir ⁽¹²³⁾. Bu nedenle yüksek derecede polimerize olmuş, yeterli mekanik özellikler sağlayabilen rezin materyalin elde edilmesinde, minimum ışık dozu ile maksimum fotobaşlatıcıyı aktive etme amacı esas alınarak farklı ışık cihazları geliştirilmiştir ⁽¹²⁵⁾. Bunlar; kuartz-tungsten-halojen (QTH), argon lazer, ışık yayan diyotlar (LED) ve plazma ark (PAC) gibi ışık kaynaklarıdır ve günümüzde en yaygın kullanılanları QTH ve LED ışık cihazlarıdır ⁽¹²³⁾.

2.6.1. Halojen Işık Kaynakları (QTH)

QTH ışık kaynaklarında tungsten-halojen ampul kullanılmaktadır. Cihaz içerisindeki tungsten filaman, elektrik akımıyla ısınır ve akkor hale gelerek elektromanyetik ışıma gerçekleştirir. Oluşan ışıma sonrası ortaya çıkan ışığın spektrumu çok geniştir ve yüksek ısı oluşturur ⁽¹²⁶⁾.

Oluşan ışığın %0,5'lik kısmı polimerizasyon için yeterlidir. Kalan enerjinin, fiber optik sistem öncesi yerleştirilen ultraviyole ve infrared filtreler sayesinde ısıya dönüştürülerek, cihazın içinde kalması sağlanır. Bu istenmeyen ısı, filtrelerden ve reflektörden bir fan yardımıyla uzaklaştırılır. Cihazın kullanım ömrü içerisinde maruz kaldığı yüksek ısıya bağlı olarak ampul, ışık filtresi ve reflektör yapıları zamanla bozulabilir, filtreleme özelliği ve polimerizasyon etkinliği zamanla azalabilir ⁽¹²⁷⁾.

Halojen ışık cihazları kliniklerde en yaygın kullanılan ışık cihazlarından biridir. 400-800 mW/cm² şiddetinde ve 380-520 nm dalga boyunda ışık üretirler. Aynı cihazda ışığın uygulama süresi ve gücü ayarlanabilmektedir ⁽¹²⁸⁾. Ayrıca 800 mW/cm²'den daha yüksek ışık şiddetinde olan QTH ışık cihazları da bulunmaktadır ⁽¹²⁹⁾.

QTH ışık kaynaklarının, diğer ışık kaynaklarına göre ucuz sistemler olmaları, geniş dalga boyu aralığına sahip olmaları nedeniyle farklı polimerizasyon başlatıcıları ile çok amaçlı olarak kullanılabilmesi gibi avantajları mevcutken; kullanılan halojen lambaların kullanım ömürlerinin kısa olması (50-100 saat), polimerizasyon sırasında oluşan ısının azaltılması için soğutucu fan kullanılması gerekliliği, zaman içinde ışık

kaynağının gücünde azalma meydana gelmesi ve buna bağlı olarak yeterli derecede polimerizasyon sağlanamaması gibi dezavantajları bulunmaktadır ⁽¹²³⁾.

2.6.2. Lazer Işık Kaynakları

Günümüzde, kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılan argon lazer üniteleri kamforokinonu aktive edebilen tek lazer türüdür ⁽¹²³⁾. Yaklaşık 490 nm dalga boyunda, tek dalga genişliğindeki dar bir spektrumda yüksek yoğunlukta ışık oluştururlar. 454-514 nm dalga boyunda ışık ile aktive olabilen kompozit rezinlerin ve adezivlerin polimerizasyonunda bu ışık cihazları kullanılabilir ⁽¹³⁰⁾. Yapılan çalışmalarda, lazer ışık kaynağı ile polimerize edilmiş kompozitlerde sıkışma-gerilme dirençlerinin, elastisite modüllerinin ve aşınma direncinin arttığı gösterilmiştir ^(131, 132).

Argon lazer polimerizasyon cihazlarının halojen lambalara göre daha hızlı ve daha derin polimerizasyon sağladığı, ayrıca daha yüksek bir dönüşüm derecesi gösterdiği belirtilmiştir ⁽¹³³⁾. Ayrıca, uygulama sırasında kızılötesi gibi ışıkların bulunmaması sebebiyle pulpa ve ağız dokularında ısı artışına sebep olmaz. Bu ışık cihazları, pahalı olmaları ve enerji dönüşümü sırasında enerji kaybının çok olması gibi sebeplerle klinisyenler tarafından pratik bulunmamaktadır ⁽¹³⁴⁾.

2.6.3. Plazma Ark Işık Kaynakları (PAC)

Plazma ark ışık cihazları (PAC), hasta başında geçen zamanın azaltılması, çocuklarda uygulama süresinin kısaltılması gibi amaçlarla kullanıma sunulmuştur ^(135, 136). PAC; iyonize moleküller ve elektronların gaza benzeyen bir karışımından oluşur. Lambası, Xenon ark lambasıdır ve 470 nm civarında dalga boyunda ışığa sahiptir. Bu ünitelerde, 2000 mW/cm²'den daha yüksek şiddette ve yüksek yoğunluktaki beyaz ışığın filtre edilip ısının uzaklaştırılmasıyla 400-500 nm dalga boyunda mavi ışık salınımı elde edilir ^(37, 137). Bu dalga boyundaki mavi ışık ile 5-10 s gibi sürelerde polimerizasyon sağlanabilir ⁽¹³⁸⁾.

Polimerizasyon süresinin kısa olması avantaj gibi görünse de yapılan araştırmalar, bu tip ışık uygulamalarının, polimerizasyon büzülmesi ve kenar boşluklarını arttırdığını göstermektedir ⁽¹³⁵⁾.

2.6.4. LED Işık Cihazları

‘Işık yayan diyotlar’ anlama gelen LED ışık kaynakları, 1990'lara kadar indiyum-galyum-nitrit (InGaN) substratları ile kullanılmaya çalışılsa da başlangıçta prototipten ileriye geçememiştir ^(41, 139). Ancak kısa bir süre sonra araştırmacılar bu ışık cihazlarını modern dental tedavilere dahil etmeye başarmışlar ve LED ışık cihazından gelen spektral emisyonun kamforokinon bazlı ürünleri foto-aktif edebileceği konseptini kanıtlamışlardır ⁽⁶³⁾.

LED ışık cihazları; düşük güç gerektirir, filament gerektirmez, optik filtre bulundurmaz ve diğer kullanılan ışık ünitelerinden çok daha fazla foton üretme verimliliği sağlamaktadır. Ek olarak, LED ışık cihazları, kolayca pille çalıştırılabilir ve LED kaynağı değiştirilmeden uzun süreler çalışabilir ⁽⁶³⁾. Ayrıca 455-486 nm dalga boyunda görünür ışık yaymaktadır ve bu dalga boyu çoğu kompozit rezinde bulunan kamforokinonun aktivasyonu için gerekli olan 470 nm dalga boyunu karşılamaktadır ⁽¹⁴⁰⁾.

Halojen ışık kaynakları, kapasitesinin sadece %0,5'ini kullanarak istenilen özellikteki ışığı üretilen kalan enerjiyi ısı enerjisine dönüştürürken; LED ışık kaynaklarında üretilen ışığın %95'ini polimerizasyon için kullanır ve yüksek enerji verimliliği sağlar. Gereken dalga boyunda enerji ürettiklerinden halojen lambalar gibi filtre gerektirmezler. Ayrıca fan bulundurmaz ve sessizdirler. Küçük ve taşınabilirler. LED ışık cihazları uzun ömürlüdür ve kullanım süreleri boyunca ışık gücünde gözlenen azalma sınırlıdır. Ayrıca kullanım sırasında oluşan ısı pulpal hasar oluşturabilecek sınırın oldukça altındadır ⁽¹⁴⁰⁾.

2.6.4.1. Birinci Nesil LED Işık Cihazları

Birinci nesil LED ışık cihazları, kamforokinon aktivasyonu için uygun dalga boyunda mavi ışık üretebilmeleri ve yeterli sayıda foton sağlayabilmelerine rağmen düşük güçte diyotların kullanılması ile oluşan düşük ışık şiddeti, polimerizasyon için ışığın uzun süreler uygulanmasını gerektirmektedir ⁽⁶³⁾. Ayrıca kompozit rezinlerin koyu renklerinde, uygulama süresinin artırılmasına rağmen halojenlerle elde edilen polimerizasyon oranını sağlayamamaktadır. Bunların dışında enerji spektrumları dar olduğu için başlatıcı olarak sadece kamforokinon içeren kompozitleri polimerize edebilirler. Daha kısa dalga boylarında aktive olan başlatıcılar içeren bazı kompozit ve adeziv sistemlerin polimerizasyonunda yetersiz kalırlar ⁽¹⁴⁰⁾.

Bu dezavantajları ortadan kaldırmaya çalışmak ve daha güçlü ışık şiddeti sağlayabilmek adına ikinci nesil LED ışık cihazları geliştirilmiştir.

2.6.4.2. İkinci Nesil LED Işık Cihazları

Bu jenerasyonda, dört ana aydınlatma alanından oluşan, her biri çubuk şeklinde dört farklı ışık yayan yüzeyden oluşan ve toplamda 16 emisyon alanı içeren One-Watt çiplerin kullanımı ile daha büyük güç çıkışı ve uygun spektral dağılım elde edilmiştir ^(63, 141).

İkinci nesil cihazlar, daha yüksek şiddette ($600\text{--}1000\text{ mW/cm}^2$) mavi ışık üretebilmeleri ile daha kısa polimerizasyon süresi (20 veya daha az) ve daha iyi performans sergilerler. 390–490 nm arasında geniş bir dalga boyu spektrumuna sahiptirler ⁽¹⁴⁰⁾.

İkinci nesil cihazlarda birinci nesil cihazlara kıyasla çok daha fazla emisyon görülmesine rağmen, ikinci neslin dalga boyu aralığı, birinci nesle göre daha dar bir spektrumda yer alır. Bu dar spektral aralık kamforokinonun aktivasyonunu optimum düzeyde sağlayabilirken, daha düşük dalga boylarında aktivasyon sağlayan PPD (350-490 nm), TPO (380-425 nm) ve Ivocerin (370-460 nm) için aynı şeyleri söylemek mümkün değildir ^(63, 112, 142).

2.6.4.3. Üçüncü Nesil LED Işık Kaynakları

Kamforokinon'un parlak sarı renkte olması birçok firma tarafından renksiz ve şeffaf fotobaşlatıcıların kompozitlere ekleme fikrini ortaya çıkarmıştır. Üreticiler, alternatif başlatıcıları kompozitlere ekleyebilmiş ancak etkin bir şekilde aktive edebilmek için yakın dalga boylarına ihtiyaç duyulmuştur. Üçüncü nesil LED'ler aslında her biri aynı, tamamlayıcı veya farklı dalga boylarında ışık yayan birkaç temel LED'in bir kombinasyonudur ⁽¹⁴³⁾.

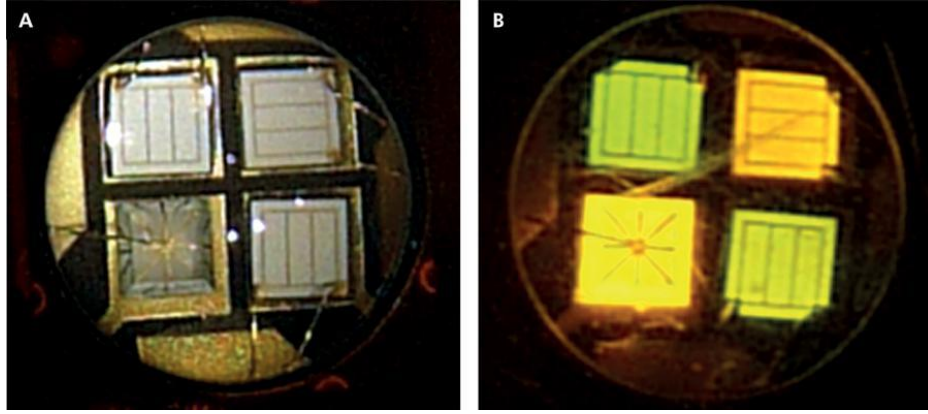
LED diyotlarını geliştirmek amacıyla üreticiler, diyotları tek bir dalga boyundan daha fazla dalga boylarında ayarlayabilmek için çalışmalar yapmış, mavi ve mor LED'ler ile çoklu dalga boyları elde etmişlerdir.

Mor ve mavi ışık spektrumdaki dalga boylarının bu eş zamanlı kombinasyonunu sağlamak için üreticiler farklı şemalar kullanmıştır. İlk olarak Ultradent firması Ultralume 5 (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, US) ışık cihazında merkezi

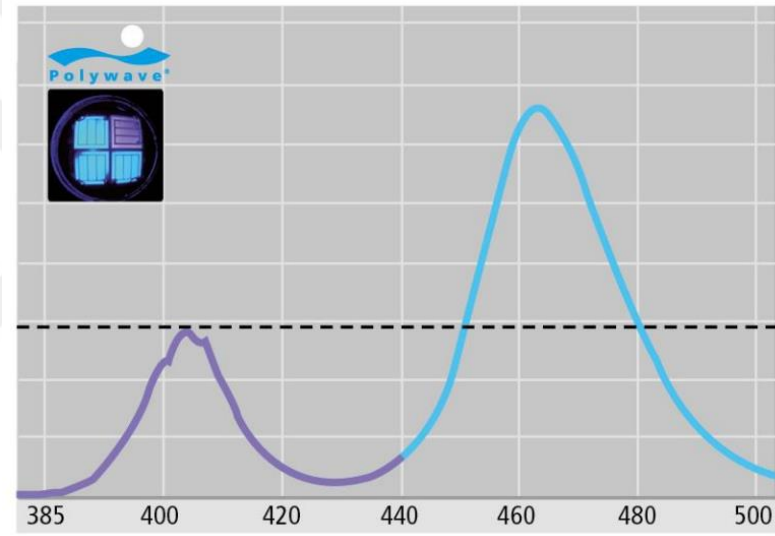
olarak güçlü, yüksek voltajlı mavi LED, çevresinde dört adet düşük güçte mor LED kullanmıştır. Ardından Ivoclar Vivadent firması üçüncü nesil Bluephase Style (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) ışık cihazında, altta iki mavi LED ve üzerinde mor LED ışığı kullanarak çok dalgalı Bluephase Style ışık cihazını kullanıma sunmuştur. Bu ürünlerin üretiminden sonra Ultradent firması VALO (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, US) ışık cihazında, tek dizi setine üç farklı renk çipi ekleyerek dalga boyu spektral emisyon aralığını arttırmayı planlamış ve ışık cihazına iki adet mavi (460 nm'ye yakın), bir adet daha kısa dalga boylu mavi (445 nm'ye yakın) ve bir adet de mor (400 nm'ye yakın) ışık yayan diyot eklemiştir. Bu kombinasyon ile tüm yeni nesil fotobaşlatıcılar için, özellikle TPO, PPD ve kamforokinon için, çok geniş bir emisyon bant genişliği sağlanmıştır ⁽¹⁴³⁾.

Üçüncü nesil ışık cihazlarının bu avantajlarının yanında, tamamen mavi ışık yayan ikinci nesil bir ışık cihazı ile karşılaştırıldığında, kamforokinon aktivasyonu için daha az bir potansiyel sağladığı düşünülebilir. Ancak, Rueggeberg FA. ve ark. kamforokinona ek olarak Lucirin TPO veya Ivocerin kullanan kompozitlerde, daha düşük mavi ışık mevcut olduğunda bile gelişmiş polimerizasyonun mümkün olabileceğini belirtmişlerdir ⁽⁶³⁾.

Son yıllarda Ivoclar Vivadent firması VALO ışık cihazına (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, US) benzer diyot çıkışına sahip Bluephase G4 (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) ve Bluephase (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) ışık cihazlarını tanıtmışlardır. Bluephase (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) yaklaşık 410 ve 460 nm'de iki spektral tepe noktası ile 385 ve 515 nm arasında bir dalga boyu spektrumu sağlar. İki mavi ışık LED'i ve bir mor LED kullanan Bluephase Style (polywave) polimerizasyon cihazının aksine, üç mavi ışık LED ve bir mor LED ışığı kullanır ⁽¹¹²⁾.



Şekil 2⁽⁶³⁾. Ultradent'in VALO polimerizasyon cihazının ışık yayan diyot yapısının görüntüsü: (A) kapalı (B) açık.



Şekil 3⁽¹¹²⁾. Bluephase ışık cihazındaki mavi ve mor LED'ler ile ikili tepe/çok dalgalı teknolojisini gösteren dalga boyu spektrumları

Üçüncü nesil LED ışık cihazlarının güç üretme kapasiteleri 3200 mW/cm^2 'e kadar ulaşabilmekte ve kısa sürede yüksek enerji şiddeti ile daha kısa polimerizasyon süreleri sağlayabilmektedir ^(144, 145). Işık gücünün artması ile polimerizasyon derinliğinin artması ve kısa uygulama süresi beklenir. Ancak polimerizasyon çok hızlı olacağından kompozit diş yüzeyine akamaz ve bu yüzden polimerizasyon büzülme stresleri diş yapısına veya bağlanma yüzeylerine transfer olur. Diğer bir endişe ise hızlı polimerizasyon gerçekleştiğinde daha az çapraz bağ yapmış düşük molekül ağırlıklı kısa zincirler oluşacağı için kompozit rezinin fiziksel özelliklerinin etkilenmesidir ⁽¹⁴⁰⁾. Bu durumun önüne geçmek için üreticiler “step curing”, “pulse curing”, “ramp curing” ve “oscillating curing” olmak üzere değişik polimerizasyon başlangıç modları

oluşturmuşlardır. Ancak polimerizasyon teknikleri ile ilgili yapılan araştırmalarda, ışık uygulama biçiminin kompozit rezinin bağlanma dayanımını ve marjinal adaptasyonunu arttırdığını belirten çalışmalarla birlikte, ışık uygulama şeklinin polimerizasyon etkinliğinde rol oynamadığını bildiren aksi çalışmalarda mevcuttur ⁽¹⁴⁶⁻¹⁵⁰⁾.

2.7. Diş Hekimliğinde Kullanılan Bağlantı Dayanım Testleri

Diş hekimliği pratiğinde, bağlantı dayanım testlerinin klinik performansı birebir yansıtması konusunda bazı soru işaretleri mevcut olsa da son çalışmalar göstermiştir ki klinik sonuçlar bir ölçüde laboratuvar sonuçları ile tahmin edilebilmektedir. Arayüzey bağlanma dayanımı kuvveti çeşitli yöntemlerle test edilebilir ⁽¹⁵¹⁾. Yapıştırılan alanın boyutları kullanılarak, bağlanma dayanımı yöntemleri makro (4- 28 mm²) veya mikro (yaklaşık 1 mm²) olarak sınıflandırılabilir. Ara yüze çekme veya makaslama kuvvetleri uygulanabilir ⁽¹⁵²⁾. Bu testler;

- Makro Makaslama (shear)
- Mikro Makaslama (micro shear)
- Makro Çekme (tensile)
- Mikro Çekme (micro tensile)
- Push-out testleridir (153).

2.7.1. Makro Makaslama (Shear) Bağlantı Direnci Testleri

Makro makaslama bağlanma dayanımı testinde test edilecek parça test cihazına yerleştirilir ve makinanın kuvvet uygulayıcı koluna tek açılı çivi şeklinde uç, düz yüzeyli keski ya da tel halka kullanılarak test edilecek parçaya kuvvet uygulanır. Makaslama bağlanma dayanımı test metodunda bıçak sırtı biçiminde yapılan bir aparat yardımı ile diş yüzeyiyle olan bağlantının ayrılabilceği şekilde test uygulanır ^(151, 154, 155). ISO standardında test düzeneğinin kesici ucunun çalışma hızının 0,45 ile 1,05 mm/dk arasında olması gerektiği bildirilmiştir ^(156, 157).

Makaslama testleri ağız ortamını en iyi taklit eden testlerdir. Bu testlerde kuvvet dağılımı daha uniformdur ⁽¹⁵⁸⁾. İki materyalin birbirine bir adeziv ile bağlandığı yüzeyde kopma meydana gelene kadar değişmeyen hızla kuvvet uygulanması ilkesine dayanan bu testte, bağlanma dayanımı test sonucunun değeri, elde edilen maksimum kuvvetin bağlanmanın meydana geldiği yüzey alanına bölünmesiyle ölçülür. Bağlanma

kuvvetinin değeri, pound/inch², kg/cm², MN/m² veya N/mm² (Mega paskal, MPa) olarak belirtilir ^(58, 159).

Dentinin bağlanma dayanımı değeri 10-50 MPa arasında değerlendirilmektedir. Bağlantı başarısızlıkları genellikle bu değerler arasında bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda tipik olarak dentindeki bağlanma dayanımı yaklaşık 10 MPa olarak bulunmuştur ^(160, 161).

2.7.2. Mikro Makaslama Testi

Mikro makaslama testi ilk olarak 2002 yılında araştırmacılara tanıtılmıştır ⁽¹⁶²⁾. Mikro makaslama bağlanma dayanımı test metodu bir tel yardımıyla veya farklı bir düzencek ile diş dokusunun ya da bir materyalin üzerine yerleştirilen örneklerin bağlanma dayanımlarının ölçüldüğü bir test metodudur ⁽¹⁵¹⁾. Bağlanma dayanımı, ölçülen materyallerin yüzey alanı 1 mm²'den daha küçüktür.

Test prosedürleri makro makaslama testi ile benzerlik gösterir. Makro makaslama testine göre, tek diş için ortalama değerin hesaplanabilmesi, bir diştten birden fazla test örneği elde edilebilmesi, düzensiz yüzey varlığında da testin yapılabilmesinin mümkün olması, örneklerin deneylerden sonra elektron mikroskopunda daha kolay incelenebilmesi gibi avantajları vardır ^(151, 163).

2.7.3. Makro Çekme (Tensile) Bağlantı Testleri

Çekme testlerinde kuvvet dağılımı makaslama testlerine göre daha homojendir. Bu da bağlanma testi sonuçları için çok daha kararlı sonuçlara yol açmaktadır ancak çekme testleri makaslama testlerine göre daha fazla teknik hassasiyet gerektirir ^(151, 164).

Makro çekme bağlanma dayanımı testlerinde, bağlanmış arayüzün yükleme eksenine dik olarak hizalanması çok önemlidir. Yükleme eksenine dik hizalanmayan kuvvet örneklerde bükülmeye neden olur. Ayrıca test cihazı, diş yüzeyi ve adeziv materyal arasındaki doğru konumunu test boyunca korumalıdır. Kuvvetin doğrultusundaki ya da örneğin konumundaki en ufak sapmalar kuvvet dağılımının uniform olmamasına ve sonucun etkilenmesine sebep olabilir. Ayrıca çekme testlerinde örnek hazırlanırken oluşabilecek mikro çatlaklar test sonucunu etkileyebilir. Düzensiz gerilme dağılımlarına bağlı olarak üst yapıda koheziv kırılmalar meydana gelebilmektedir ⁽¹⁶⁵⁾.

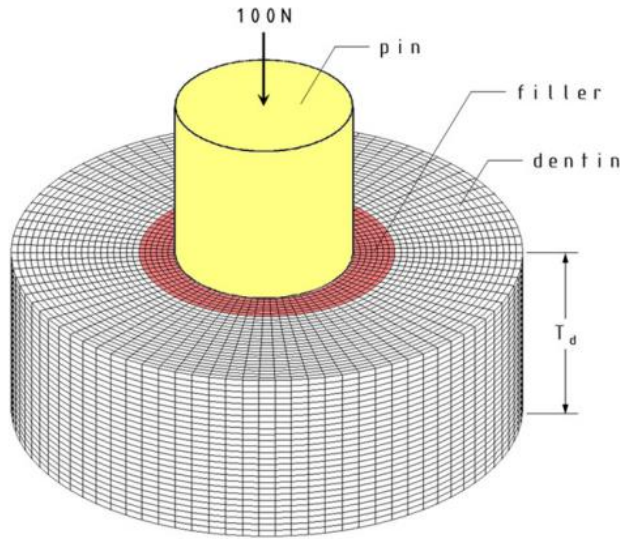
2.7.4. Mikro Çekme (Tensile) Testi

Mikro çekme testleri; esas örnekten elde edilen, yüzey alanı 1 mm² olan mikro barların iki ucundan yapıştırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar 1 mm/dak hızla çekilerek bağlantı direncinin kaydedildiği bir çeşit gerilim test yöntemidir ^(166, 167). Dentin bağlanma gücü değerleri 30 ila 50 MPa arasında değişmektedir ⁽¹⁵¹⁾.

Mikro ara yüzdeki çatlakların kritik boyutu, makro ara yüzden daha küçük olduğu için, mikro çekme bağlanma kuvvet testi yönteminin MPa cinsinden değeri makro çekme testlerinde bulunanlardan daha yüksektir ^(168, 169).

2.7.5. Push-out testi

Bağlanma kuvvetini ölçmek için kullanılan bir test yöntemidir. Yuvarlak dilim şeklinde hazırlanan dentinin üzerine çalışılacak materyal için uygun boyutta delik açılarak bu deliğe adeziv sistem ile birlikte materyal yerleştirilir ve materyalin çapıyla oranı 0,85'ten az olan sivri bir uçla materyale kuvvet uygulanır. Ayrılmanın meydana geldiği kuvvet ölçülür, MPa cinsinden değer kaydedilir ⁽¹⁷⁰⁾.



Şekil 4 ⁽¹⁷⁰⁾. Push-out test düzeneği

HİPOTEZ: Çalışmamızın sıfır hipotezleri;

- Powerfill kompozitlerin, Bluephase ışık cihazı ile 3 s ve 10 s polimerize edilmeleri arasında bağlanma dayanımı açısından fark beklenmemektedir,

- Geleneksel ve bulk-fill kompozitlerin Bluephase veya T-LED ışık cihazı ile polimerizasyonları ve farklı tabakalama kalınlıkları, bağlanma dayanımı açısından fark oluşturmaz.



3. MATERYAL VE METOT

Çalışmamızda, diş hekimliğinde kullanılan 2 farklı yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit ve 1 adet geleneksel mikrohibrit tipte kompozitin, 2. ve 3. nesil iki farklı LED ışık cihazı ile 3 farklı modda polimerizasyonu sonucu bağlanma dayanımlarının belirlenmesi ve birbirleri ile karşılaştırılması hedeflenmiştir.

Deneyler, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi Laboratuvarı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi Laboratuvarı ve Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi Laboratuvarı'nda *in vitro* koşullarda gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan sıgır dişleri, deneyin yapılacağı tarihe kadar nemliliklerini korumak için distile suda bekletilmiştir. Oluşabilecek hatayı en aza indirmek için örnekler aynı kişi tarafından hazırlanmıştır.

3.1. Test Materyalleri

Bu araştırmada 2 farklı yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit ve bir adet geleneksel mikrohibrit tipte kompozit rezin; polimerizasyon için bir adet 3. nesil bir LED ışık kaynağı ve bir adet 2. nesil LED ışık cihazı kullanılmıştır. Bu materyaller;

- Tetric PowerFill® (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) (Şekil 5)
- Tetric EvoCeram Bulk Fill® (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) (Şekil 6)
- Tetric EvoCeram® (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) (Şekil 7)
- Ivoclar Vivadent Bluephase Powercure® LED (Polywave) (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) (Şekil 8)
- T-LED LCU (Monowave) (Guilin Woodpecker Medical Instrument, China) (Şekil 9)



Şekil 5. Tetric PowerFill® (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein)



Şekil 6. Tetric EvoCeram Bulk Fill® (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein)



Şekil 7. Tetric EvoCeram® (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein)



Şekil 8. Ivoclar Vivadent Bluephase Powercure® LED (Polywave) (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein)



Şekil 9. T-LED LCU (Monowave) (Guilin Woodpecker Medical Instrument, China)

Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin içerikleri, özellikleri ve üretici firma bilgileri Tablo 2’de; kullanılan ışık cihazı, özellikleri ve üretici firma bilgileri Tablo 3’te verilmiştir.

Tablo 2. Kullanılan materyaller ve özellikleri

KOMPOZİT REZİN	REZİN MATRİKS	DOLDURUCU	DOLDURUCU ORANI (Hacim)	ÜRETİCİ FİRMA
Tetric PowerFill®	Bis-GMA, UDMA, Bis- EMA, aromatik dimetakrilat, DCP	Ba-Al-Si cam, kopolimer, iterbiyum triflorür	%60-70 (%18dimetakrilat monomer içerik) Ağırlıkça (%79)	Ivoclar Vivadent (Schaan,Liechtenstein)
Tetric EvoCeram® Bulk Fill	Bis-GMA, UDMA, Bis- EMA	Ba-Al-Si-cam, prepolimerize doldurucu, sferik karışık oksit	%60-61 (%17 prepolimer içerik) Ağırlıkça (%79-81)	Ivoclar Vivadent (Schaan,Liechtenstein)
Tetric EvoCeram®	Bis-GMA, UDMA, Bis- EMA	Ba cam, iterbiyum triflorür, sferik karışık oksit, prepolimerize inorganik doldurucu	%53-76 (%7-20 prepolimer içerik) Ağırlıkça (%82-83)	Ivoclar Vivadent (Schaan,Liechtenstein)

Tablo 3. Işık cihazı, dalga boyu, uygulama modu, uygulama süreleri ve üretici firma isimleri

POLİMERİZASYON CİHAZI	DALGA BOYU	IŞIK ŞİDDETİ	ÜRETİCİ FİRMA
IvoclarVivadent Bluephase® LED (Polywave)	385-515 nm	3s PowerCure Mod: 3050 mW/cm ² ± 10% Turbo Mod: 2100 mW/cm ² ± 10% High Power Mod: 1200 mW/cm ² ± 10% PreCure Mod: 950 mW/cm ² ± 10%	Ivoclar Vivadent (Schaan,Liechtenstein)
T-LED LCU (Monowave)	430-480 nm	Standart Mod: 1000 mW/cm ²	Guilin Woodpecker Medical Instrument, (China)

3.2. Güç Analizi

%95 güven (1- α), %85 test gücü (1- β) ve etki büyüklüğü $f=0,413$ alındığında her bir grupta en az 10 örnek değerinin alınması gerektiği tespit edilmiştir.

“Referans: Misilli T., Gonulol N., Cabadağ O.G., Almasifar L., Misilli U. (2019) The effect of curing lights and modes on dentin bond strength of bulk-fill composites applied in different thickness, Journal of Adhesion Science and Technology, 33:20, 2281-2291.”

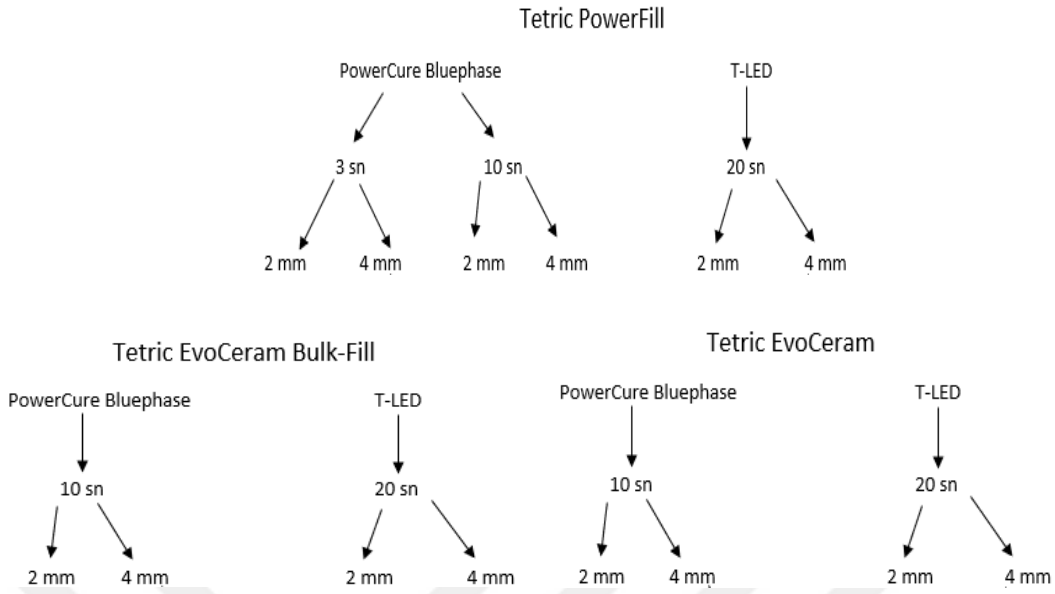
Makaslama bağlantı testi uygulanacak olan örneklerin hazırlanmasında, 3 mm çapında, 2 ve 4 mm yüksekliğinde ISO4049:2009 spesifikasyonu esas alınarak paslanmaz çelik kalıplar hazırlanmıştır (Şekil 10).



Şekil 10. Paslanmaz çelik kalıplar

3.3. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda gruplar temel olarak 3 farklı kompozit grubu, 2 farklı polimerizasyon yöntemi ve her bir kompozit grubunun 2 farklı tabakalama kalınlığı olacak şekilde tasarlandı. Sadece Powerfill kompozit, diğer kompozitlerden farklı olarak üçüncü bir alt grupta 2 farklı tabakalama kalınlığında, farklı bir polimerizasyon yöntemi ile polimerize edilerek toplamda 14 grup oluşturuldu. Her grup için 10 adet olmak üzere toplamda 140 örnek hazırlandı. Grupların oluşturulma krokisi Şekil 11’de gösterilmiştir.



Şekil 11. Grupların oluşturulma krokisi

Çalışmamızda 140 adet taze çekilmiş mandibular kesici sığır dişi toplanmış, 7 gün süreyle dezenfeksiyon amacıyla %0,5 kloramin-T çözeltisi içinde bekletilmiştir. Sığır dişi kronları, su soğutması altında, bir elmas testere kullanılarak mine-sement birleşiminin 1 mm apikalinden köklerden ayrılmıştır. Ardından sığır dişi kronları, üretici firmanın önerdiği oranlarda karıştırılarak, kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezine, kronun orta üçlüsü açıkta kalacak şekilde gömülüp akrilik bloklar oluşturulmuştur.

Düz ve pürüzsüz, standart dentin yüzeyleri elde etmek için dişlerin mine tabakaları, dişin uzun eksenine paralel, su soğutması altında 200, 600 ve 1200 gridlik silikon karbid zımparalar (English abrasives, English Abrasives Ltd., İngiltere) ile zımpara makinasında (Phoenix Beta, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) zımparalanarak yüzeyel dentin açığa çıkarılmıştır. Sığır dişi kronunun orta üçlüsünde 5x5 mm dentin levhaları elde edilmiştir. (Şekil 12-13)



Şekil 12. Açığa çıkarılmış dentin sığır dentin yüzeyi



Şekil 13. Phoenix Beta zımpara makinası (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD)

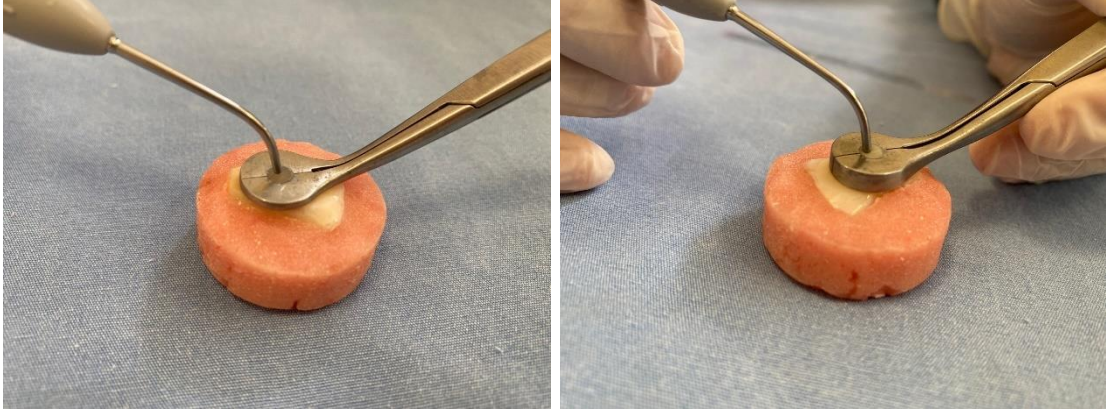
3.3.1. Örneklerin Restore Edilmesi

Bütün örneklerde adeziv olarak Adhese Universal (Ivoclar Vivadent) kullanılmıştır. Adhese Universal, dentin yüzeylerine kullanıcı firma talimatlarına uygun olarak tek kullanımlık aplikatör ile 20 s ovalayarak uygulanmış, ardından dentin yüzeyinde hareketsiz ve parlak bir film tabakası halinde kalana kadar susuz basınçlı hava ile kurutulup polimerize edilmiştir. Powerfill grubundaki örneklerden 20 tanesine uygulanan Adhese Universal (Ivoclar Vivadent) “3 s PowerCure sistem” talimatlarına göre 3s Powercure modunda ($3050 \text{ mW/cm}^2 \pm 10\%$) 3 s polimerize edilirken; diğer 120 örneğe uygulanan adeziv standart firma talimatlarına göre High Power ($1200 \text{ mW/cm}^2 \pm 10\%$) modunda 10 s uygulanmıştır. (Şekil 14)



Şekil 14. Örneklere adeziv uygulanması

Örneklerin 60 tanesi PowerFill kompozit ile restore edilmiştir. Kompozit rezinlerin uygulaması sırasında her örneğin dentin yüzeyine, hazırlanan metal kalıp yerleştirilmiş ve kompozitler tek bir araştırmacı tarafından uygulanıp, matris ve cam preparat ile kaplanmıştır. (Şekil 15)



Şekil 15. Örneklerin 2 ve 4 mm’lik paslanmaz çelik kalıplar yardımıyla kompozit restorasyonu

Powerfill grubundaki 20 örnek, tabakalama kalınlığına göre 2 ve 4 mm’lik iki alt gruba ayrılmış, “3s PowerCure sistem” talimatlarına göre Bluephase polimerizasyon cihazının “3s PowerCure” modunda 3050 mW/cm^2 ışık gücü ile 3 s polimerize edilmiştir. Powerfill grubundaki kalan 40 örnek, ışık cihazına göre 2 alt gruba ayrılmıştır. Buna göre 20 örnek, tabakalama kalınlığı 2 veya 4 mm olacak şekilde 2 alt gruba ayrılarak, Bluephase ışık cihazının High Power modunda 1200 mW/cm^2 ile 10 s; kalan 20 örnek de aynı şekilde iki farklı tabakalama kalınlığında (2 ve 4 mm) T-LED ışık cihazının standart modunda 1000 mW/cm^2 ile 20 s polimerize edilmiştir.

Kalan 40 örnek Tetric EvoCeram geleneksel nanohibrit kompozit ile 40 örnek de Tetric EvoCeram Bulk Fill kompozit ile restore edilmiştir. Tetric EvoCeram ve EvoCeram Bulkfill kompozit gruplarındaki 40 örnek, ışık cihazına göre yine 2 alt gruba ayrılmıştır. Örnekler tabakalama kalınlığına göre 2 ve 4 mm olarak kendi içlerinde tekrar iki alt gruba ayrılarak, Bluephase ışık cihazının High Power modunda 1200 mW/cm^2 ile 10 s, T-LED ışık cihazının standart modunda 1000 mW/cm^2 ile 20 s polimerize edilmiştir.

Tetric EvoCeram geleneksel nanohibrit kompozitin 4 mm uygulaması sırasında, kullanıcı firma talimatlarına uygun olarak 2 mm’lik tabakalama kalınlıklarında çift tabaka şeklinde uygulanmıştır. Powerfill ve EvoCeram Bulkfill kompozitleri ise yine kullanıcı firma talimatlarına uygun olarak bulk-fill tekniği ile kütsel tek tabaka olarak uygulanmıştır. Kompozit disklerin polimerizasyonu sırasında, ışık kaynağının ucu cam lamel üzerine direkt temas ettirilerek ışık uygulama mesafesi minimum olacak şekilde standardize edilmiştir. (Şekil 16)



Şekil 16. Restorasyonu tamamlanmış örnek

Kompozit rezinlere uygulanan toplam enerji yoğunluğu “Toplam enerji (mJ/cm^2) = ışık yoğunluğu (mW/cm^2) x ışık uygulama süresi (s)” formülüyle hesaplanarak aşağıdaki gibi belirlenmiştir. (Şekil 17)

- **2. nesil T-LED standart mod:** $1000 \text{ mW}/\text{cm}^2 \times 20 \text{ s} = 20 \text{ J}/\text{cm}^2$ (A)
- **3. nesil Bluephase Powercure “3 s PowerCure” mod:** $3050 \text{ mW}/\text{cm}^2 \times 3 \text{ s} = 9,15 \text{ J}/\text{cm}^2$ (B)
- **3. nesil Bluephase Powecure “High Power” mod:** $1200 \text{ mW}/\text{cm}^2 \times 10 \text{ s} = 12 \text{ J}/\text{cm}^2$ (C)



Şekil 17. Kullanılan ışık cihazlarının ve polimerizasyon modlarının ışık yoğunluğunun ölçümü (Sırasıyla A-B-C)

3.4. Termal Yaşlandırma İşlemi

Hazırlanan örnekler 24 saat 37°C distile suda bekletilmiş ve sonrasında termal siklus cihazında (SD Mechatronik Thermocycler, Germany) +5°C /+55°C'lik banyolarda 30 s bekleme ve havuzlar arası geçiş 5 s olacak şekilde 5000 kez termal eskitme işlemine tabi tutulmuştur. (Şekil 18)



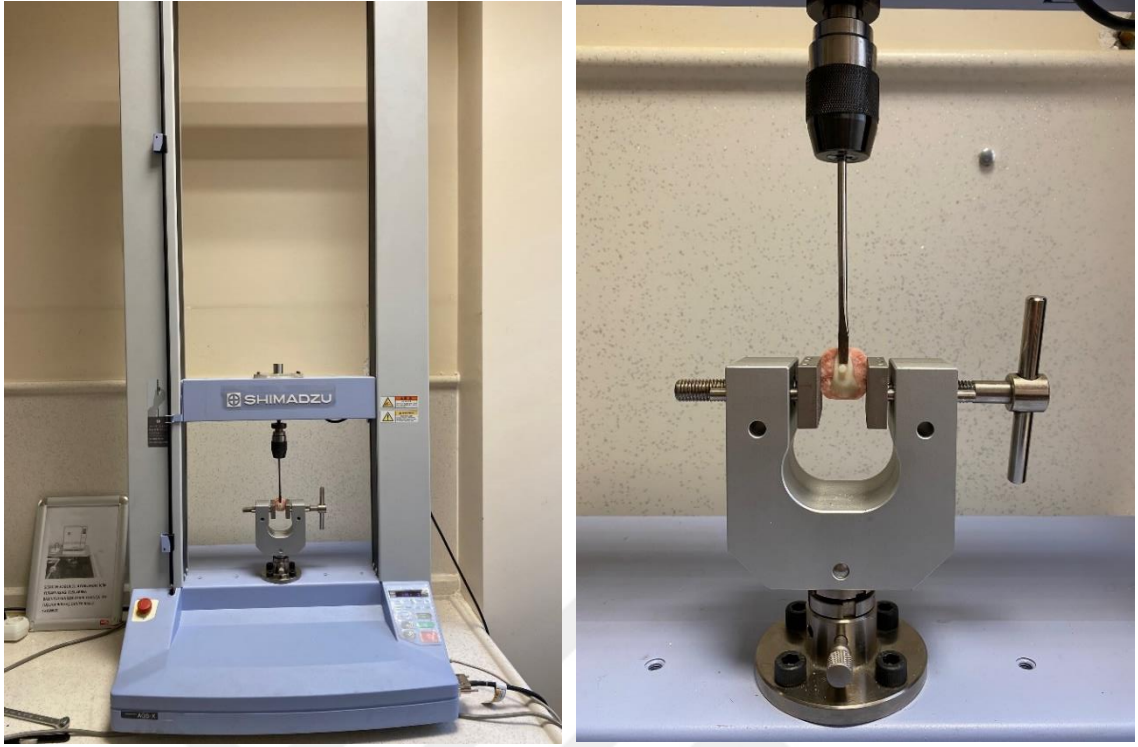
Şekil 18. Termal siklus cihazı (SD Mechatronik Thermocycler, Germany)

3.5. Makaslama Bağlanma Testinin Uygulanması

Makaslama bağlantı testi, Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan universal test cihazı (AG-IS, Shimadzu, Japonya) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Keski şeklinde olan künt uygulama ucu rezin bağlantı arayüzüne paralel olacak şekilde adeziv arayüze en yakın şekilde yerleştirilmiştir. (Şekil 19)

Örneklere kopma oluncaya kadar 1 mm/dk yükleme hızıyla kuvvet uygulamıştır. Kopma anındaki kuvvet Newton (N) biriminde tespit edilmiştir. Elde edilen bu değerleri, bağlantı alanına bölerek aşağıdaki formüle göre megapaskal (MPa) birimiyle bağlanma dayanımı hesaplanmıştır.

$$\sigma = P/A \quad P: \text{Kopma anındaki kuvvet } N \text{ (Newton)} \quad A: \text{Bağlantı alanı (mm}^2\text{)}$$

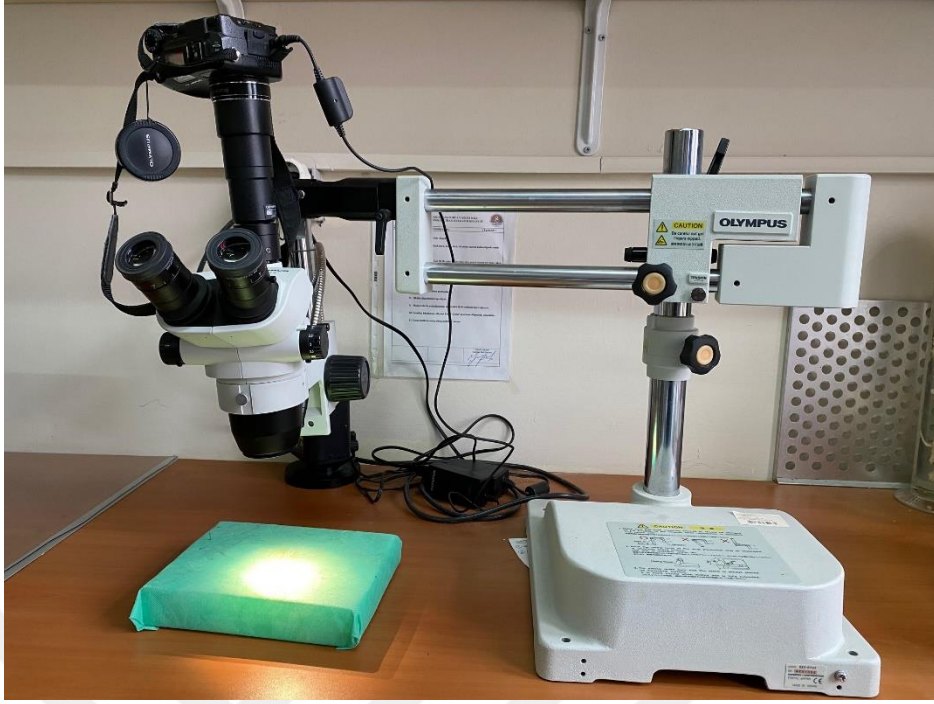


Şekil 19. Üniversal test cihazı (AG-IS, Shimadzu, Japonya)

3.6. Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi

Makaslama bağlantı testi sonucu oluşan başarısızlık tiplerini belirlemek amacıyla kopma yüzeyleri stereomikroskop (Olympus-SZ61, Tokyo, Japonya) kullanılarak 20x büyütmede incelenmiş ve başarısızlık tipleri üç grup altında incelenmiştir; adeziv, koheziv ve karışık (adeziv + koheziv) başarısızlık. (Şekil 20)

- **Adeziv başarısızlık:** Sığır dentin yüzeyi ile kompozit rezin materyali arasında adeziv kopma olarak incelendi.
- **Koheziv başarısızlık:** Sığır dentin yüzeyi ve kompozit rezin materyalin kendi içindeki koheziv kopma olarak incelendi.
- **Karışık (Miks) başarısızlık:** Adeziv ve koheziv kopmanın bir arada görüldüğü başarısızlık tipi olarak incelendi.



Şekil 20. Olympus- SZ61 Stereomikroskop

İstatistiksel Yöntem

Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk testi ile analiz edildi. Kompozit, kalınlık ve süreye göre bağlanma dayanımı değerlerinin karşılaştırılmasında 3 yönlü varyans analizi kullanıldı. Çoklu karşılaştırmalarda Tukey HSD testinden yararlanıldı. Analiz sonuçları ortalama $\pm$ standart sapma olarak sunuldu. Önem düzeyi $p < 0,05$ alındı.

4.BULGULAR

4.1) Tetric Powerfill Kompozitin “3s Powercure” Modu Uygulaması Sonucu Bağlantı Değerlerinin Karşılaştırılması

Çalışmamızda hazırlanan 20 örneğin Bluephase ışık cihazının “3 s PowerCure (3050 mW/cm² ± %10)” modu uygulaması sonucunda makaslama bağlanma dayanım testi sonuçları ve istatistiksel analiz bulguları Tablo 4 ve 5’te gösterilmektedir.

Tablo 4. Tetric Powerfill kompozitlerin Bluephase ışık cihazı uygulaması sonucunda elde edilen ölçümlerinin süre ve kalınlık açısından değerlendirilmesi

	KARELER TOPLAMI	SD	KO	F	P	KİSMİ ETA KARE
Kalınlık	57,963	1	57,963	1,931	0,173	0,051
Süre	309,953	1	309,953	10,327	0,003	0,223
Kalınlık* Süre	148,172	1	148,172	4,937	0,033	0,121

KT: kareler toplamı; SD: serbestlik derecesi; KO: kareler ortalaması; F: 2 yönlü varyans analizi test istatistiği

Tablo 5. Tetric Powerfill kompozitlerin, Bluephase ışık cihazı uygulaması ile elde edilen ölçümlerinin süre ve kalınlığa göre tanımlayıcı istatistikleri ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Süre	Tabakalama Kalınlığı	
	2 mm	4 mm
3 s	22,56 ± 4,74 ^{ab}	16,30 ± 4,07 ^a
10 s	24,28 ± 5,36 ^b	25,72 ± 7,24 ^b

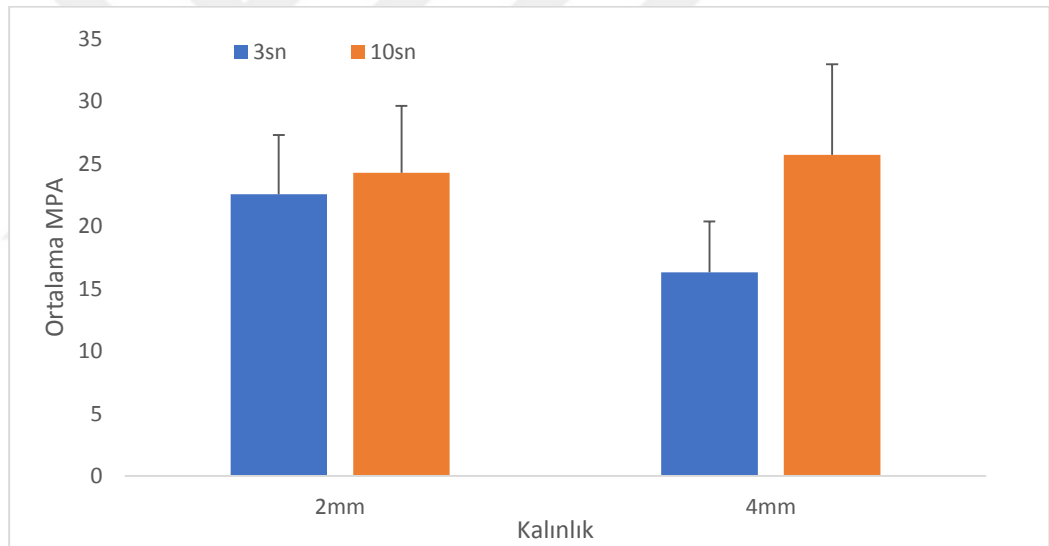
^{a-b} Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

Yapılan iki yönlü varyans analizi, bağlanma dayanımı değerleri üzerinde tabakalama kalınlığının önemli bir etkisi olmadığını (=0,173), ancak polimerizasyon süresi (0.003) ve tabakalama kalınlığı*polimerizasyon süresi interaksiyonunun (0.033) anlamlı bir etki oluşturduğunu göstermiştir (Tablo 4).

2 mm tabakalama kalınlığında 3 s Powercure uygulama sonucunda elde edilen değer 22,56 MPa iken; 2 mm tabakalama kalınlığında, 10 s High Power uygulama

sonucunda elde edilen değer 24,28 MPa olarak belirlenmiştir. 4 mm tabakalama kalınlığında, 3 s Powercure uygulama elde edilen değer 16,30 MPa iken, 10 s High Power uygulama sonucu elde edilen değer 25,72 MPa olarak belirlenmiştir. 2 mm tabakalama kalınlığında uygulandığında, polimerizasyon süreleri açısından bağlanma dayanımı değerleri arasında anlamlı bir farklılık gözlenmezken, 4 mm tabakalama kalınlığında 3 s Powercure yöntemiyle elde edilen bağlanma dayanımı, 10 s High Power uygulama ile elde edilen değerden anlamlı derece düşüktü.

4 mm tabakalama kalınlığında 10 s High Power uygulama ile, 2 mm tabakalama kalınlığında 3 s Powercure ya da 10 s High Power uygulama arasında fark bulunmamıştır. Ayrıca 2 mm tabakalama kalınlığında 3 s Powercure uygulama ile 4 mm tabakalama kalınlığında 3 s Powercure uygulama arasında da fark bulunmamaktadır.



şekil 21. Tetra Powerfill kompozitin, Bluephase “3s Powercure” modu uygulaması sonucu bağlanma dayanımı değer grafiği

4.2) Kompozit Rezin Gruplarının Farklı Işık Kaynakları ile Farklı Sürelerde Polimerizasyonları Sonucu Bağlantı Değerlerinin Karşılaştırılması

Çalışmamızda hazırlanan 120 rneğin Bluephase ışık cihazının “10 s High Power (1200 mW/cm² ± %10)” ve T-LED ışık cihazının standart (1000 mW/cm² ± %10) modu uygulamaları sonucunda makaslama bağlanma dayanım testi sonuçları ve istatistiksel analiz bulguları Tablo 6 ve 7’de gösterilmektedir.

Tablo 6. Kompozit rezin, tabakalama kalınlığı ve polimerizasyon süresine göre bağlanma dayanımı değerlerinin 3 yönlü varyans analizi ile incelenmesi

	KT	SD	KO	F	P	KİSMİ ETA KARE
Kompozit rezin	830,717	2	415,359	15,359	<0,001	0,221
Tabakalama kalınlığı	880,066	1	880,066	32,543	<0,001	0,232
Polimerizasyon süresi	240,772	1	240,772	8,903	0,004	0,076
Kompozit*Kalınlık	186,111	2	93,055	3,441	0,036	0,060
Kompozit*Süre	361,330	2	180,665	6,681	0,002	0,110
Kalınlık*Süre	166,047	1	166,047	6,140	0,015	0,054
Kompozit*Kalınlık*Süre	43,540	2	21,770	0,805	0,450	0,015

KT: kareler toplamı; SD: serbestlik derecesi; KO: kareler ortalaması; F: 3 yönlü varyans analizi test istatistiği

Tablo 7. Kompozit rezin, tabakalama kalınlığı ve polimerizasyon sürelerine göre bağlanma dayanımı değerlerine ait tanımlayıcı istatistiksel değerler ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Kompozit rezin	Tabakalama kalınlığı	Polimerizasyon süresi		Ortalama
		Bluephase 10 s	T-Led 20 s	
Tetric EvoCeram	2 mm	17,83 ± 3,71	22,62 ± 6,38	20,22 ± 5,64 ^{AB}
	4 mm	12,66 ± 1,36	11,73 ± 3,85	12,19 ± 2,85 ^C
	Ortalama	15,24 ± 3,80 ^Z	17,17 ± 7,58 ^Z	16,21 ± 6,00 ^a
Tetric EvoCeram Bulk Fill	2 mm	26,52 ± 7,45	23,03 ± 3,27	24,78 ± 5,88 ^A
	4 mm	21,06 ± 5,35	16,19 ± 3,57	18,63 ± 5,08 ^B
	Ortalama	23,79 ± 6,90 ^{XY}	19,61 ± 4,84 ^{YZ}	21,70 ± 6,25 ^b
Tetric PowerFill	2 mm	24,28 ± 5,36	21,54 ± 6,27	22,91 ± 5,85 ^{AB}
	4 mm	25,72 ± 7,24	15,97 ± 5,06	20,84 ± 7,87 ^{AB}
	Ortalama	25,00 ± 6,24 ^X	18,75 ± 6,23 ^Z	21,87 ± 6,92 ^b
Genel Ortalama	2 mm	22,88 ± 6,67 ^X	22,40 ± 5,34 ^X	22,64 ± 5,99
	4 mm	19,81 ± 7,48 ^X	14,63 ± 4,57 ^Y	17,22 ± 6,68
	Ortalama	21,34 ± 7,19	18,51 ± 6,29	19,93 ± 6,88

^{a-b} Aynı harfe sahip kompozitler arasında fark yoktur; ^{A-C} Aynı harfe sahip kompozit ve kalınlık etkileşimleri arasında fark yoktur; ^{X-Z} aynı harfe sahip kompozit ve süre etkileşimleri arasında fark yoktur; ^{X-Y} aynı harfe sahip kalınlık ve süre etkileşimleri arasında fark yoktur.

Üç yönlü ANOVA sonuçları, “kompozit rezin”, “tabakalama kalınlığı” ve “polimerizasyon süresi” olmak üzere üç ana faktör (sırasıyla <0,001; <0,001; =0,004) yanında, “kompozit rezin*tabakalama kalınlığı” (p=0,036), “kompozit rezin*polimerizasyon süresi” (p=0,002) ve “tabakalama kalınlığı*polimerizasyon

süresi” ($p=0,015$) etkileşimlerinin bağlanma dayanımı değerleri üzerindeki etkisinin istatistiksel olarak belirgin, ancak “kompozit rezin*tabakalama kalınlığı*polimerizasyon süresi” üçlü etkileşiminin anlamlı olmadığını ortaya koymuştur ($p=0,450$). En yüksek bağlanma dayanımı değeri Tetric EvoCeram Bulk Fill kompozitin Bluephase ışık cihazı ile 10 s High Power modunda 2 mm tabakalama kalınlığında ($26,52 \pm 7,45$ MPa) elde edilirken; en düşük bağlanma dayanımı değeri Tetric EvoCeram kompozitin T-LED ışık cihazı ile 20 s 4 mm tabakalama kalınlığında ($11,73 \pm 3,85$ MPa) elde edilmiştir (Tablo 6).

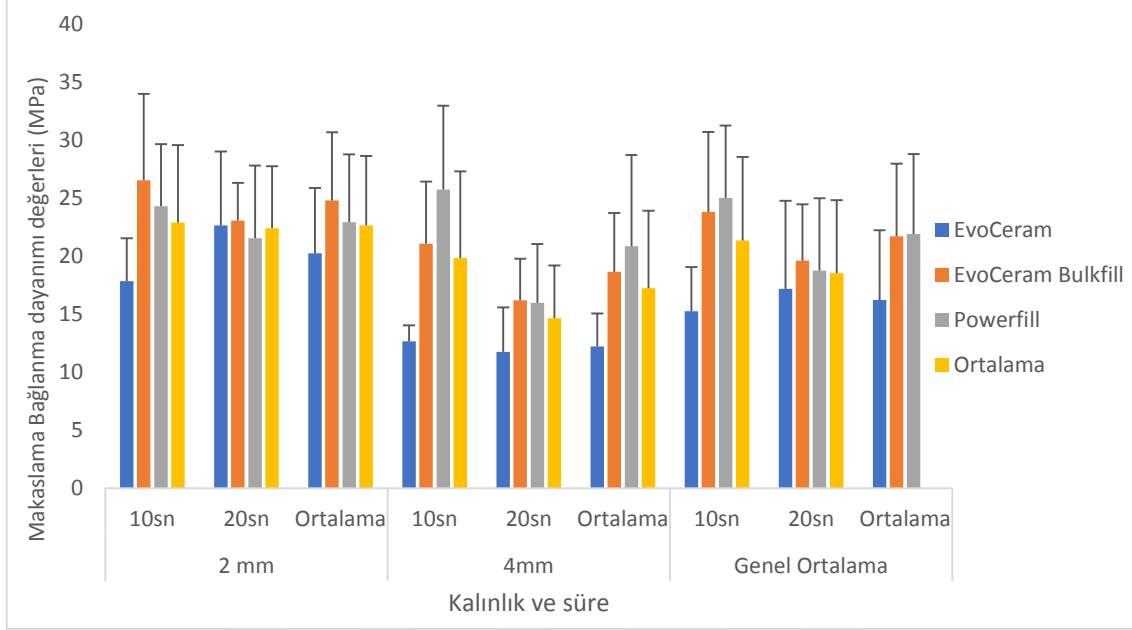
Kompozit rezin*tabakalama kalınlığı etkileşimine göre bağlanma dayanımı değerleri incelendiğinde, hem Tetric EvoCeram geleneksel kompozit hem de EvoCeram Bulk Fill kompozit grupları için 2 mm’lik tabakalama kalınlığı ile 4 mm’lik tabakalama kalınlığına göre belirgin daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri tespit edildi. Diğer yandan, Tetric EvoCeram kompozitin 4 mm tabakalama kalınlığında elde edilen bağlanma dayanımı değeri, diğer tüm kompozit rezin ve tabakalama kalınlığı etkileşimlerinden daha düşüktü. Tetric Powerfill grubunda ise kullanılan polimerizasyon cihazı/süresi farketmeksizin 2 veya 4 mm’lik uygulamalarda bağlanma dayanımları arasında belirgin bir fark gözlenmedi ($p>0,05$).

Kompozit rezin*polimerizasyon süresi etkileşimlerinin bağlanma dayanımı değerlerine etkisi incelendiğinde, en yüksek değeri Bluephase High Power 10 s moduyla polimerize edilen Tetric Powerfill göstermiş ($25,00 \pm 6,24$), bu grubu aynı cihaz/sürede polimerize edilen EvoCeram Bulk Fill takip etmiştir ($23,79 \pm 6,90$). En düşük değerler ise T-LED 20 s ($17,17 \pm 7,58$) ve Bluephase 10 s High Power ($15,24 \pm 3,80$) moduyla polimerize edilen Tetric Evoceram kompozit gösterirken, T-LED 20 s ve Bluephase 10 s High Power grupları arasında istatistiksel olarak fark gözlenmemiştir.

Tabakalama kalınlığı*polimerizasyon süresi etkileşimleri incelendiğinde, en düşük bağlanma dayanımı değerinin, kullanılan kompozit rezin farketmeksizin 4 mm’lik uygulamalarda polimerizasyonun T-LED 20 s ile ($14,63 \pm 4,57$) gerçekleştirildiğinde açığa çıktığı tespit edilirken, diğer tüm ikili etkileşimler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığa rastlanmamıştır ($p>0,05$).

Kompozit rezin*tabakalama kalınlığı*polimerizasyon süresi etkileşimi, bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı bir etki oluşturmamıştır ($p=0,450$). Kısmi eta kare

değerlerine göre MPa değerleri üzerine tabakalama kalınlığının etkisinin daha fazla olduğu (Kısmi Eta Kare= 0,232), sonrasında ise kompozit rezinlerin etkisinin daha yüksek olduğu (Kısmi Eta Kare= 0,221) tespit edilmiştir.



Şekil 22. Kompozit rezin gruplarının, Bluephase “10 s High Power” ve T-LED 20 s uygulamaları sonucu ortalama bağlanma dayanımı değer grafiği

4.3) Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Sonrası Kopma Tiplerinin Karşılaştırılması

Makaslama bağlanma dayanım testi sonrasında örnek yüzeylerinden stereomikroskop ile belirlenen kopma tipleri Tablo 8’de özetlenmiştir. (Şekil 23, 24 ve 25).

Tablo 8. Makaslama bağlanma dayanım testi sonrası oluşan kopma tiplerinin dağılımı

Kompozit rezin	Tabakalama kalınlığı	Polimerizasyon Süresi								
		3 s			10 s			20 s		
		Adeziv	Miks	Koheziv	Adeziv	Miks	Koheziv	Adeziv	Miks	Koheziv
Tetric EvoCeram	2 mm				7	2	1	8	2	0
	4 mm				10	0	0	10	0	0
Tetric EvoCeram Bulk Fill	2 mm				7	1	2	7	2	1
	4 mm				6	0	4	7	2	1
Tetric Powerfill	2 mm	6	2	2	6	2	2	7	0	3
	4 mm	10	0	0	6	2	2	9	1	0

Kopma tipleri incelendiğinde toplam 140 örnekte;

- Adeziv tip kırık: 106
- Koheziv tip kırık: 18
- Miks tip kırık: 16 adet görülmüştür.

Tüm gruplarda kompozit rezin, polimerizasyon süresi ve tabakalama kalınlığı fark etmeksizin en çok adeziv tip kırık görülmüştür.

Kırık tiplerini gruplara göre sınıflandırdığımızda:

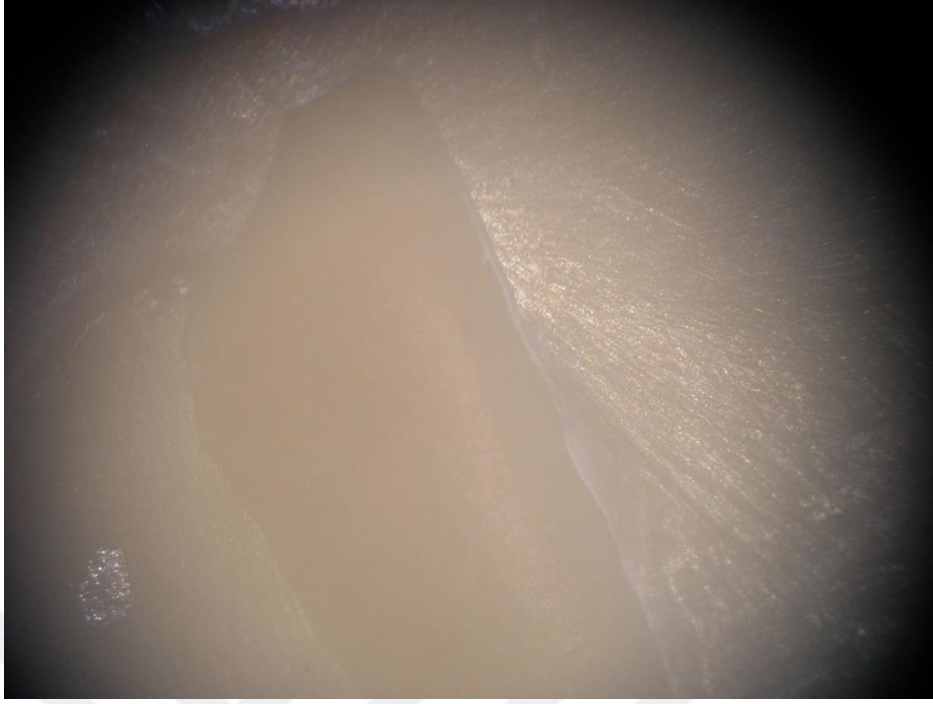
- Tetric EvoCeram;
 - Bluephase 10 s High Power, 2 mm uygulamada; 7 adeziv, 2 miks, 1 koheziv tip kırık görülürken;
 - Bluephase 10 s High Power, 4 mm uygulamada; tüm örneklerde adeziv tip kırık görülmüştür.
 - T-LED 20 s, 2 mm uygulamada; 8 adeziv, 2 miks tip kırık görülürken;
 - T-LED 20 s, 4 mm uygulamada; tüm örneklerde adeziv tip kırık görülmüştür.
- Tetric EvoCeram Bulk Fill;
 - Bluephase 10 s High Power, 2 mm uygulamada; 7 adeziv, 1 miks, 2 koheziv tip kırık görülürken;
 - Bluephase 10 s High Power, 4 mm uygulamada; 6 adeziv, 4 koheziv tip kırık görülmüştür.
 - T-LED 20 s, 2 mm uygulamada; 7 adeziv, 2 miks, 1 koheziv tip kırık görülürken;
 - T-LED 20 s, 4 mm uygulamada; 7 adeziv, 2 miks, 1 koheziv tip kırık görülmüştür.
- Tetric PowerFill;
 - Bluephase 3 s Powercure, 2 mm uygulamada; 6 adeziv, 2 miks, 2 koheziv tip kırık görülürken;
 - Bluephase 3 s Powercure, 4 mm uygulamada; tüm örneklerde adeziv tip kırık görülmüştür.

- Bluephase 10 s High Power, 2 mm uygulamada; 6 adeziv, 2 miks, 2 koheziv tip kırık görülürken;
- Bluephase 10 s High Power, 4 mm uygulamada; 6 adeziv, 2 miks, 2 koheziv tip kırık görülmüştür.
- T-LED 20 s, 2 mm uygulamada; 7 adeziv, 3 koheziv tip kırık görülürken;
- T-LED 20 s, 4 mm uygulamada; 9 adeziv, 1 miks tip kırık görülmüştür.

Stereomikroskop Görüntüleri



Şekil 23. Adeziv kırık tipi görülen rastgele seçilmiş bir örneğin x20 büyütmedeki stereomikroskop görüntüsü



Şekil 24. Koheziv kırık tipi görülen rastgele seçilmiş bir örneğin x20 büyütmedeki stereomikroskop görüntüsü



Şekil 25. Miks kırık tipi görülen rastgele seçilmiş bir örneğin x20 büyütmedeki stereomikroskop görüntüsü

5.TARTIŞMA

- PowerFill kompozitlerin, Bluephase ışık cihazı ile 3 s ve 10 s uygulamaları arasında bağlanma dayanımı açısından fark beklenmemektedir.” olarak belirlenen ilk sıfır hipotezimiz kısmen reddedilmiştir.
- “Geleneksel ve bulk-fill kompozitlerin Bluephase veya T-LED ışık cihazı ile polimerizasyonları ve farklı tabakalama kalınlıkları, bağlanma dayanımı açısından fark oluşturmaz.” olarak belirlenen ikinci sıfır hipotezimiz de çalışma sonuçlarına göre kısmen reddedilmiştir.

Kompozit rezinler, yeterli estetik-mekanik özellikleri, kolay kullanımları, seramiklere kıyasla düşük maliyetleri ve diş yapısı ile bağlanma kabiliyetleri nedeniyle günlük klinik uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır ⁽³⁴⁾. Bowen tarafından 1960’lı yıllarda ilk rezin esaslı kompozitlerin tanıtıldığı tarihten itibaren, üreticiler bu restoratif materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirebilmek için halen daha günümüzde çalışmalarını sürdürmektedirler ⁽¹⁷¹⁾.

Kompozit rezinlerin materyal kimyasındaki güncel gelişmelere rağmen, polimerizasyon büzülmesi ve yeterli ışık penetrasyon derinliğinin oluşamaması gibi problemler devam etmektedir ⁽¹⁷²⁻¹⁷⁴⁾. Ayrıca polimerizasyon büzülmesi ile oluşan hacimsel değişiklikler, diş ile adeziv yüzey arasında stresin oluşumuna öncülük eder. Oluşan bu stres marjinal bütünlüğü tehlikeye atabileceği gibi, mikrosızıntı, bakteri invazyonu, pulpal irritasyon ve diş dokusunda defekt oluşumuna sebebiyet verebilir ^(175, 176).

Kompozitlerin polimerizasyonu sırasında yeterli ışık penetrasyon derinliğinin oluşmaması, kompozitin uzun dönem başarısı açısından oldukça önem taşır. Yetersiz polimerizasyon derinliği, kompozit rezinin içerisindeki bileşenlerin ağız ortamına ulaşmasına sebep olabilir ⁽¹⁷⁷⁾. Bu bileşenlerden biri olan polimerize olamamış artık monomerler polimerizasyon sonrası oluşabilecek hassasiyeti artırabilir. Ayrıca yetersiz fiziksel özelliklerin oluşması kompozit rezinin istenilen mekanik özelliklere ve dayanıma ulaşmadan erken kaybedilmesine sebep olabilir ^(178, 179).

Geleneksel kompozit rezinlerin, etkili ışık iletimi ve yeterli polimerizasyon elde etmek için 2 mm'den fazla olmayan kalınlıklarda tabakalı olarak uygulanması önerilmiştir ⁽⁹⁵⁾. Park ve ark. yapmış oldukları çalışma sonucunda, kompozit

tabakalarının 2 mm kalınlığında uygulanmasının altın standart olduğunu belirtmiştir ⁽⁹⁶⁾. Ceballos ve ark.,'nın kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliğini incelediği bir çalışmada, kompozitlerin halojen ve LED ışıklar kullanılarak, en fazla 2,5 mm'lik tabakalama kalınlığında polimerize edilmesi gerektiği sonucuna ulaşmışlardır ⁽¹⁸⁰⁾.

Kompozit rezinlerin tabakalı uygulamaları sırasında kontaminasyon gibi birtakım riskler oluşabilir ^(97, 98, 104, 181). Ayrıca küçük boşluklara sınırlı erişim nedeniyle, kompozitin kaviteye yerleştirilmesinin zorluğu gibi dezavantajlar da oluşturabilir ⁽¹⁸²⁾. Bu problemlerin üstesinden gelmek için, kompozit materyalinin kütle halinde uygulanabileceği görüşü ortaya çıkmış ve materyalin kimyasal bileşimi ve doldurucu partikül yapısı modifiye edilerek "Bulk-fill" kompozitler tanıtılmıştır ⁽⁹⁹⁾. Bulk-fill kompozitlerin tanıtılması, kompozit rezinlerdeki tabakalar arası bağlanmada başarısızlık, tabakalar arası boşluk oluşma ve uygulama sırasında kontaminasyon gibi dezavantajları ortadan kaldırmıştır.

Son zamanlarda popüler olan bulk-fill kompozit rezinler, restorasyon sürecini hızlandırmak için tek seferde 4 veya 5 mm'ye kadar polimerize olarak daha kısa uygulama süresi sağlamaktadır. Bu nedenle, bulk-fill kompozit uygulamalarının, kompozit rezinin tabakalı yerleştirilmesindeki eksikliklerin üstesinden geldiği iddia edilmiştir. Bu tekniğin en önemli avantajlarından biri restoratif prosedürü basitleştirmesi ve böylece diş hekimleri için özellikle derin ve geniş kavitelerde klinik zaman tasarrufu sağlamasıdır ⁽¹⁰⁴⁾. Bulk-fill kompozitlerin üretilmesiyle, materyalin uygulama kalınlığının artırılması amaçlanmış ancak polimerizasyon derinliği ve polimerizasyon büzülme stresi gibi konular tartışılmaya başlanmıştır. Bucuta ve Ilie, polimerizasyon derinliğini arttırmak için en etkili metodun organik matris ve dolduruculardaki değişikliklerle materyalin translüsensisini artırmak olduğunu bildirmişlerdir ⁽¹⁰⁵⁾. Leprince ve ark. yapmış oldukları çalışmada, bulk-fill kompozitlerdeki ulaşılan polimerizasyon derinliğinin yüksek translüsensiden kaynaklandığını; düşük büzülme stresinin ise organik matristeki değişikliklerle alakalı olabileceğini belirterek Bucuta ve Ilie'nin görüşünü desteklemişlerdir ⁽¹⁸³⁾. Reis ve ark. bulk-fill kompozit rezinlerin (düşük ve yüksek viskoziteli) polimerizasyon etkinliklerini değerlendirdikleri derlemede, bu materyallerin genel olarak 4 mm ve daha fazla derinlikte olan kavitelerde başarılı olduğunu belirtmişlerdir ⁽¹¹⁴⁾. Czasch ve ark., yapmış oldukları çalışmada bulk-fill kompozitlerin geleneksel kompozitlere göre daha düşük viskoziteye sahip

olmalarına rağmen, akışkan ve geleneksel kompozitler ile kıyaslandığında daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösterdiğini belirtirlerken, Zorzin ve ark., polimerizasyon büzülmesinin geleneksel kompozitlere göre düşük bulunmasının sebebini inorganik doldurucu partikül teknolojisine, kullanılan polimerizasyon başlatıcı kimyasındaki farklılıklara ve rezin matriks formulasyonunun zamanla daha da iyileştirilmesine bağlamışlardır ^(3, 101).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunun tam olarak yapılabilmesi restorasyonun başarısı açısından önemli bir faktördür. Kompozit rezinlerin yetersiz polimerizasyonu, sızıntının artmasına, mekanik özelliklerin azalmasına neden olup, rezin ve kompozitin diş sert dokularına bağlanmasını zayıflatmaktadır ⁽¹⁸⁴⁾. Bu dezavantajların ortadan kaldırılabilmesi için son dönemde kullanımı sıklaşan yeni nesil bulk-fill kompozitlerin optimum polimerizasyonunun sağlanabilmesi için uygun ışık cihazı seçimi de kompozit seçimi kadar önem arz etmektedir ⁽⁵⁾.

Price ve ark. ideal bir polimerizasyonun, yeterli miktarda enerji ve spektral emisyon verilerek elde edilebileceğini belirtmişlerdir ⁽⁶⁾. Fotoaktif edilmiş bir rezinin yeterli polimerizasyonu için ışık cihazından gelen spektral güç, rezinde kullanılan fotobaşlatıcının dalga boyuna bağlı ışık duyarlılığı ile eşleşmelidir ⁽¹⁸⁵⁾. Dental materyallerde genellikle kullanılan fotobaşlatıcı bileşik kamforokinondur ^(31, 40, 41). Fotobaşlatıcı olarak sıklıkla kullanılan kamforokinon, görünür ışık spektrumunun mavi bölgesi içerisinde 410-500 nm dalga boyu arasındaki mavi ışığa duyarlıdır ⁽¹⁸⁶⁾. Geçmişte kullanılan QTH ışık cihazları, yaklaşık 375-510 nm arasında değişen geniş bir dalga boyu spektrumu sunduğu için kamforokinonun ışık absorpsiyonu için sorun teşkil etmemektedir. Aynı durum daha güçlü plazma ark üniteleri için de geçerlidir. Günümüzde kullanılan birçok LED ışık cihazı (mono-dalga, 2. nesil) da kamforokinon içeren malzemeler için optimize edildiğinden, daha kısa dalga boylarında absorpsiyon sergileyen alternatif fotobaşlatıcıları yeteri kadar aktive edememektedir ⁽⁶⁾.

Çağdaş LED polimerizasyon ünitelerinin çoğu, dar bir dalga boyu bandı üreten tek emisyon bantlı mavi LED çipleri içerir ⁽⁶⁾. Bu üniteler genellikle, kamforokinonun optimum dalga boyu aralığı olan 450 ila 470 nm dalga boyu aralığında bir emisyon bandına sahiptir ve 420 nm'nin altında neredeyse hiç emisyonu yoktur ^(31, 40, 41). Kamforokinon'un parlak sarı bir renkte oluşu ve yarı saydam veya çok açık tonlardaki

rezinlerde kullanıldığında kromojenik sorunlar yaratabileceğini öne süren bazı üretici firmalar, kamforokinon kadar kromojenik olmayan, 420 nm'nin altında aktivasyon sağlayan alternatif fotobaşlatıcılar kullanmaktadır ^(6, 42-44, 187). Tek emisyon bantlı mavi LED ünitelerin, alternatif fotobaşlatıcıların dalga boyu aralığında emisyon göstermemesi, üçüncü nesil çok dalgalı mavi/mor LED ışık cihazlarının ortaya çıkmasına sebep olmuştur ^(6, 43, 188-190). Bu çok dalgalı mavi/mor LED ışık cihazları, hem 440-470 nm aralığını hem de 420 nm'nin altındaki daha kısa dalga boylarını kapsayan bir spektral çıktı üretmek için farklı emisyon dalga boylarına sahip LED çiplerinin bir kombinasyonunu kullanır ⁽¹⁹⁰⁻¹⁹²⁾. Yapılan çalışmalarda, çok dalgalı mavi/mor ışık cihazlarının bazı rezinleri, benzer bir ışınım sağlayan tek emisyon bantlı mavi LED polimerizasyon ünitelerinden daha büyük ölçüde polimerize ettiği bildirilmiştir ⁽¹⁹²⁾. Bu alternatif fotobaşlatıcılar kamforokinondan daha reaktif olsalar da doldurucu partikül boyutunun etkileri ve ışığın daha düşük dalga boylarındaki saçılmasının artması nedeniyle bu fotonların daha azının polimerize edilen rezinin en alt tabakasına ulaşacağı düşünülmektedir ^(145, 193-198). Ayrıca farklı çalışmalarda, çok dalgalı ışık cihazlarının dezavantajı olarak ışık uçlarındaki düzensiz spektral dağılım ve ışıma rapor edilmiştir. Bu durum da kompozit yüzeyinin ve tabanının homojen olmayan bir emisyonla maruz kalmasına neden olabilmektedir ^(6, 199, 200). Bunun yanında, artan rezin kalınlığı ile birlikte ışığın rezin boyunca emilmesi ve saçılması, tabana ulaşan daha düşük miktarlarda mor ışığa ve sonuç olarak lokalize polimerize olmayan alanlara neden olabilmektedir ⁽¹⁹⁴⁾.

Üreticiler, ürünlerinde kullanılan tüm fotobaşlatıcıları veya doldurucu partiküllerinin boyutlarını yaygın olarak listelememektedirler ^(193, 201, 202). Bu sebeple, dalga boyu daha dar olan, tek emisyon bantlı mavi LED ışık cihazlarının belirli bir rezin markası üzerindeki performansını tahmin etmek zorlaşmaktadır. Michaud ve ark. kompozitlerin üst ve alt yüzeylerinin mikrosertlik haritalarını analiz etmiş ve homojen olmayan emisyon ile homojen olmayan mikrosertlik seviyeleri arasında pozitif bir korelasyon olduğunu tespit etmişlerdir ⁽²⁰³⁾. Ayrıca, Price ve ark. da korelasyonun kompozit rezinin en alt yüzeyinde daha güçlü olduğunu bildirmişlerdir ⁽²⁰⁰⁾.

Adeziv arayüzüne bitişik kompozit rezin yüzeyinin yeterli polimerizasyonu, kavitenin tabanındaki dentine bağlanmanın mekanik mukavemeti üzerinde doğrudan bir etkiye sahiptir ^(10, 11). En derin tabakadaki yetersiz polimerizasyon dentin ile materyal

arasındaki bağıın zayıflamasına neden olabilmektedir. Bu çalışmada, dentin ve kompozit arasındaki bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılan makaslama bağlanma kuvvet testi kullanılarak, farklı polimerizasyon ışık cihazlarının/modlarının bulk-fill rezin kompozitlerle uyumu *in vitro* olarak incelenmiştir. Watanabe ve ark., restoratif materyallerin gelişimi için *in vitro* deneylerin gerekli olduğunu ve iyi standardize edilmiş *in vitro* araştırma sonuçlarının *in vivo* çalışmalarla benzerlik gösterdiğini bildirmişlerdir ⁽²⁰⁴⁾.

Çalışmamızda makaslama bağlanma dayanımı testi için aderent yüzey olarak sığır dişi dentini kullanılmıştır. Soares ve ark. yapmış oldukları *in vitro* çalışmada, bağlanma kuvveti değerlendirmelerinde sığır dişlerinin kullanılmasının hem mine hem de dentin yüzeyleri için insandakine benzer sonuçlar vereceğini bildirmişlerdir. Ayrıca yine aynı çalışmada sığır dişlerinin, genel olarak değil, yalnızca dentin bağ dayanımı gibi belirli parametrelerin değerlendirildiği durumlarda insan dişlerinin yerine kullanılabileceğini belirtmişlerdir ⁽²⁰⁵⁾.

Birçok çalışmada araştırmacılar, deney için toplanan dişleri distile su içerisinde bekletmişlerdir ^(206, 207). Schneider ve ark. deneysel işlemleri uygulamadan önce örneklerin dentin yapılarında bozulma olmaması için distile su içinde saklanmalarını önermişlerdir ⁽²⁰⁸⁾. Tosun ve ark., bekletme solüsyonu olarak %0.1'lik timol, %10'luk formol ve distile su kullandıkları çalışmalarında en yüksek bağlanma dayanımını distile suda bekletilen örneklerde elde etmişlerdir ⁽²⁰⁹⁾. Bizim çalışmamızda da dişler ilk olarak dezenfeksiyon amacıyla bir hafta süreyle %0,5 kloramin-T solüsyonunda, ardından kullanılacakları zamana kadar haftada 1 kez değiştirilmek suretiyle distile su içerisinde bekletilmiştir.

Çalışmamızda mine yüzeyi önceki çalışmalara dayanarak su soğutması altında karbid zımpara ile kaldırılmış ve yüzeyel dentin açığa çıkarılmıştır ^(210, 211). Munro ve ark., yüzeyel dentin bölgelerinde oluşan bağlanma kuvvetlerinin, derin dentin bölgesine göre daha fazla olduğunu bildirmiştir ⁽²¹²⁾. Bu sebeple çalışmamızda yüzeyel dentin standardize edilerek kesme bağlantı dayanım değerleri test edilmiştir.

Üretici firmalar, kompozit rezinleri daha doğal bir görünüm elde edebilmek amacıyla geniş renk aralığında üretmeye başlamışlardır. Kompozit rengi ile dönüşüm derecesi ilişkisinin incelendiği çalışmalarda rengin koyulaşmasının polimerizasyonu

azalttığı bildirilmektedir ^(213, 214). Bu sebeple çalışmamızda kompozit rezinlerin renkleri arasında standart oluşturmak amacıyla Tetric EvoCeram kompozitinde A2 rengi; Tetric EvoCeram Bulk Fill ve Tetric PowerFill kompozitlerinde ise bu renge en yakın olan IVA (A2- A3) rengi kullanılmıştır.

Kompozit rezinlerin dentin yüzeyine uygulanması sırasında ISO 4049 (2009)'a uygun metal kalıplar kullanılmıştır ⁽¹⁵⁶⁾. Flury ve ark. yapmış oldukları çalışmada, bulk-fill kompozitlerin 4 mm ve üzeri uygulamalarında, teflon kalıpların polimerizasyon sırasında ışığı metal kalıplar kadar absorbe edemediğini, çok az da olsa ışık geçişine izin verebildiğini ve bu sebeple kompozit tabanında polimerizasyon dönüşüm derecesinin etkilenebileceğini öne sürmüşlerdir ⁽²¹⁵⁾. Bu sebeple çalışmamızda ISO 4049'a uygun olarak metal kalıplar tercih edilmiştir. Metal kalıpların çapı 3 mm, yüksekliği farklı tabakalama kalınlıklarına göre 2 ve 4 mm olarak belirlenmiştir. Metal kalıbın çapının belirlenmesinde, kullanılacak ışık cihazlarının uç kısmının çapı ve buna bağlı olarak ışıyım miktarının en fazla olduğu bölge dikkate alınmıştır. Price ve ark., yapılan çalışmalarda ışık cihazının işlevsel çapı yerine fiziksel çapının kullanılmasının, hatalı düşük ortalamalı bir ışıma üreteceğini, böylece yanlış ve yanıltıcı ışıyım ve polimerizasyon değerlerinin ortaya çıkabileceğini belirtmişlerdir ⁽²⁰⁰⁾. Pelissier ve ark. da ışıyımın (foton/saniye) genellikle ışık cihazının uç kısmının merkezinde en yüksek olduğunu ve dışa doğru azaldığını belirtmişlerdir. Bu sebeple aktif çapın, ideal olarak polimerize edilecek materyalin çapından 1-2 mm daha fazla olması gerektiğini bildirmişlerdir ⁽¹⁴³⁾. Bu bilgilerin ışığında, çalışmamızda kullanılan ışık cihazının çapı baz alınarak, çalışmamızda kullanılan kalıbın çapı 3 mm olarak belirlenmiştir.

Işık cihazının ucu ile kompozit yüzeyi arasındaki mesafe, kompozit rezinlerde optimum polimerizasyonun sağlanması için önemli bir parametredir ^(216, 217). Lindberg ve ark. yapmış oldukları çalışma sonucuna göre ışık cihazının ucu ile kompozit yüzeyi arasındaki mesafenin artması, polimerizasyon derinliğini olumsuz yönde etkilemiş, mesafenin 6 mm'ye çıkmasının polimerizasyon derinliğinde ciddi düşmelere sebep olabileceği bildirilmiştir ⁽²¹⁸⁾. Optimum düzeyde polimerizasyonun sağlanabilmesi için ışık cihazının ucu ile kompozit arasındaki mesafenin mümkün olduğunca az olması önerilmektedir. Price ve ark. ışık cihazlarının performanslarının test edilmesinde, gerçek klinik koşulları yansıtabilmesi adına ışık cihazının ucu ile kompozit yüzeyi arasındaki mesafenin 0 mm olmaması ve ışığın belli bir mesafeden uygulanması gerektiğini

bildirmişlerdir ⁽²¹⁹⁾. Bu nedenle çalışmamızda, kompozit yüzeyi ile ışık cihazının ucu arasındaki mesafenin standardize edilebilmesi için numunelerin üst yüzeylerine şeffaf bantlar ve 1 mm kalınlığında lam yerleştirilerek polimerizasyon gerçekleştirilmiştir.

Örnekler hazırlandıktan sonra ağız içi sıcaklık değişimleri dikkate alınarak, termal yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Ağız içi sıcaklık gün içerisinde yeme, içme ve nefes alma gibi sebeplerden dolayı sürekli değişkenlik göstermektedir. Önceki çalışmalar incelendiğinde ağız içerisinde 0°C ile 67°C arasında sıcaklık değişikliklerinin olabildiği görülmüştür ⁽²²⁰⁾.

Plant ve ark.'nın ağız içinin tolere edebileceği sıcaklıkları belirleyebilmek için yapmış oldukları bir çalışmada, deneklere belirli sıcaklıklarda sıcak kahve içirilmiş, kahvenin 68°C'in üzerinde yudumlanamayacak kadar sıcak olduğunu, 60°C ile 68°C arasında rahatsızlık duyularak yudumlanabildiğini, 55°C ile 60°C arasında nispeten sıcak olarak kabul edilmesine rağmen içilebilir olduğunu ve 50°C ile 55°C arasında büyük miktarlarda serbestçe içilebildiğini belirlemişlerdir ⁽²²¹⁾. Dişlerin normal yemek yeme anındaki değişimlerinin incelendiği bir başka çalışmada ise, suyun donma sıcaklığı olan 0°C'lik sıcaklığın, ağız içi yumuşak ve sert dokular için çok düşük bir sıcaklık değeri olduğu ve tüketilen hiçbir gıdanın 0°C' den daha düşük olmadığı bildirilmiştir ⁽²²⁰⁾.

Dişlere göre daha fazla büzülme/genleşme katsayısına sahip restorasyonların, ağız içi sıcaklık farklarına bağlı olarak boyutsal değişim göstermesi, diş ile restorasyon arasındaki bağlantıda bozulmaya sebep olabilmektedir ^(222, 223). Bu sebeple ağız içi sıcaklık değişiminin in vitro koşullarda taklit edilmesi amacıyla sıklıkla yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır ⁽²²⁴⁾. Bu yöntemler arasında en çok kabul gören ve sıklıkla kullanılan yaşlandırma yöntemleri, termal döngü ve sabit ısıda uzun süreli suda bekletme metodudur. Termal döngü işlemi ağız içi sıcaklık değişimlerini en iyi taklit edebilen ve bu sebeple en sık kullanılan yapay yaşlandırma metodudur ⁽²²⁵⁻²²⁸⁾. Termal döngü uygulamalarında banyo tanklarının sıcaklığı, döngü sayısı ve örneklerin suda kalma süreleri konusunda bir standart yoktur. Termal döngü işlemindeki sıcaklık aralığının alt limiti suyun donma derecesi iken, aralığın üst limiti suyun buharlaşma sıcaklığının yarısına yakın değerler olarak kabul edilmiştir. Başka bir çalışmada ise sıcak bir gıdanın tüketimi sırasında ağız içinde oluşan sıcaklığın 43-53 °C olduğu rapor

edilmiştir ⁽²²⁹⁾. Bütün bunların ışığında, termal döngü işlemi uygulanan birçok çalışmada kullanılması gereken sıcaklık aralığı 5-55°C olarak bildirilmiştir ⁽²³⁰⁻²³²⁾. Termal döngü sayısı ele alındığında ise araştırmalar ISO standartlarının önerdiği 500 döngü sayısını, bağlanma dayanımının değerlendirilmesi için yeterli bulmayıp, ancak 10000 döngünün bir materyalin ağız içinde 1 yıllık kullanımına denk geldiğini bildirmişlerdir ⁽²³³⁾. Leibrock ve ark. ise 5-55 °C arasında 6000 ile 12000 kez termal döngü uygulamasının bağlanma dayanımı sonuçları açısından bir fark oluşturmadığını bildirmiştir ⁽²³⁴⁾. Tüm bu araştırmalar göz önünde bulundurularak, çalışmamızdaki örneklerle ağız içinde 6 aylık kullanımlarına denk gelecek şekilde, minimum ve maksimum sıcaklıkları 5°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) ve 55°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) olan banyo solüsyonlarında 30 saniye bekletme süresiyle, 5000 kez termal döngü işlemi uygulanmıştır.

ISO 11405 standardı termal siklus öncesinde örneklerin 37 $\pm$ 1 °C'da 24 saat bekletilmesini önermektedir ⁽¹⁵⁶⁾. Reis ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada termal siklus uygulandıktan sonra 24 saat bekletilen örneklerin bağlanma dayanımlarının, termal siklustan hemen sonra yapılan testlere göre daha yüksek bulunduğunu bildirmişlerdir ⁽²³⁵⁾. Bu sebeple termal siklus uygulaması sonrasında örnekler test aşamasına kadar 24 saat distile suda bekletilmiştir.

Rezin bazlı materyaller arasındaki bağlantının test edilmesinde birçok bağlanma testi önerilmektedir. Bu testler içerisinde makaslama bağlanma dayanımı testi ISO 11405 standardı tarafından tanımlanmış ve restoratif materyallerin mine ve dentine bağlanma dayanımlarını değerlendirmek için en çok kullanılan test yöntemlerinden biri olmuştur ^(156, 236, 237). Makaslama bağ dayanımı testi, ağız ortamını en iyi taklit eden test olması, kolay uygulanabilir olması ve hızlı sonuçlar vermesi gibi avantajları sebebiyle bağlanma dayanımının değerlendirildiği birçok çalışmada sıklıkla kullanılmıştır ⁽¹⁵⁸⁾. Ara yüzeye uygulanan kuvvetin homojen dağılmaması ve kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesinin göz önünde bulundurulamaması, makaslama testlerinin dezavantajı olarak bildirilmesine karşın, örnek preparasyonunun kolaylığı, güvenilir olması, test protokolünün basit ve uygulanabilir oluşu gibi avantajları nedeniyle makaslama bağ dayanımı testlerinin standart yöntemi, dental materyallerin diş yapılarına adezyonunun tespit edilmesinde rutin olarak kullanılmaktadır ⁽²³⁷⁻²⁴⁰⁾.

Makaslama testlerinde standardizasyonun sağlanması ve sonuçların doğru elde edilebilmesi için testte kullanılacak bıçak ucunun şekline, temas açısına ve yaklaşım hızına dikkat etmek gerekmektedir. Bıçak ucunun tek bir noktadan teması hatalı sonuçlara neden olabilir. Bu sebeple sivri uçlu bıçaklar yerine ucu künt bir ayırıcı bıçak kullanılması önerilmektedir ⁽²⁴¹⁾. Testte kullanılacak ucun yaklaşım hızı ISO/TS 11405 standartlarında 0.75 ± 0.30 mm/dk olarak belirtilmektedir. Bu değerlerin üzerindeki hızların anormal stresler oluşturup materyal içinde koheziv kırıklara yol açtığı ve bu sebeple bağlantı dayanımının doğru tespit edilemediği rapor edilmiştir ⁽¹⁵⁶⁾. Yapılan çalışmaların büyük çoğunluğunda bıçak sırtı şeklinde künt ayırıcı uç kullanılmış ve ucun yaklaşım hızı ISO standartlarına uygun şekilde 0.5-1 mm/dk olarak belirlenmiştir ^(230, 232, 242). Bu bilgiler ışığında tez çalışmamızda bıçak sırtı şeklindeki künt ayırıcı ucun yaklaşım hızı 1 mm/dk olarak belirlenerek makaslama test düzeneğinin standardizasyonu sağlanmıştır.

Kompozit rezinlerin hızlı polimerizasyonu ilk olarak plazma ark ünitelerinin (PAC) yüksek ışık gücü ve yoğunluğu ile ele alınsa da sonraki çalışmalarda yetersiz polimerizasyonu açıkça kanıtlandığı ve klinik olarak yeterli bir performans elde etmek için birden çok uygulamanın gerektiği gösterildiği için başarısız bulunmuştur ⁽²²⁾. Millar ve ark.'nın plazma ark ışığının rezin bazlı kompozitlerin polimerizasyonuna etkisini incelediği bir çalışmada, geleneksel kompozit rezinlere yüksek yoğunluklu ve kısa süreli plazma ark ışığı uygulanmış ve polimerizasyon sonucunda, geleneksel ikinci nesil LED'lere kıyasla düşük moleküler ağırlıklı polimerlerin ve ayrıca hızlı reaksiyon nedeniyle daha büyük miktarlarda artık monomerlerin açığa çıktığı bildirilmiştir ⁽²⁴³⁾. Deb ve ark.'nın plazma ark ve halojen ışığı ile polimerize edilmiş kompozit rezinlerin özelliklerini karşılaştırdıkları bir başka çalışmada, plazma ark ışığı ile hızlı polimerizasyonun, rezin bazlı bazı materyallerin optimum özelliklerinin oluşumuna engel olabileceği belirtilmiştir ⁽¹¹⁷⁾.

LED ışık cihazlarındaki teknolojik gelişim ile modern LED ışık cihazlarının giderek daha yüksek değerlerde ışık gücü üretmesi, PAC ünitelerindeki kısa polimerizasyon süresi ile polimerizasyon denemelerini yüksek güçlü LED'ler için tekrar gündeme getirmiştir. Kutuk ve ark.'nın yüksek ışık gücünün rezin bazlı nanohibrit bir kompozitin mikromekanik özellikleri üzerine etkisini inceledikleri bir çalışmada,

yüksek güç ve yoğunlukta polimerize edilen nanohibrit kompozitin yetersiz polimerizasyon değerleri gösterdiği tespit edilmiştir ⁽¹²⁰⁾.

Yüksek ışık gücü değerleri kullanılarak uygulanan polimerizasyon protokollerinin rezin simanların mikromekanik özellikleri üzerindeki etkisinin araştırıldığı bir çalışmada ise, rezin simanın yüksek değerlerde, kısa polimerizasyon süreleri ile polimerize edildiğinde, yüksek ışık gücünün materyale kimyasal bir zararının olmadığını, sadece polimerizasyonun yüksek ışık gücünden olumsuz etkilenecek optimum polimerizasyonun sağlanamadığını belirtilmiştir ⁽²⁴⁴⁾. Feng ve ark. başka bir çalışmada bu durumu, yüksek güç-kısa polimerizasyon süresi protokolünde birçok radikalın polimerizasyona katılmak için çok az bir süresi olduğu için bu süre zarfında radikallerin daha az çift bağ reaksiyonu oluşturması ile açıklamaktadır ⁽²⁴⁵⁾.

Bu sonuçlar araştırmacıları, hızlı polimerizasyon için materyal kimyasının ve polimerizasyon prosedürünün değişimine itmiştir. Kimya ve metalürji araştırmacıları, ışıkla hızlı polimerizasyon sağlayan tersinir eklenmiş fragmantasyon zincir transferi (RAFT) polimerizasyon mekanizmasını 2006-7 yıllarından günümüze kadar polimer üretiminde kullanmaktadır. Bu modelin, rezin esaslı ürünlerde de kullanılabilir oluşu 2012-2015 yıllarına dayanmaktadır. Park ve ark. yüksek dönüşümlü metakrilat esaslı sistemlerde alil sülfür AFCT reaktifini kullanmıştır. AFCT reaktifi yoluyla stres gevşemesini inceledikleri 2012 tarihli çalışmada, alil sülfürün, dimetakrilat bazlı monomere dahil edildiğinde, plastikleşmeyi teşvik etmediğini, bu davranışın olası sebebinin de alil sülfürün, metakrilat polimerizasyonunda yer alanlar gibi karbon merkezli radikallere karşı düşük reaktivite sergilemesi olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca karbon merkezli bir radikalın alil sülfür ile reaksiyonunun geri dönüşümsüz bir reaksiyon olduğunu belirten yazarlar, bu durumun polimerizasyon büzülme stresinin gevşemesini teşvik etmek için gerekli olduğu gibi, zincir bölünmesi ve yeniden polimer oluşturma kapasitesinde de azalmaya yol açtığını belirtmişlerdir. Bu sebeple halka açıcı alil sülfür eklenmiş metakrilat sistemler, mükemmel mekanik özellikler sergilerken, geleneksel dimetakrilatlara kıyasla 10 kata kadar daha düşük polimerizasyon büzülme stresi gösterdiği ve çapraz bağlanma yoğunluğunu yaklaşık 20 kat arttırdığını belirtmişlerdir ⁽²⁴⁶⁾.

Gorsche ve ark. 2014 yılında yapmış oldukları çalışmada ilk kez çift işlevli β -alil sülfonları üretmişler ve β -alil sülfon bazlı dimetakrilat ağlarının, potansiyel olarak düşük büzülme stresi ve yüksek dayanıklılık gibi olumlu özellikleri ile metakrilat sistemleri için iyi AFCT reaktifleri olduğunu belirtmişlerdir ⁽¹²²⁾.

Gorsche ve ark.'nın 2015 yılında yaptığı diğer bir çalışmada ise çift işlevli β -alil sülfonların dimetakrilatların radikal fotopolimerizasyonunu düzenleyebildiğini, ayarlanabilir ve geliştirilmiş özelliklere sahip daha homojen ağları başarıyla oluşturduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca yine aynı çalışmada, AFCT reaktifleri olarak β -alil sülfonların eklenmesinin, polimer doygunluğunda artışa sebep olduğunu ve dental restoratif materyaller alanında büyük bir potansiyel oluşturduğunu belirtmişlerdir ⁽⁹⁾. Bu bilgiler ışığında Tetric PowerFill, içeriğine β -alil sülfon ilave fragmantasyon zincir transfer (AFCT) reaktifi eklenerek, yüksek ışık gücü ve kısa polimerizasyon süresi sağlayan çok dalgalı ışık cihazı Bluephase ile birlikte piyasaya sürülmüştür. Daha önce Filtek One Bulk-Fill Restorative (3M ESPE, St Paul, MN, USA) kompozitinde de kullanılan ilave fragmantasyon zincir transfer (AFCT) reaktifi ile hızlı polimerizasyon yöntemi, Tetric PowerFill kompozitinde optimize edilmiştir.

Araştırmacılar, AFCT reaktifi içeren rezinlerin polimerizasyonu sırasında radikallerin, zincir transferi sürecinde β -alil sülfondaki sülfonil radikali ile çift bağ kurması sonucunda bir ara radikal oluşturarak parçalanmaya uğradığını belirtmişlerdir. Zincir sonlandırma adımıyla ise aktif zincirler, daha fazla reaksiyona giremeyen zincirler (ölü polimer) oluşturmak için bi-radikal sonlandırma reaksiyonuna girerek polimerizasyonu sonlandırır. Bu olayın polimerizasyon süresince eş zamanlı, sürekli gerçekleşerek materyalin kısa sürede doygunluğa ulaşmasının sağlandığı belirtilmiştir ^(115, 122, 247).

Marovic ve ark.'nın hızlı polimerize edilen yeni nesil bulk-fill kompozitlerin derin katmanlarındaki polimerizasyon dönüşümü, esneme modülü ve dayanımını incelediği bir çalışmada, 2 ve 4 mm tabakalama kalınlığında yüksek ışık gücü (3200 mW/cm², VALO) ile hızlı polimerize edilen (3x3s) ve AFCT reaktifi içeren Tetric PowerFill ve Filtek One Bulk-Fill Restorative materyallerinin genel olarak 2 mm'ye göre 4 mm'de polimerizasyon dönüşümünün azaldığını belirtmişlerdir ⁽²⁴⁸⁾. Bağlanma dayanım değerleri dikkate alındığında ise 2 ve 4 mm tabakalama kalınlıkları arasında

farklılıklar olmasına rağmen, PowerFill kompozitin 4 mm uygulamasındaki polimerizasyon dönüşümünü yeterli bulmuşlardır (>%80) ⁽²⁴⁸⁾. Aynı çalışmada Filtek One Bulk-Fill Restorative materyali 4 mm kalınlığında uygulandığında Tetric PowerFill'e göre daha düşük dönüşüm derecesi elde etmişlerdir. AFCT reaktifi içeren iki kompozit arasındaki polimerizasyon farkını, kompozit içerisine eklenen AFCT reaktiflerinin farklı olması, Filtek One Bulk-Fill Restorative kompozitinin alt tabakasına daha az foton ulaştığı için daha az sertlik sunan lineer polimer oluşumu sonucunda AFCT reaktifinin etkisi ile kurulan hızlı çapraz bağların kurulamaması ve kompozit içerisindeki yüksek moleküler ağırlıklı AUDMA'nın hızla oluşan bir ağda monomerlerin hareketliliğini sınırlandırabilecek olması ile açıklamışlardır ⁽²⁴⁹⁾. Ayrıca Tetric PowerFill'in daha yüksek translüsensi göstermesi ve polimerizasyonu için β -alil sülfon (AFCT), kamforokinon ve Ivocerin'in birlikte görev alması ile de polimerizasyon farkı oluşabileceğini bildirmişlerdir ⁽²⁴⁸⁾.

Bizim çalışmamızda da PowerFill kompozit, Bluephase ışık cihazının 3s Powercure modu ile hızlı polimerize edildiğinde, 4 mm tabakalama kalınlığındaki bağlanma dayanım değerleri 2 mm'ye göre anlamlı azalma göstermiştir. 4 mm tabakalama kalınlığındaki bağlanma dayanımının, 2 mm tabakalama kalınlığına göre az olması, çok dalgalı ışık cihazlarındaki kısa dalga boyundaki mor ışığın, daha uzun dalga boylarındaki mavi ışığa göre kompozit içerisinde daha sık yüzeylere nüfuz etmesi gerçeğiyle açıklanabilir. Uzun dalga boyundaki mavi ışık, kısa dalga boylu mor ışığa göre daha derin penetrasyon göstererek, kompozitin 4 mm derinliğindeki tabakasında kamforokinonu aktive ederek polimerizasyonu başlatır. 4 mm'den daha az derinlik uygulamalarında Tetric PowerFill'in polimerizasyonu için β -alil sülfon (AFCT), kamforokinon ve Ivocerin birlikte görev alırken, mor dalga boyunun derinlere penetre olmaması derin tabakada polimerizasyon başlatıcı olarak sadece kamforokinonun görev almasını sağlar. Bu durum, 2 ve 4 mm tabakalama kalınlıklarındaki bağlanma dayanımları arasında fark oluşabileceğini göstermektedir ⁽²⁴⁸⁾.

Kowalska ve ark.'nın farklı fotobaşlatıcıların dental kompozitler üzerine etkisini incelediği bir çalışmada, bulk-fill kompozit rezinlerin üretici firma talimatlarına göre polimerize edilmesi gerektiği ve bulk-fill kompozit rezinlerde optimum mekanik özelliklerin elde edilmesi için fotobaşlatıcının absorbands aralığını kapsayan dalga boyu aralığına sahip uygun bir ışık cihazı kullanılması gerektiği belirtilmiştir ⁽²⁵⁰⁾. Üretici

firma, Tetric PowerFill polimerizasyonu için Bluephase ışık cihazının kullanılmasını önermektedir. Polimerizasyon için Bluephase ışık cihazına benzer özellikler taşıyan ve 3 s xtra power (3200 mW/cm^2) modu bulunan çok dalgalı VALO ışık cihazının kullanıldığı bir çalışmada, Bluephase ve VALO ışık cihazlarının 3 s modu uygulamaları sonrasında PowerFill kompozit rezinin büzülme stresi ve kinetiği karşılaştırılmıştır. Çalışmada en yüksek büzülme gerilimi, VALO ışık cihazının kullanımı sonrasında oluşurken, Bluephase 3 s uygulaması sonrasında düşük büzülme gerilimi elde edilmiştir. Araştırmacılar bu durumu örneklere iletilen daha yüksek enerji dozu ve VALO ışık cihazının uç çapından kaynaklanan daha geniş ışınım alanı ile ilişkili olabileceğini bildirmişlerdir ⁽²⁵¹⁾. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda, üretici firma talimatları dikkate alınarak, yüksek güç üretebilen çok dalgalı Bluephase ışık cihazı kullanılmıştır.

Daugherty ve ark. bulk-fill kompozitlerin polimerizasyonu için toplamda en az 14 J/cm^2 'lik enerji dozu önermişlerdir ⁽²⁵²⁾. Lima ve ark. da yaklaşık $700\text{-}800 \text{ mW/cm}^2$ güçte 20 s uygulama ile toplam $14\text{-}16 \text{ J/cm}^2$ 'lik enerji uygulamasını, geleneksel kompozitlerin 2 mm tabakalaması için yeterli bulurken, bulk-fill kompozitler için yetersiz olduğunu bildirmişlerdir ⁽²⁵³⁾. Watts ve ark. ise yapmış oldukları çalışma sonuçlarına göre, polimerizasyonun yalnızca enerji dozuna değil, fotobaşlatıcı sistemin tepkisine de bağlı olduğunu belirtmişlerdir ⁽⁷⁾. Çalışmamızda PowerFill kompozitin 4 mm tabakalama kalınlığında ve High Power (1200 mW/cm^2) modunda 10 s uygulaması sonucunda en yüksek bağ dayanımı değeri ($25,72 \pm 7,24 \text{ MPa}$) görülmüştür. 10 s uygulama sonucunda PowerFill kompozite toplam 12 J/cm^2 enerji uygulanmış ve bu miktar Daugherty ve ark.'nın önerdiği toplam enerji dozundan daha az değerde olmasına rağmen çalışmamızdaki en yüksek bağlanma dayanımı sonucuna ulaşılmıştır. Bu sonuç Watts ve ark.'nın bulgularını desteklemektedir.

Çalışmamız sonuçlarına göre Bluephase ışık cihazı ile 10 s High Power modunda polimerize edilen Tetric PowerFill kompozitlerin 2 ve 4 mm tabakalama kalınlıklarının bağlanma dayanım değerleri arasında fark oluşmazken, 3 s Powercure uygulamalarında tabakalama kalınlığı arttıkça bağlanma dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir azalma görülmüştür. Bunun yanında 4 mm tabakalama kalınlığında 3 s Powercure uygulaması sonrasında elde edilen bağlanma dayanımı değerleri, 10 s High Power moda göre oldukça düşüktü. Bu durum kompozitin daha uzun süre ışıkla polimerize edildiğinde çift bağ dönüşümü ve yoğunluğundaki artış

ile açıklanabilir ^(254, 255). Pfeifer ve ark. çok yüksek bir reaksiyon hızı ile polimerize edilen kompozitlerin polimer dönüşümünün erken aşamasında ışık difüzyonunun sınırlı hale geldiğini açıklamışlardır ⁽²⁵⁶⁾. Bu belirli bir enerji yoğunluğu için düşük güç yoğunluğunda uzun süre ışık uygulanmasının, yüksek güç yoğunluğunda kısa süre ışık uygulanmasına göre daha yüksek derecede polimerizasyona yol açtığı anlamına gelmektedir ⁽¹¹⁾. Ayrıca daha uzun süre ışık uygulandığında kısa dalga boylu mor ışık daha derin tabakaya penetre olabilir ve bu durum polimerizasyon için β -alil sülfon (AFCT), kamforokinon ve Ivocerin'in birlikte görev almasını sağlayabilir. Bu da polimerizasyonun hızlı uygulamalara göre daha optimum oluşmasını sağlayabilmektedir. Bu sonuçlar dahilinde "Powerfill kompozitlerin, Bluephase ışık cihazı ile 3 s ve 10 s uygulamaları arasında bağlanma dayanımı açısından fark beklenmemektedir." olarak belirlenen ilk sıfır hipotezimiz kısmen reddedilmiştir.

Tetric EvoCeram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent firmasının Tetric PowerFill kompoziti piyasaya sürmeden önce üretimde olan son bulk-fill kompozitidir. Tetric PowerFill tanıtıldıktan ve piyasaya sürüldükten bir süre sonra, çalışmamız sırasında Tetric EvoCeram Bulk Fill'in üretimini durdurmuş ve Tetric PowerFill'i, Tetric EvoCeram Bulk Fill yerine kullanıma sunmuşlardır. Formülasyonlarına bakıldığında iki bulk-fill kompozit rezinin de benzer içeriklere sahip olduğu görülmektedir. Tetric PowerFill'in bileşimi hızlı polimerizasyon için Tetric EvoCeram Bulk Fill'den farklı olarak bir β -alil sülfon ilave fragmantasyon zincir transfer (AFCT) reaktifi eklenerek optimize edilmiştir ⁽¹¹²⁾. Ayrıca mekanik özelliklerin iyileştirilmesi için monomer yapıya trisiklodokan dimetanol dimetakrilat (DCP) ve propoksilatlı Bisfenol A dimetakrilatı eklenmiştir ⁽⁷⁾.

Çalışmamızın sonuçlarına göre Tetric PowerFill ve Tetric EvoCeram Bulk Fill'in bağlanma dayanımları arasında, farklı ışık kaynakları ile farklı sürelerde polimerize edildiklerinde kalınlıklardan bağımsız olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bluephase ışık cihazının 10 s High Power modu (1200 mW/cm^2) uygulamalarında, T-LED 20 s standart moda (1000 mW/cm^2) göre yüksek bağlanma dayanımı değerlerine ulaşılmıştır. İki kompozit türünde de kamforokinon ve Ivocerin gibi polimerizasyon başlatıcıların aynı olması, ikisinde de çok dalgalı mavi-mor ışığın aynı sürelerde uygulanması, polimerizasyonun benzer gerçekleştiğini düşündürmektedir. Diğer yandan tek dalga boyunda ışık sağlayan T-LED cihazı ile 20 s

polimerizasyon uygulamalarında kompozit grubu farketmeksizin tabakalama kalınlığının artması bağlanma dayanımı değerlerinde düşüşe sebep olmuştur. Ayrıca T-LED ışık cihazı ile 4 mm tabakalama kalınlığında elde edilen bağlanma dayanımı değerleri, çok dalgalı Bluephase ışık cihazı ile 4 mm tabakalama kalınlığına göre daha düşük bulunmuştur. Bu durumun bulk-fill kompozitler için tek dalgalı T-LED ışık cihazının 20 s uygulamalarında, uzun dalga boylarındaki mavi ışığın sadece kamforokinonu aktive etmesi ve polimerizasyon sırasında kompozit içerisindeki alternatif fotobaşlatıcıların görev almamasıyla ilişkili olabileceği düşünülebilir. Polimerizasyon başlatıcı olarak kamforokinonun yanı sıra, alternatif bir fotobaşlatıcı olan Ivocerin hem Tetric EvoCeram Bulk Fill hem de Tetric PowerFill'in içeriğine eklenmiştir. Bu fotobaşlatıcı Norrish tip I olarak sınıflandırılır. Norrish tip I fotobaşlatıcılar serbest radikal üretmek için bir yardımcı başlatıcıya ihtiyaç duymaz ^(42, 257). Bu sebeple, ışıkla sertleştirme sırasında daha fazla reaktivite gösterir. Lima ve ark. bu durumun, daha büyük hacimdeki kompozit kütlelerinin eş zamanlı polimerizasyonunda faydalı olduğunu belirtmişlerdir ⁽²⁵³⁾. Bununla birlikte, Ivocerin, geleneksel ve bulk-fill kompozit rezinlerin çoğunda fotobaşlatıcı olarak görev yapan kamforokinon (450-490 nm) ile karşılaştırıldığında daha düşük dalga boylarına (380 ve 450 nm arasında) duyarlıdır ^(101, 258). Dolayısıyla, Lima ve ark. sadece mavi ışık spektrumunda (400-500 nm) ışık çıkışı olan tek dalgalı T-LED'lerin bu dalga boyu aralığında alternatif fotobaşlatıcı olan Ivocerin'i uyaramayacağını belirtmişlerdir ⁽²⁵³⁾. Bu nedenlerle araştırmacılar alternatif fotobaşlatıcı içeren bulk-fill kompozitlerin polimerizasyonu için çok dalgalı ışık cihazlarının kullanılmasını tavsiye etmektedir ^(22, 145). Bizim çalışmamızda da çok dalgalı ışık cihazı ile daha kısa sürede bile daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin görülmesi, Tetric Powerfill kompozitin tabakalama kalınlıklarının bağımsız, iki farklı ışık cihazı ile polimerizasyonları sonucunda T-LED 20 s uygulama sonrası anlamlı daha düşük bağlanma dayanımı değerlerinin görülmesi, çok dalgalı ışık cihazlarının alternatif fotobaşlatıcılı bulk-fill kompozitlerde optimum polimerizasyon için daha uygun olmasının bir göstergesi olabilir. Bu sonuçlar dahilinde "Geleneksel ve bulk-fill kompozitlerin Bluephase veya T-LED ışık cihazı ile polimerizasyonları ve farklı tabakalama kalınlıkları, bağlanma dayanımı açısından fark oluşturmaz." olarak belirlenen ikinci sıfır hipotezimiz de kısmen reddedilmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre üretici firmanın, Tetric Powerfill'in ikinci ve üçüncü

nesil tüm polimerizasyon cihazları ile kullanılabilir iddiası için daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır ⁽¹¹²⁾.

Tabakalama kalınlıklardan bağımsız olarak Tetric PowerFill, Tetric EvoCeram ve Tetric EvoCeram Bulk Fill'in T-LED 20 s uygulamaları arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Çolak ve ark. da yapmış oldukları çalışmada Tetric EvoCeram Bulk Fill ve Tetric EvoCeram kompozitlerin polimerizasyonunda T-LED (1000 mW/cm²) ışık cihazını 20 s standart modda kullanmışlar, çalışma sonuçlarına göre 2'şer mm tabakalama kalınlıklarında uyguladıkları Tetric EvoCeram kompozitin dentin bağlanma dayanım değerleri (12,59±2,97 MPa) ile 4 mm'lik kütsel yerleştirilen Tetric EvoCeram Bulk Fill kompozitin bağlanma dayanım değerlerinin (11,16±2,76 MPa) benzer olduğunu ve benzer mekanik özellikler gösterdiklerini belirtmişlerdir ⁽²⁵⁹⁾. Bizim çalışmamızda da Çolak ve ark.'nın sonuçlarıyla tutarlı sonuçlar bulunmuştur. Üç kompozitin de benzer bağlanma dayanımları sergilemesinin sebebi olarak yine yukarıda bahsedildiği gibi tek dalgalı ışık uygulaması ile kamforokinon aktivasyonu ve polimerizasyon başlatıcı olarak alternatif fotobaşlatıcıların daha az görev alması düşünülebilir. Tetric EvoCeram Bulkfill ve Tetric Powerfill'de alternatif fotobaşlatıcı olarak Ivocerin içerir. Ivocerin 370-460 nm dalga boyu aralığında aktive olur ve polimerizasyon reaksiyonunu başlatır. Tetric EvoCeram Bulk-fill, kamforokinon ve Ivocerin'e ek ayrıca Lucirin-TPO fotobaşlatıcı da içermektedir. Tetric EvoCeram'da Ivocerin ve Lucirin TPO bulunmamaktadır. Lucirin-TPO 382-425 nm dalga boyunda aktive olan şeffaf bir fotobaşlatıcıdır. Tetric EvoCeram Bulkfill'de kullanılan Lucirin-TPO ve Tetric Powerfill-Tetric EvoCeram Bulkfill'de kullanılan Ivocerin düşük dalga boylarında aktivasyon gösteren alternatif başlatıcılar oldukları için, tek dalga T-LED ışık cihazı uygulamaları ile bu alternatif fotobaşlatıcıların yetersiz uyarılması sonucunda bağlanma dayanımı değerleri Bluephase ışık cihazı uygulamalarına göre daha düşük olsa da bu azalma Tetric Powerfill kompozit haricinde istatistiksel olarak anlamlı değildir. Rueggeberg ve ark. kamforokinona ek olarak Lucirin TPO veya Ivocerin kullanan kompozitlerde, daha düşük mavi ışık mevcut olduğunda bile gelişmiş polimerizasyonun mümkün olabileceğini belirtmişlerdir ⁽⁶³⁾. Bizim çalışma sonuçlarımız da Rueggeberg ve ark.'nı kısmen desteklemektedir.

Çalışmamızdaki EvoCeram kompozit gruplarının farklı ışık cihazları ile polimerize edildiğinde 2 mm tabakalama kalınlığında 20 s T-LED uygulamasındaki

bağlanma dayanımı, Bluephase High Power 10 s uygulamadaki bağlanma dayanımından daha yüksek bulunmuş ancak anlamlı bir fark oluşmamıştır. İki grup da 4 mm tabakalama kalınlığında daha düşük bağlanma değerleri göstermişlerdir. Polimerizasyon sırasında, 20 s T-LED uygulamasında toplam 20 J/cm² enerji uygulanırken, Bluephase 10 s High Power mod uygulaması sırasında 12 J/cm² enerji elde edilmektedir. Üretici firma 2 mm tabakalama kalınlıklarında 10 J/cm² enerjinin polimerizasyon için yeterli olduğunu belirtmektedir ⁽²⁶⁰⁾. Çalışmamızdaki Tetric EvoCeram kompozit 12 J/cm² ve 20 J/cm² toplam enerjide kullanıcı firma talimatları ile uyumlu olarak uygulanmıştır. T-LED 20 s uygulamasında ikinci nesil LED ışık cihazından güçlü ve uzun dalga boyunda mavi ışık uygulanırken, çok dalgalı Bluephase ışık cihazından mavi-mor ışık uygulanmış ve mavi ışık çıkışı ikinci nesil T-LED kadar güçlü değildir ⁽⁶³⁾. Tetric EvoCeram'da polimerizasyon başlatıcı olarak sadece kamforokinonun kullanılması ve çok dalgalı ışık cihazının daha düşük mavi ışık çıktısı üretmesi sebebiyle, Tetric EvoCeram, Bluephase 10 s High Power mod 2 mm uygulamada T-LED 20 s 2 mm uygulamaya göre anlamlı olmasa da daha düşük bağlanma dayanımı değeri ortaya koyduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızda kullanılan kompozitlerin ışık cihazı/modu/süresi farketmeksizin bağlanma dayanımı değerinin, tabakalama kalınlığı artışı ile azaldığı ancak bunun anlamlı bir fark oluşturmadığı görülmektedir. Omran ve ark. artan tabakalama kalınlığının dentin bağlanma dayanımı ve kompozitin ışık geçirgenliği üzerindeki etkisini inceledikleri bir çalışmada, bir geleneksel nanohibrit, iki bulk-fill ve bir fiber destekli kompoziti 2, 4 ve 6 mm tabakalama kalınlığını değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucuna göre bulk-fill kompozitlerin 4 mm'lik tabakalama kalınlığında güvenle uygulanabileceğini, ancak 2 mm kalınlıkta daha iyi performans gösterdiklerini belirtmişlerdir. Ayrıca artan tabakalama kalınlıklarında tüm kompozitlerin makaslama bağlanma dayanımı ve ışık geçirgenliğinin azaldığı sonucuna ulaşmışlardır ⁽²⁶¹⁾. Price ve ark. da yapmış oldukları çalışmada, geleneksel rezin kompozitlerin tabakalama kalınlıklarındaki artışın, bağlanma dayanımını belirgin düzeyde azalttığını belirtmişlerdir ⁽²⁶²⁾. Bizim çalışmamızın sonuçları da bu yapılan çalışmalar ile kısmen tutarlılık göstermektedir. Tabakalama kalınlığındaki artış bağlanma dayanım değerlerinde anlamlı olmasa da azalmaya sebep olmuştur.

Omran ve ark., tabakalama kalınlığının artması ile malzeme kalınlığı ve miktarındaki artışın adeziv arayüzde daha zayıf bir bağlanma dayanımı oluşturacağını belirtmişlerdir. Ayrıca, kompozit kalınlığındaki artışın doğrudan daha zayıf bir adeziv arayüzüne dönüşeceğini ve bunun sonucunda da kohezyonlu kopma tiplerinde bir azalmaya ve adeziv kopma tipinde artışa neden olacağını belirtmişlerdir ⁽²⁶¹⁾. Çalışmamızda en düşük bağlanma dayanımı değerlerinin Tetric EvoCeram kompozitin, ışık cihazı ve polimerizasyon modu fark etmeksizin, 4 mm tabakalama kalınlığında görülmesi Omran ve ark.'larını desteklemektedir.

Bugüne kadar yapılan çalışmalar incelendiğinde, kompozit ve dentin yüzeyi arasındaki kopma yüzeylerinin başarısızlık tiplerinin belirlenmesinde, makaslama veya çekme bağlantı dayanımı testini takiben kopma yüzeyinin genellikle ışık mikroskobu (stereomikroskop) veya Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile değerlendirildiği görülmüştür ⁽²⁶³⁻²⁶⁷⁾. Çalışmamızda makaslama testi bulgularının elde edilmesinin ardından meydana gelen kopma tiplerinin incelenmesi için 20X büyütmede stereomikroskop kullanılmıştır ⁽²¹⁰⁾. Yüzeylerdeki kırılma modelleri adeziv, kohesiv ve miks kopma şeklinde sınıflandırılmıştır.

Kopma tipi analizi bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmalarda oldukça önemli bir parametredir. İncelenen kopma tipleri kullanılan kompozit rezin ve adezivin klinik performansı hakkında bilgi verir. Değerlendirme sonunda %75,7 oranıyla en çok adeziv tip kopma, %12,9 ile koheziv tip kopma ve %11,4 oranı ile en az miks tip kopma tespit edilmiştir.

Çalışmamızda, Tetric EvoCeram nanohibrit kompozitin ışık cihazı ve polimerizasyon modu fark etmeksizin 4 mm tabakalama kalınlığı en düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Farklı iki ışık cihazı ile polimerize edilen 4 mm'lik numuların tümünde adeziv tip kopma görülmüştür. Bu veriler Atsu ve ark.'nın bağlanma kuvvetine göre kopma tiplerini inceledikleri çalışmalarında, düşük bağlantı dayanımı gösteren gruplarda adeziv tip kopmanın daha çok görüldüğünü, daha yüksek bağlanma dayanımı görülen gruplarda ise koheziv ve miks tip kopmaların çoğunlukta olduğunu belirttiği sonuçlarıyla uyumludur ⁽²⁶⁸⁾. Yüksek bağlanma dayanımı değeri gösteren gruplarda koheziv ve miks kopma tiplerinin oranı diğer gruplara göre daha

yüksek bulunmuşken; düşük bağlanma dayanımı değeri gösteren gruplarda koheziv ve miks tip kopmalar oldukça az oranda bulunmuştur.

Çalışmamızda %75,7 oranında adeziv tip kopma görülmüştür. Tüm numunelerde bu derece yüksek bir oranın görülmesinde termal yaşlandırmanın etkili olacağı düşünülebilir. Zanatta ve ark., termal döngünün, mineye bağlanan kompozit rezinin mikrosızıntısını ve makaslama bağlanma dayanımını olumsuz etkileyebileceğini belirtmişlerdir ⁽²⁶⁹⁾. Helvatjoglu-Antoniades ve ark. yapmış oldukları bir çalışmada termal döngünün mevcut dört adeziv sistemin sıgır dentininin makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmişler; çalışma sonuçlarına göre termal döngünün önemli ölçüde tüm adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanımını azalttığını belirtmişlerdir. Ayrıca termal döngüden sonra adeziv ve dentin yüzeyi arasındaki adeziv tip kopmaların siklus öncesine göre arttığını ve en yaygın kopma tipi olarak adeziv tipin görüldüğünü bildirmişlerdir ⁽²⁷⁰⁾. Bu bilgiler dahilinde adeziv tip kopmaların fazlalığı termal döngünün adeziv tip kopmaları artırabilme potansiyeli ile ilişkilendirilebilir.

6.SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışma birtakım sınırlamalar içermektedir.

- Ağız içerisinde restorasyonlar; çiğneme kuvvetleri ve bazı mekanik kuvvetlere maruz kalabilmektedir. Bu durumun restorasyonun başarısını, sağ kalımını ve bağlanma dayanımını birincil derece etkileyeceği düşünülmektedir. Çalışmamızda ağız içi ortam tamamen simüle edilememiş, örnekler sadece 5° ve 55° C’de 5000 siklуста termal yaşlandırma protokolü uygulanmıştır. Yaşlandırma protokolüne mekanik yaşlandırmanın da dahil edilmesi ağız içinin daha iyi simüle edilmesine olanak sağlayacaktır.
- Çalışmamızda kullanılan kalıplar 2 ve 4 mm tabakalama kalınlıklarında belirli bir standart hacme sahiptir. Polimerizasyon için uygulanan toplam enerjinin ağız içi farklı hacimlerdeki bulk uygulamalarda farklılık gösterebileceği ve bu durumun restorasyonun derin katmanlarındaki bağlanma dayanımını olumsuz etkileyeceği düşünülebilir. Bu sebeple yeni nesil bulk-fill kompozitlerin hızlı polimerizasyonun klinik kullanıma uygunluğu için farklı çalışmalara da ihtiyaç vardır.
- Bu çalışmada adeziv olarak Adhese Universal kullanılmıştır. Bağlanma dayanımı standardizasyonun tüm örneklerde aynı olarak sağlanabilmesi ve adezive bağlı bir değişkenlik olmaması için adeziv aynı ışık cihazı ve aynı polimerizasyon modu ile polimerize edilmiştir. Bu durumda T-LED grubu bir restorasyonun tamamlanması için iki farklı ışık cihazı kullanılması gerekmiştir. Bu durum klinik kullanımda pratik değildir ve bu açıdan klinik uygulama tam olarak simüle edilememiştir.

Farklı polimerizasyon sistemlerinin farklı tabakalama kalınlıklarında uygulanan yeni nesil bulk-fill kompozitlerin bağlanma dayanımına etkisinin incelendiği tez çalışmamızda sınırlamalar dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

- Tetric Powerfill kompozitler 2 mm tabakalama kalınlığında Bluephase ışık cihazı ile “3 s Powercure” modunda veya “10 s High Power modu”nda bağlantı dayanımı açısından güvenle kullanılabilir. Ancak 4 mm tabakalama kalınlığında “3 s Powercure” modu kullanımının bağlantı dayanımını azaltacağı göz önünde bulundurulmalıdır. Bu konu daha çok çalışma ile desteklenmelidir.

- Tetric Powerfill kompozitlerin polimerizasyonu için ışık cihazı seçimi önemlidir. Üretici firma bu kompozitlerin polimerizasyonu için 2. veya 3. nesil ışık cihazlarının kullanılabileceğini bildirirse de bağlanma dayanımı 3. nesil Bluephase ışık cihazının 10 s High Power modunda çok daha yüksek elde edilmiştir.
- Bulk-fill kompozitlerin üretici firma talimatlarına göre 4 mm tabakalama kalınlığında Bluephase ışık cihazı gibi 3. nesil çok dalgalı bir ışık cihazı ile polimerize edilmeleri bağlanma dayanımı ve restorasyon başarısını artıracaktır.
- Geleneksel kompozitler için polimerizasyon süresi önemlidir. 3. nesil LED ışık cihazlarıyla yüksek ışık gücü ile kısa sürede polimerizasyon bağlanma dayanımını azaltabilir.

KAYNAKÇA

1. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater.* 2008;24(11):1501-5.
2. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater.* 2014;30(2):149-54.
3. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig.* 2013;17(1):227-35.
4. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater.* 2013;29(8):835-41.
5. Gritsch K, Souvannasot S, Schembri C, Farge P, Grosogeat B. Influence of light energy and power density on the microhardness of two nanohybrid composites. *Eur J Oral Sci.* 2008;116(1):77-82.
6. Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Felix CM. Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. *J Esthet Restor Dent.* 2010;22(6):363-77.
7. Watts DC, Algamaiah H. Characterizing surface viscoelastic integrity of ultra-fast photopolymerized composites: Methods development. *Dent Mater.* 2020;36(10):1255-65.
8. Daugherty MM, Lien W, Mansell MR, Risk DL, Savett DA, Vandewalle KS. Effect of high-intensity curing lights on the polymerization of bulk-fill composites. *Dent Mater.* 2018;34(10):1531-41.
9. Gorsche C, Koch T, Moszner N, Liska R. Exploring the benefits of β -allyl sulfones for more homogeneous dimethacrylate photopolymer networks. *Poly Chem.* 2015;6(11):2038-47.
10. Peutzfeldt A, Asmussen E. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. *J Dent.* 2000;28(6):447-52.
11. Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *J Dent Res.* 2005;84(7):659-62.
12. Craig RG. Direct Esthetic Restorative Materials. *Rest Dent Mater* 2000:244-67.
13. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. *Inter Dent J.* 1998;48(1):3-16.
14. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and: a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc.* 2000;131(3):375-83.
15. Schulein TM. Significant events in the history of operative dentistry. *J Hist Dent.* 2005;53(2):63-72.
16. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. *Dent Clin North Am.* 2007;51(3):659-75.
17. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34(6):849-53.
18. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. Güneş Kitabevi.
19. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):364-79.

20. Leinfelder K. Wear patterns and rates of posterior composite resins. *Inter Dent J*. 1987;37(3):152-7.
21. Anusavice K. Challenges to the development of esthetic alternatives to dental amalgam in an academic research center. *Acad Dent Mater Trans*. 1996;9:25-50.
22. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring—a review. *Dent Mater*. 2011;27(1):39-52.
23. Celik C. Güncel Kompozit Rezin Sistemler. *Türkiye Klinikleri J Med*. 2017;3:128-37.
24. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*. 1997;105(2):97-116.
25. Bowen RL, Marjenhoff WA. Dental composites/glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res*. 1992;6:44-9.
26. Ruyter IE, Oysaed H. Composites for use in posterior teeth: composition and conversion. *J Biomed Mater Res*. 1987;21(1):11-23.
27. Fleisch AF, Sheffield PE, Chinn C, Edelstein BL, Landrigan PJ. Bisphenol A and related compounds in dental materials. *Pediatrics*. 2010;126(4):760-8.
28. RD. T. Composite Resin: Fundamentals and Direct Technique Restorations. USA, Mosby.2003. 83-108 p.
29. Floyd CJ, Dickens SH. Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent Mater*. 2006;22(12):1143-9.
30. Fróes-Salgado NR, Gajewski V, Ornaghi BP, Pfeifer CS, Meier MM, Xavier TA, et al. Influence of the base and diluent monomer on network characteristics and mechanical properties of neat resin and composite materials. *Odontology*. 2015;103(2):160-8.
31. Roberson TMHHSEJSCM. Sturdevant's art and science of operative dentistry. Edinburgh: Elsevier Mosby; 2006.
32. Shobha HK, Sankarapandian M, Sun Y, Kalachandra S, McGrath JE, Taylor DF. Effect of dilution on the kinetics of cross-linking thermal polymerization of dental composite matrix resins. *J Mater Sci Mater Med*. 1997;8(10):583-6.
33. Feilzer AJ, Dauvillier BS. Effect of TEGDMA/BisGMA ratio on stress development and viscoelastic properties of experimental two-paste composites. *J Dent Res*. 2003;82(10):824-8.
34. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dent Mater*. 2011;27(4):348-55.
35. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater*. 2005;21(1):68-74.
36. Eick JD, Robinson SJ, Byerley TJ, Chappelow CC. Adhesives and nonshrinking dental resins of the future. *Quintessence Int*. 1993;24(9):632-40.
37. Philips AK. Phillips' Science of Dental Materials. China: Saunders Elsevier; 2012.
38. O'Brien WJ. Dental materials and their selection, 2002. Quintessence. 2002.
39. Ferracane JL. Materials in dentistry: principles and applications: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
40. Craig RG. Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dent Clin North Am*. 1981;25(2):219-39.

41. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl*. 1999(25):S4-15; quiz S73.
42. Neumann MG, Miranda WG, Jr., Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent*. 2005;33(6):525-32.
43. Ilie N, Hickel R. Can CQ be completely replaced by alternative initiators in dental adhesives? *Dent Mater J*. 2008;27(2):221-8.
44. Ogunyinka A, Palin WM, Shortall AC, Marquis PM. Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites. *Dent Mater*. 2007;23(7):807-13.
45. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int*. 1993;24(9):641-58.
46. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ, Jr. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc*. 1994;125(6):687-701.
47. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Bio & Medic*. 1995;6(4):302-18.
48. Chen M-H. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res*. 2010;89(6):549-60.
49. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*. 2010;120(11):972-86.
50. Wilson KS, Zhang K, Antonucci JM. Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomater Sci*. 2005;26(25):5095-103.
51. Burgess J, Walker R, Davidson J. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent*. 2002;24(5):465-79.
52. McCabe JF, Walls AW. *Applied dental materials*: John Wiley & Sons; 2013.
53. Riva YR, Rahman SF, editors. *Dental composite resin: A review*. AIP Conference Proceedings; 2019: AIP Publishing LLC.
54. Li Y, Swartz M, Phillips R, Moore B, Roberts T. Materials science effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res*. 1985;64(12):1396-403.
55. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. 2003;134(10):1382-90.
56. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Inter*. 1999;30(4).
57. Geck M, Deubzer B, Schmidt M, Baumann F. Monodisperse soluble organopolysiloxane particles. *Google Patents*; 1998.
58. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book*: Elsevier Health Sciences; 2012.
59. Spiller MS. Dental composites: a comprehensive review. *Acad Dent Learn OSHA Train*. 2012;23:1-36.
60. Demirci M, Tuncer S, Öztaş E, Tekçe N, Uysal Ö. A 4-year clinical evaluation of direct composite build-ups for space closure after orthodontic treatment. *Clin Oral Investig*. 2015;19(9):2187-99.

61. Cetin AR, Unlu N. One-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite restorations in posterior teeth. *Dent Mater J*. 2009;28(5):620-6.
62. Watts D, Silikas N. In situ photo-polymerisation and polymerisation-shrinkage phenomena. *Dental hard tissues and bonding*; Springer; 2005. p. 123-54.
63. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res*. 2017;31(suppl 1):e61.
64. Main C, Cummings A, Mosely H, Stephan KW, Gillespie FC. An assessment of new dental ultraviolet sources and u.v.-polymerized fissure sealants. *J Oral Rehabil*. 1983;10(3):215-27.
65. Cekic-Nagas I, Ergun G. Effect of different light curing methods on mechanical and physical properties of resin-cements polymerized through ceramic discs. *J Appl Oral Sci*. 2011;19:403-12.
66. Knezevic A, Ristic M, Demoli N, Tarle Z, Music S, Mandic VN. Composite photopolymerization with diode laser. *Operative dentistry*. 2007;32(3):279-84.
67. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc*. 1999;65:447-52.
68. Leinfelder KF, Bayne SC, Swift EJ. Packable composites: overview and technical considerations. *J Esthet Restor Dent*. 1999;11(5):234-49.
69. Attar N, Tam LE, McComb D. Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *J Can Dent Assoc*. 2003;69(8):516-21.
70. Burgess J, Norling B, Rawls H, Ong J. Directly placed esthetic restorative materials--the continuum. *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ: 1995)*. 1996;17(8):731-2, 4 passim; quiz 48.
71. Bayne SC, Thompson JY, Swift Jr EJ, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc*. 1998;129(5):567-77.
72. Rastelli AN, Jacomassi DP, Faloni APS, Queiroz TP, Rojas SS, Bernardi MIB, et al. The filler content of the dental composite resins and their influence on different properties. *Microsc Res Tech*. 2012;75(6):758-65.
73. Javaheri D. Replacement of an anterior tooth with a fiber-reinforced resin bridge. *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2001;22(1):68-70, 2, 4.
74. Davidson C, De Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res*. 1984;63(2):146-8.
75. Brackett WW, Covey D. Resistance to Condensation of Condensable Resin Composites as Evaluated by a Mechanical Test. *Operative dentistry*. 2000;25(5):424-6.
76. Yazici AR, Celik C, Ozgunaltay G. Microleakage of different resin composite types. *Quintessence Int*. 2004;35:790-4.
77. Altunsoy M, Botsali MS, Sari T, Onat H. Effect of different surface treatments on the microtensile bond strength of two self-adhesive flowable composites. *Lasers Med Sci*. 2015;30(6):1667-73.
78. Ferracane JL, Stansbury J, Burke FJT. Self- adhesive resin cements--chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil*. 2011;38(4):295-314.
79. Vichi A, Margvelashvili M, Goracci C, Papacchini F, Ferrari M. Bonding and sealing ability of a new self-adhering flowable composite resin in class I restorations. *Clin Oral Investig*. 2013;17(6):1497-506.

80. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomater*. 2007;28(26):3757-85.
81. Miyazaki M, Ando S, Hinoura K, Onose H, Moore BK. Influence of filler addition to bonding agents on shear bond strength to bovine dentin. *Dent Mater*. 1995;11(4):234-8.
82. Eick J, Kostoryz E, Rozzi S, Jacobs D, Oxman J, Chappelow C, et al. In vitro biocompatibility of oxirane/polyol dental composites with promising physical properties. *Dent Mater*. 2002;18(5):413-21.
83. Martin A, Meiers J, Duncan J, Goldberg A. Fiber-reinforced composites in clinical dentistry. Quintessence Publishing Co, Inc; 2000.
84. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Direct restoration of severely damaged incisors using short fiber-reinforced composite resin. *J Dent*. 2007;35(9):731-6.
85. Brown D. Fibre-reinforced materials. *Dent update*. 2000;27(9):442-8.
86. Quinn GD, Quinn GD. Fractography of ceramics and glasses: National Institute of Standards and Technology Washington, DC; 2007.
87. Wolter H, Storch W, Ott H. New inorganic/organic copolymers (Ormocer® s) for dental applications. *MRS Online Proceedings Library (OPL)*. 1994;346.
88. Nimet Ünlü ARÇ. Kompozit Rezin Materyallerin İçeriklerindeki Yeni Gelişmeler. *Türkiye Klinikleri J Dent Sci* 2008;14(3):156-67.
89. Ilie N, Rencz A, Hickel R. Investigations towards nano-hybrid resin-based composites. *Clin Oral Investig*. 2013;17(1):185-93.
90. Manhart J, Kunzelmann K-H, Chen H, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater*. 2000;16(1):33-40.
91. Imazato S. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dent Mater*. 2003;19(6):449-57.
92. Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF. Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dent Mater*. 2004;20(9):789-95.
93. Yap A, Tham S, Zhu L, Lee H. Short-term fluoride release from various aesthetic restorative materials. *Oper Dent*. 2002;27(3):259-65.
94. Aydın N, Karaoğlu S, Oktay EA, Topçu FT, Demir F. Diş hekimliğinde bulk fill kompozit rezinler. *Selcuk Dent J*. 2019;6(2):229-38.
95. Pilo R, Oelgiesser D, Cardash H. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *J Dent*. 1999;27(3):235-41.
96. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater*. 2008;24(11):1501-5.
97. Finan L, Palin WM, Moskwa N, McGinley EL, Fleming GJ. The influence of irradiation potential on the degree of conversion and mechanical properties of two bulk-fill flowable RBC base materials. *Dent Mater*. 2013;29(8):906-12.
98. Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Tauböck T. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clin Oral Investig*. 2015;19(4):831-40.
99. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig*. 2013;17(1):227-35.

100. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent*. 2014;39(4):441-8.
101. Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, et al. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dent Mater*. 2015;31(3):293-301.
102. Hatrick CD EW. *Dent Mater: Clinical Applications for Dental Assistants and Dental Hygienists*; Elsevier; 2016.
103. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *Br Dent J*. 2017;222(5):337-44.
104. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent*. 2013;38(6):618-25.
105. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig*. 2014;18(8):1991-2000.
106. Zaruba M, Wegehaupt FJ, Attin T. Comparison between different flow application techniques: SDR vs flowable composite. *J Adhes Dent*. 2013;15(2):115-21.
107. van Dijken JW, Pallesen U. A randomized controlled three year evaluation of “bulk-filled” posterior resin restorations based on stress decreasing resin technology. *Dent Mater*. 2014;30(9):e245-e51.
108. Par M, Gamulin O, Marovic D, Klaric E, Tarle Z. Raman spectroscopic assessment of degree of conversion of bulk-fill resin composites—changes at 24 hours post cure. *Oper Dent*. 2015;40(3):E92-E101.
109. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dent Mater*. 2008;24(7):901-7.
110. Ivoclar Vivadent Pty. Ltd. Scientific Documentation Tetric® N-Ceram Bulk Fill. <http://www.ivoclarvivadent.com.tr/tr/tetric-n-ceram-bulk-fill>. .
111. Ivoclar Vivadent Pty. Ltd. Scientific Documentation Tetric EvoCeram® Bulk Fill. <http://www.ivoclarvivadent.us/en-us/composites/restorative-materials/tetricevocerambulk-fill>.
112. Ivoclar Vivadent Pty. Ltd. Scientific Documentation Tetric PowerFill. https://www.ivoclarvivadent.com/medias/sys_master/celum-connect2-assets/celum-connect2-assets/h66/h37/10371740696606/3s-powercure-scidocs-us-en.pdf.
113. Rueggeberg F, Caughman WF, Curtis Jr J, Davis H. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent*. 1993;6(2):91-5.
114. Reis AF, Vestphal M, Amaral RCD, Rodrigues JA, Roulet JF, Roscoe MG. Efficiency of polymerization of bulk-fill composite resins: a systematic review. *Braz Oral Res*. 2017;31(suppl 1):e59.
115. Ilie N, Watts DC. Outcomes of ultra-fast (3 s) photo-cure in a RAFT-modified resin-composite. *Dent Mater*. 2020;36(4):570-9.
116. Kim J-W, Jang K-T, Lee S-H, Kim C-C, Hahn S-H, García-Godoy F. Effect of curing method and curing time on the microhardness and wear of pit and fissure sealants. *Dent Mater*. 2002;18(2):120-7.
117. Deb S, Sehmi H. A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. *Dent Mater*. 2003;19(6):517-22.

118. Musanje L, Darvell BW. Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dent Mater.* 2003;19(6):531-41.
119. Musanje L, Darvell BW. Curing-light attenuation in filled-resin restorative materials. *Dent Mater.* 2006;22(9):804-17.
120. Kutuk ZB, Gurgan S, Hickel R, Ilie N. Influence of extremely high irradiances on the micromechanical properties of a nano hybrid resin based composite. *Am J Dent.* 2017;30(1):9-15.
121. Randolph LD, Palin WM, Watts DC, Genet M, Devaux J, Leloup G, et al. The effect of ultra-fast photopolymerisation of experimental composites on shrinkage stress, network formation and pulpal temperature rise. *Dent Mater.* 2014;30(11):1280-9.
122. Gorsche C, Griesser M, Gescheidt G, Moszner N, Liska R. β -Allyl Sulfones as Addition-Fragmentation Chain Transfer Reagents: A Tool for Adjusting Thermal and Mechanical Properties of Dimethacrylate Networks. *Macromolecules.* 2014;47(21):7327-36.
123. Çelik Ç, Yonca Ö. Rezin Restoratif Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları. *ADO Klin Bilim Derg.* 2008;2(2):109-15.
124. Althoff O, Hartung M. Advances in light curing. *Am J Dent.* 2000;13(Spec No):77d-81d.
125. Hammesfahr PD, O'Connor MT, Wang X. Light-curing technology: past, present, and future. *Compend Contin Educ Dent.* 2002;23(9 Suppl 1):18-24.
126. Mills RW, Uhl AR, Jandt KD. 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.* 2002;193:459-63.
127. Soh MS, Yap AU, Siow KS. The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. *Oper Dent.* 2003;28(6):707-15.
128. Hackman ST, Pohjola RM, Rueggeberg FA. Depths of cure and effect of shade using pulse-delay and continuous exposure photo-curing techniques. *Oper Dent.* 2002;27(6):593-9.
129. Santos GC, Jr., El-Mowafy O, Rubo JH, Santos MJ. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *J Can Dent Assoc.* 2004;70(5):323-8.
130. Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light curing--an update. *Compend Contin Educ Dent.* 2002;23(10):889-92, 94, 96 passim; quiz 908.
131. Gonzalez CD, Zakariasen KL, Dederich DN, Pruhs RJ. Potential preventive and therapeutic hard-tissue applications of CO₂, Nd:YAG and argon lasers in dentistry: a review. *ASDC J Dent Child.* 1996;63(3):196-207.
132. Verma SK, Maheshwari S, Singh RK, Chaudhari PK. Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice. *Natl J Maxillofac Surg.* 2012;3(2):124-32.
133. Tarle Z, Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G, Davidson CL. The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *J Oral Rehabil.* 1998;25(6):436-42.
134. Lloret PR, Rode KM, Turbino ML. Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. *Braz Oral Res.* 2004;18(3):271-5.
135. Uctasli S, Shortall AC, Burke FJ. Effect of accelerated restorative techniques on the microleakage of Class II composites. *Am J Dent.* 2002;15(3):153-8.

136. Park SH, Noh BD, Cho YS, Kim SS. The linear shrinkage and microhardness of packable composites polymerized by QTH or PAC unit. *Oper Dent*. 2006;31(1):3-10.
137. Caughman WF, Rueggeberg F. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent*. 2002;27(6):636-8.
138. Küçükeşmen Ç. Farklı Işık Kaynakları ve Yeni Polimerizasyon Teknikleri.
139. Mills RW. Blue light emitting diodes--another method of light curing? *Br Dent J*. 1995;178(5):169-.
140. Bektaş ÖÖ, Siso ŞH, Eren D. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2006;27(2):117-24.
141. Çakmakcıoğlu AGÖ, Topbaşı B. Farklı Işık Kaynaklarının Kompozit Polimerizasyonuna Etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2005(1):48-54.
142. Santini A, Gallegos IT, Felix CM. Photoinitiators in Dentistry: A Review. *Prim Dent J*. 2013;2(4):30-3.
143. Pélissier B, Jacquot B, Palin W, Shortall A. Three generations of LED lights and clinical implications for optimizing their use. 1: From past to present. *Dent Update*. 2011;38:660-2, 4.
144. Flury S, Lussi A, Hickel R, Ilie N. Light curing through glass ceramics with a second-and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements. *Clin Oral Investig*. 2013;17(9):2127-37.
145. Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. *Dent Mater*. 2013;29(6):605-17.
146. Lopes LG, Jardim Filho AdV, Souza JBd, Rabelo D, Franco EB, Freitas GCd. Influence of pulse-delay curing on sorption and solubility of a composite resin. *J Appl Oral Sci*. 2009;17(1):27-31.
147. Carvalho AA, Moreira FdCL, Fonseca RB, Soares CJ, Franco EB, Souza JBd, et al. Effect of light sources and curing mode techniques on sorption, solubility and biaxial flexural strength of a composite resin. *J App Oral Sci*. 2012;20(2):246-52.
148. Friedl K, Schmalz G, Hiller K, Märkl A. Marginal adaption of Class V restorations with and without "softstart-polymerization". *Oper Dent*. 2000;25:26-32.
149. Brandt WC, de Moraes RR, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MAC, Consani S. Effect of different photo-activation methods on push out force, hardness and cross-link density of resin composite restorations. *Dent Mater*. 2008;24(6):846-50.
150. Souza-Junior E, Souza-Régis M, Alonso R, Freitas A, Sinhoreti M, Cunha L. Effect of the curing method and composite volume on marginal and internal adaptation of composite restoratives. *Oper Dent*. 2011;36(2):231-8.
151. Elmas MS, Başaran EG, İzgi AD. Diş Hekimliğinde Kullanılan Bağlanma Dayanımı Test Metotları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2021;31(2):283-8.
152. Choudhary K, Nandlal B. Comparative evaluation of shear bond strength of nano-hydroxyapatite incorporated glass ionomer cement and conventional glass ionomer cement on dense synthetic hydroxyapatite disk: An in vitro study. *Indian J Dent Res*. 2015;26(2):170.
153. Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *J Conserv Dent: JCD*. 2014;17(5):420.

154. Kansal R, Rani S, Kumar M, Kumar S, Issar G. Comparative evaluation of shear bond strength of newer resin cement (RelyX ultimate and RelyX U200) to lithium disilicate and zirconia ceramics as influenced by thermocycling. *Contemp Clin Dent*. 2018;9(4):601.
155. Devatha AB, Lakshmi MN, Kumar NB, Erukala S, Valluri R, Ealla KKR. A comparative study of shear bond strength of direct bonding system with and without a liquid primer: An in vitro study. *J Pharm Bioallied Sci*. 2019;11(Suppl 3):S515.
156. Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure. In: ISO/TS 11405 Technical Specification. 2003.
157. Inokoshi M, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *J Dent Res*. 2014;93(4):329-34.
158. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*. 1995;11(2):117-25.
159. Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue-a review. *J Adhes Dent*. 2010;12(5).
160. Drummond JL, Toepke T, King TJ. Thermal and cyclic loading of endodontic posts. *Eur J Oral Sci*. 1999;107(3):220-4.
161. Otani A, Amaral M, May LG, Cesar PF, Valandro LF. A critical evaluation of bond strength tests for the assessment of bonding to Y-TZP. *Dent Mater*. 2015;31(6):648-56.
162. Shimada Y, Senawongse P, Harnirattisai C, Burrow MF, Nakaoki Y, Tagami J. Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel. *Oper Dent*. 2002;27(4):403-9.
163. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dent Mater*. 2010;26(2):e50-e62.
164. Van Noort R, Noroozi S, Howard I, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent*. 1989;17(2):61-7.
165. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater*. 1998;14(3):212-21.
166. El Zohairy A, De Gee A, De Jager N, Van Ruijven L, Feilzer A. The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *J Dent Res*. 2004;83(5):420-4.
167. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*. 1994;10(4):236-40.
168. Sudsangiam S, van Noort R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose. *J Adhes Dent*. 1999;1(1):57-67.
169. Thammaruk P, Buranadham S, Thanatvarakorn O, Ferrari M, Guazzato M. Influence of glass-ceramic coating on composite zirconia bonding and its characterization. *Dent Mater*. 2019;35(1):105-13.
170. Chen W-P, Chen Y-Y, Huang S-H, Lin C-P. Limitations of push-out test in bond strength measurement. *J Endod*. 2013;39(2):283-7.
171. Sarrett DC, Brooks CN, Rose JT. Clinical performance evaluation of a packable posterior composite in bulk-cured restorations. *J Am Dent Assoc*. 2006;137(1):71-80.

172. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater.* 2005;21(12):1150-7.
173. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater.* 2005;21(10):962-70.
174. Albers HF. Tooth-colored restoratives: principles and techniques: PMPH-USA; 2002.
175. Sakaguchi R, Peters M, Nelson S, Douglas W, Poort H. Effects of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent.* 1992;20(3):178-82.
176. Watts D, Al Hindi A. Intrinsic 'soft-start' polymerisation shrinkage-kinetics in an acrylate-based resin-composite. *Dent Mater.* 1999;15(1):39-45.
177. Hume W, Gerzina T. Bioavailability of components of resin-based materials which are applied to teeth. *Critic Reviews in Oral Bio & Med.* 1996;7(2):172-9.
178. Zhou M, Drummond JL, Hanley L. Barium and strontium leaching from aged glass particle/resin matrix dental composites. *Dent Mater.* 2005;21(2):145-55.
179. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res.* 1997;76(8):1508-16.
180. Ceballos L, Fuentes MV, Tafalla H, Martínez A, Flores J, Rodríguez J. Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using LED and halogen units. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2009;14(1):E51-6.
181. Alrahlah A, Silikas N, Watts D. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater.* 2014;30(2):149-54.
182. Abbas G, Fleming GJ, Harrington E, Shortall AC, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *J Dent.* 2003;31(6):437-44.
183. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent.* 2014;42(8):993-1000.
184. Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymer structure of a light-cured resin composite in relation to distance from the surface. *Eur J Oral Sci.* 2003;111(3):277-9.
185. Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent Mater J.* 1997;16(1):60-73.
186. Türkoğlu Ö. , Bulut A. C. Geçmişten Günümüze Polimerizasyon Cihazları. *Ata Diş Hek Fak Derg.* 2019; 29(4): 683-690.
187. Park YJ, Chae KH, Rawls HR. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater.* 1999;15(2):120-7.
188. Bennett AW, Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dent Mater.* 2004;20(1):72-9.
189. Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater.* 2004;20(1):80-7.
190. Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a dual peak third generation LED curing light. *Compend Contin Educ Dent.* 2005;26(5):331-2, 4, 6-8 passim; quiz 48.
191. Owens BM, Rodriguez KH. Radiometric and spectrophotometric analysis of third generation light-emitting diode (LED) light-curing units. *J Contemp Dent Pract.* 2007;8(2):43-51.

192. Price RB, Felix CA, Andreou P. Third-generation vs a second-generation LED curing light: effect on Knoop microhardness. *Compend Contin Educ Dent*. 2006;27(9):490-6; quiz 7, 518.
193. Price RBT, Felix CA. Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. *Dent Mater*. 2009;25(7):899-908.
194. dos Santos GB, Alto RV, Filho HR, da Silva EM, Fellows CE. Light transmission on dental resin composites. *Dent Mater*. 2008;24(5):571-6.
195. Yearn JA. Factors affecting cure of visible light activated composites. *Int Dent J*. 1985;35(3):218-25.
196. Masotti AS, Onófrío AB, Conceição EN, Spohr AM. UV-vis spectrophotometric direct transmittance analysis of composite resins. *Dent Mater*. 2007;23(6):724-30.
197. Arikawa H, Fujii K, Kanie T, Inoue K. Light transmittance characteristics of light-cured composite resins. *Dent Mater*. 1998;14(6):405-11.
198. Craig F. Bohren DRH. *Absorption and Scattering of Light by Small Particles*: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA; 1998.
199. Rocha MG, de Oliveira D, Correa IC, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti M, Ferracane JL, et al. Light-emitting Diode Beam Profile and Spectral Output Influence on the Degree of Conversion of Bulk Fill Composites. *Oper Dent*. 2017;42(4):418-27.
200. Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Sullivan B, Kostylev I, Fahey J. Correlation between the beam profile from a curing light and the microhardness of four resins. *Dent Mater*. 2014;30(12):1345-57.
201. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dent Mater*. 2013;29(2):139-56.
202. Alvim HH, Alecio AC, Vasconcellos WA, Furlan M, de Oliveira JE, Saad JR. Analysis of camphorquinone in composite resins as a function of shade. *Dent Mater*. 2007;23(10):1245-9.
203. Michaud PL, Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Sullivan B. Localised irradiance distribution found in dental light curing units. *J Dent*. 2014;42(2):129-39.
204. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res*. 1994;73(6):1212-20.
205. Soares LE, Santo AM. Morphological and chemical comparative analysis of the human and bovine dentin-adhesive layer. *Microsc Microanal*. 2015;21(1):204-13.
206. Konno AN, Sinhoreti MA, Consani S, Correr Sobrinho L, Consani RL. Storage effect on the shear bond strength of adhesive systems. *Braz Dent J*. 2003;14(1):42-7.
207. Bowen RL, Eick JD, Henderson DA, Anderson DW. Smear layer: removal and bonding considerations. *Oper Dent Suppl*. 1984;3:30-4.
208. Schneider B, Baumann M, Watanabe L, Marshall Jr G. Dentin shear bond strength of compomers and composites. *Dent Mater*. 2000;16(1):15-9.
209. Tosun G ŞY, Şengün A. Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Hacettepe Diş Hek Fak Dergisi*. 2005;3:2-6.
210. Misilli T, Gönülol N, Cabadağ ÖG, Almasifar L, Misilli U. The effect of curing lights and modes on dentin bond strength of bulk-fill composites applied in different thickness. *J Adhes Sci Technol*. 2019;33(20):2281-91.

211. Neves TDC, Presoto CD, Wajngarten D, Campos EA. Micro-shear bond strength of adhesives with different degrees of acidity: Effect on sound and artificially hypermineralized dentin. *Microsc Res Tech*. 2020;83(4):393-401.
212. Munro G, Hilton T, Hermes C. In vitro microleakage of etched and rebonded Class 5 composite resin restorations. *Oper Dent*. 1996;21:203-8.
213. Koupis NS, Vercruysse CW, Marks LA, Martens LC, Verbeeck RM. Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dent Mater*. 2004;20(10):908-14.
214. Briso ALF, Fedel TM, Pereira SdM, Mauro SJ, Sundfeld RH, Sundfeld MLMM. Influence of light curing source on microhardness of composite resins of different shades. *J App Oral Sci*. 2006;14(1):10-5.
215. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: Is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater*. 2012;28(5):521-8.
216. Zhu S, Platt J. Curing efficiency of three different curing modes at different distances for four composites. *Oper Dent*. 2011;36(4):362-71.
217. Price RB, Labrie D, Whalen JM, Felix CM. Effect of distance on irradiance and beam homogeneity from 4 light-emitting diode curing units. *J Can Dent Assoc*. 2011;77:b9-b.
218. Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clinic Oral Investig*. 2005;9(2):71-6.
219. Price RB, Fahey J, Felix CM. Knoop microhardness mapping used to compare the efficacy of LED, QTH and PAC curing lights. *Oper Dent*. 2010;35(1):58-68.
220. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*. 1992;67(3):325-7.
221. Plant CG, Jones DW, Darvell BW. The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. *Br Dent J*. 1974;137(6):233-8.
222. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2006;96(6):433-42.
223. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996;75(1):18-32.
224. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res*. 2000;79(6):1385-91.
225. Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, et al. Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD-CAM ceramic. *J Dent*. 2007;35(4):282-8.
226. Wegner SM, Gerdes W, Kern M. Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *Int J Prosthodont*. 2002;15(3):267-72.
227. Andreatta Filho OD, Araújo MA, Bottino MA, Nishioka RS, Menezes MM. Study of thermocycling effect on the bond strength between an aluminous ceramic and a resin cement. *J Appl Oral Sci*. 2005;13(1):53-7.
228. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*. 2006;22(2):195-200.
229. Crabtree M, Atkinson H. A preliminary report on the solubility of decalcified dentine in water. *Aust J Dent*. 1955;55:340-2.

230. Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu PK, Lassila LVJ. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *J Prosthodont Res.* 2016;60(4):265-73.
231. Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent.* 2014;16(6):531-40.
232. Barutcigil K, Barutcigil Ç, Kul E, Özarslan MM, Buyukkaplan US. Effect of different surface treatments on bond strength of resin cement to a CAD/CAM restorative material. *J Prosthodont.* 2019;28(1):71-8.
233. Müller JA, Rohr N, Fischer J. Evaluation of ISO 4049: water sorption and water solubility of resin cements. *Eur J Oral Sci.* 2017;125(2):141-50.
234. Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehabil.* 1999;26(2):130-7.
235. Reis A, Carrilho M, Schroeder M, Tancredo LLF, Loguercio AD. The influence of storage time and cutting speed on microtensile bond strength. *J Adhes Dent.* 2004.
236. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *Inter Dent J.* 1993;43(5):492-8.
237. McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials.* 2002;23(17):3603-8.
238. Lassila LV, Tezvergil A, Dyer SR, Vallittu PK. The bond strength of particulate-filler composite to differently oriented fiber-reinforced composite substrate. *J Prosthodont.* 2007;16(1):10-7.
239. Hu M, Weiger R, Fischer J. Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dent Mater.* 2016;32(2):223-32.
240. Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater.* 1991;7(2):107-13.
241. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater.* 1995;11(2):126-31.
242. Güngör MB, Nemli SK, Bal BT, Ünver S, Doğan A. Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. *J Adv Prosthodont.* 2016;8(4):259-66.
243. Millar BJ, Nicholson JW. Effect of curing with a plasma light on the properties of polymerizable dental restorative materials. *J Oral Rehabil.* 2001;28(6):549-52.
244. Peutzfeldt A, Lussi A, Flury S. Effect of High-Irradiance Light-Curing on Micromechanical Properties of Resin Cements. *Biomed Res Int.* 2016;2016:4894653.
245. Feng L, Carvalho R, Suh BI. Insufficient cure under the condition of high irradiance and short irradiation time. *Dent Mater.* 2009;25(3):283-9.
246. Park HY, Kloxin CJ, Abuelyaman AS, Oxman JD, Bowman CN. Stress relaxation via addition-fragmentation chain transfer in high T(g), high conversion methacrylate-based systems. *Macromolecules.* 2012;45(14):5640-6.
247. Barner-Kowollik C. *Handbook of RAFT Polymerization*: Wiley- VCH Verlag GmbH & Co. KGaA; 2008.

248. Marovic D, Crnadak A, Sekelja A, Negovetic Mandic V, Gamulin O, Rakić M, et al. Rapid 3 s Curing: What Happens in Deep Layers of New Bulk-Fill Composites? *Mater.* 2021;14(3):515.
249. Soh M, Yap AU. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J Dent.* 2004;32(4):321-6.
250. Kowalska A, Sokolowski J, Gozdek T, Krasowski M, Kopacz K, Bociong K. The Influence of Various Photoinitiators on the Properties of Commercial Dental Composites. *Polymers (Basel).* 2021;13(22):3972.
251. Algamaiah H, Silikas N, Watts DC. Polymerization shrinkage and shrinkage stress development in ultra-rapid photo-polymerized bulk fill resin composites. *Dent Mater.* 2021;37(4):559-67.
252. Daugherty MM, Lien W, Mansell MR, Risk DL, Savett DA, Vandewalle KS. Effect of high-intensity curing lights on the polymerization of bulk-fill composites. *Dent Mater.* 2018;34(10):1531-41.
253. Lima RBW, Troconis CCM, Moreno MBP, Murillo-Gómez F, De Goes MF. Depth of cure of bulk fill resin composites: A systematic review. *J Esthet Restor Dent.* 2018;30(6):492-501.
254. Lovell LG, Lu H, Elliott JE, Stansbury JW, Bowman CN. The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. *Dent Mater.* 2001;17(6):504-11.
255. Lovell LG, Berchtold KA, Elliott JE, Lu H, Bowman CN. Understanding the kinetics and network formation of dimethacrylate dental resins. *Polym Adv Technol.* 2001;12(6):335-45.
256. Pfeifer CS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Braga RR. Factors affecting photopolymerization stress in dental composites. *J Dent Res.* 2008;87(11):1043-7.
257. Leprince J, Hadis M, Shortall A, Ferracane J, Devaux J, Leloup G, et al. Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins. *Dent Mater.* 2011;27(2):157-64.
258. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials.* 2003;24(10):1809-20.
259. Colak H, Ercan E, Hamidi MM. Shear bond strength of bulk-fill and nano-restorative materials to dentin. *Eur J Dent.* 2016;10(01):040-5.
260. Ivoclar Vivadent Pty. Ltd. Instructions for Use Tetric EvoCeram. https://www.ivoclar.com/en_US/downloadcenter/?dc=us&lang=en#search-text=evoceram&details=34363
261. Omran TA, Garoushi S, Abdulmajeed AA, Lassila LV, Vallittu PK. Influence of increment thickness on dentin bond strength and light transmission of composite base materials. *Clin Oral Investig.* 2017;21(5):1717-24.
262. Price RB, Doyle G, Murphy D. Effects of composite thickness on the shear bond strength to dentin. *J Can Dent Assoc.* 2000;66(1):35-9.
263. Al Habdan AH, Al Rabiah R, Al Busayes R. Shear bond strength of acid and laser conditioned enamel and dentine to composite resin restorations: An in vitro study. *Clin Exp Dent Res.* 2021;7(3):331-7.
264. Rangel JHR, Faria MS, D'Ajuda TCS, Monteiro AF, Weitzel I, Silva-Concílio LR, et al. Failure load and shear bond strength of indirect materials bonded to enamel after aging. *Gen Dent.* 2021;69(3):24-9.

265. Zakavi F, Johar N, Moalemnia M, Rakhshan V. Effects of at-home and in-office bleaching and three composite types (hybrid, microhybrid, and nanofilled) on repair shear bond strength of aged composites: A preliminary study. *Dent Res J (Isfahan)*. 2021;18:61.
266. Akgül S, Kedici Alp C, Bala O. Repair potential of a bulk-fill resin composite: Effect of different surface-treatment protocols. *Eur J Oral Sci*. 2021;129(6):e12814.
267. Elmi M, Ehsani M, Esmaeili B, Khafri S. Comparison of bond strength of a composite resin with two different adhesive systems and a resin modified glass ionomer to calcium enriched mixture. *J Conserv Dent*. 2018;21(4):369-72.
268. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent*. 2006;95(6):430-6.
269. Zanatta RF, Lungova M, Borges AB, Torres C, Sydow HG, Wiegand A. Microleakage and Shear Bond Strength of Composite Restorations Under Cycling Conditions. *Oper Dent*. 2017;42(2):E71-e80.
270. Helvatjoglu-Antoniades M, Koliniotou-Kubia E, Dionyssopoulos P. The effect of thermal cycling on the bovine dentine shear bond strength of current adhesive systems. *J Oral Rehabil*. 2004;31(9):911-7.