



**T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**İŞİK KAYNAKLARININ FARKLI KOMPOZİT REZİNLERİN
BULK-FİLL KOMPOZİTLE TAMİRİNDE BAĞLANMA
DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ**

**Dt. Vahti KILIÇ
UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır.**

**SİVAS
2018**



**T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**İŞİK KAYNAKLARININ FARKLI KOMPOZİT REZİNLERİN
BULK-FİLL KOMPOZİTLE TAMİRİNDE BAĞLANMA
DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ**

**Dt. Vahti KILIÇ
UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır.**

**Prof. Dr. Feridun HÜRMÜZLÜ
DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ**

**SİVAS
2018**

Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından **Restoratif Diş Tedavisi** Ana Bilim Dalı'nda uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

İMZA

Üye: Prof. Dr. Feridun HÜR MÜZLÜ.....



Üye: Doç. Dr. Suat ÖZCAN.....



Üye: Dr. Öğr. Üyesi. Alper KAPTAN.....



ONAY

Bu tez çalışması, 13.06.2018 tarih ve 2018/2 sayılı Yönetim Kurulu kararı ile belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca mesleki bilgisini ve manevi desteğini hiçbir şekilde esirgemeyen, yol gösteren, hakkını ödeyemeyeceğim değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Feridun HÜR MÜZLÜ' ye teşekkürü bir borç bilirim.

Uzmanlık eğitimim süresince desteklerini esirgemeyen, bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım değerli hocalarım, Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU, Doç. Dr. Özden Özel BEKTAŞ, Doç. Dr. Diğdem EREN, Doç. Dr. Emine Gülşah Göktolga AKIN ve Dr. Öğr. Üyesi Alper KAPTAN'a;

Tez çalışmalarım sırasında fikir alışverişinde bulunduğum, her türlü desteği veren gelmiş geçmiş bütün asistan arkadaşlarım ve yardımlarını esirgemeyen bölüm personeline;

Tez çalışmamın istatistiksel değerlendirmesinde yardımlarını esirgemeyen Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Biyoistatistik Anabilim Dalı öğretim üyesi Dr. Öğr. Üyesi Ziyet ÇINAR'a ve SEM analizlerinde yardımcı olan Cumhuriyet Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü öğretim üyesi Dr. Öğr. Üyesi Ali ÖZER'e;

Bugünlere gelmemde çok büyük katkıları olan, varlıklarıyla her zaman destek olan, arkamda duran çok sevgili annem İkbal KILIÇ ile babam Hidayet KILIÇ ve tüm kardeşlerim ile ailesine;

Sivas'ta ailemin yokluğunu hissettirmeyen, ikinci ailem olan ve her zaman desteklerini esirgemeyen Sayın ÖCALAN ailesine;

Hayatıma anlam katan, uzmanlık eğitimim boyunca her anımda yanımda olan, her türlü zorluğa beraber göğüs gerdiğim sevgili eşim Nadiye KILIÇ ve moral kaynağım oğlum Ömer Asaf KILIÇ'a;

Çalışmamı destekleyen Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı'na (CÜBAP) teşekkür ederim.

ÖZET**IŞIK KAYNAKLARININ FARKLI KOMPOZİT REZİNLERİN BULK-FİLL KOMPOZİTLE TAMİRİNDE BAĞLANMA DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ****Vahti KILIÇ****Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı****Sivas, 2018**

Çalışmamızın amacı, aynı yüzey işlemleri uygulanmış kompozit restorasyonların yeni nesil bir kompozit olan bulk-fill kompozitle tamirinde farklı ışık cihazlarının kullanımının makaslama bağlanma dayanımına etkilerini değerlendirmek ve karşılaştırmaktır. Ayrıca örnekleri Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Mycroscope- SEM) ile değerlendirmektir.

Çalışmamızda bir nanohibrit kompozit (Filtek Z550), bir nanoseramik kompozit (CeramX Spherotec One), bir ormoser esaslı kompozit (Admira), bir nanofil kompozit (Filtek Ultimate), bir Dupont® monomer esaslı nanohibrit kompozit (Kalore) ve bir bulk-fill kompozit (Filtek Bulk Fill Posterior Restorative) kullanılarak; bu kompozitler bulk-fill kompozit ile tamir edildi. Çalışmamız için 6 grupta her grupta 21 adet olacak şekilde üzerinde standart boyutlarda kaviteler bulunan toplam 126 adet akrilik blok hazırlandı. Daha sonra 6 farklı kompozitle kaviteler doldurularak LED ışık kaynağıyla (Elipar DeepCure-S) polimerize edildi. Hazırlanan örnekler termal siklus uygulaması sonrasında aynı yüzey işlemleri uygulanarak, asit etching ve adeziv uygulamasına tabi tutularak bulk-fill kompozit ile tamir edildi. Polimerizasyon işleminde her bir grup 3 alt gruba ayrılarak; bir halojen ışık cihazı (Hilux 250) ile 40 sn, iki farklı LED ışık kaynağı (Elipar Deepcure-S ve Valo) 20 sn süre ile kullanıldı. Tamir sonrası örnekler 37°C distile suda 4 hafta bekletilerek, daha sonra makaslama bağlanma dayanımı testi için universal test cihazına konularak test işlemi gerçekleştirildi. Deney gruplarının bağlanma dayanımları MPa cinsinden ölçülerek kaydedildi. Makaslama testi uygulanan

kırık örnekler 40X büyütmede stereomikroskop altında incelendi ve kopma tipleri belirlendi. Ayrıca her bir gruptaki örnekler SEM ile incelendi.

Çalışmamızdan elde edilen veriler Varyans Analizi, Tukey Testi kullanılarak değerlendirildi ve yanılma düzeyi $p<0.05$ olarak alındı. Grupların genelinde ışık kaynaklarının makaslama bağlanma dayanımı değerleri üzerine etkili olduğu ve bağlanma dayanımları ortalamaları arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu ($p<0,05$). LED ışık cihazları ile yapılan tamir işlemindeki örneklerin bağlanma dayanımı değerleri halojen ışık cihazıyla yapılan örneklerden daha yüksek bulundu. Bu bulgular ışığında farklı ışık cihazlarının kompozitlerin tamir işleminde bağlanma dayanımı üzerine etkisi olabileceği sonucuna varılmıştır.

Anahtar kelimeler: Bulk-fill kompozit, ışık kaynakları, kompozit tamiri, bağlanma dayanımı.

ABSTRACT**EFFECT OF LIGHT SOURCES ON BOND STRENGTH OF DIFFERENT
COMPOSITE RESINS REPAIRED WITH BULK-FILL COMPOSITE****Vahti KILIÇ****Restorative Dentistry Department****Sivas, 2018**

The aim of this study was to evaluate and compare the effects of the use of different light devices on the shear bond strength of composite restorations with the same surface treatments repaired with a new generation of composites bulk-fill. In addition, samples are evaluated with a scanning electron microscope (SEM).

In our study; using a nanohybrid composite (Filtek Z550), a nanoceramic composite (CeramX Spherotec One), a ormocer based composite (Admira), a nanofil composite (Filtek Ultimate), a Dupont® monomer based nanohybrid composite (Kalore) and a bulk-fill composite (Filtek Bulk Fill Posterior Restorative); these composites were repaired with bulk-fill composite. For our study, a total of 126 acrylic blocks, each of which had a standard size of cavities, were prepared as 21 samples in 6 groups. Then, the cavities were filled with 6 different composites and polymerized with LED light source (Elipar DeepCure-S). The prepared samples were subjected to the same surface treatments after thermal cycling and were subjected to acid etching and adhesive application and repaired with bulk-fill composite. In the polymerization process, each group was divided into 3 subgroups and a halogen light device (Hilux 250) were used 40 seconds, two different LED light sources (Elipar Deepcure-S and Valo) were used for 20 seconds. After repairing processes, the specimens were stored in a 37 ° C distilled water for 4 weeks and then tested in a universal test device for shear bond strength test. The bonding strengths of the test groups were measured and recorded in MPa. The fracture specimens subjected to the shear test were examined under a stereomicroscope at 40X magnification and the type of fracture was determined. In addition, the samples in each group were examined by SEM.

Data obtained from our study were assessed using the Variance Analysis, Tukey Test and the level of significance was taken as $p < 0.05$. It was found that the light sources have an influence on shear bond strength in near all of the groups and the difference between the average values of the bonding strengths of the groups were statistically significant ($p < 0,05$). The bonding strength values of the samples in the repair process with the LED light devices were higher than those of the halogen light device. In these findings, it has been concluded that different light devices may have an effect on the bonding strength in the repairing process of composites.

Key words: Bulk-fill composite, light sources, composite repair, bond strength



İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa no</u>
İÇ KAPAK.....	i
TEZ ONAY SAYFASI.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
TABLolar DİZİNİ.....	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Kompozit Rezinler	4
2.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı.....	4
2.2.1. Organik Polimer Matriks Fazı.....	5
2.2.2. İnorganik Faz.....	6
2.2.3. Ara Faz	7
2.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	8
2.3.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklük ve Yüzdelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	8
2.3.2. Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması	11
2.3.3. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması	12
2.3.4. Farklı Özellikteki Kompozitler ve Yeni Gelişmeler	13
2.4. Polimerizasyon ve Işık Kaynakları	17
2.4.1. Quartz-tungsten halojen ışık kaynağı (QTH)	18
2.4.2. Plazma Ark Karbon Işık Kaynağı (PAC)	19
2.4.3. Argon İyon Lazer Işık Kaynağı (PAC)	19
2.4.4. Işık yayan diyot (LED) Işık Kaynağı	20

2.5. Kompozit Restorasyonların Başarısını Etkileyen Faktörler.....	21
2.6. Kompozit Restorasyonların Tamiri.....	21
2.7. Adezyon ve Adeziv Sistemler	22
2.7.1.Adezyon.....	23
2.7.2. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması	24
2.8. Yapay Yaşlandırma	25
2.8.1. Suda Bekleterek Yaşlandırma	25
2.8.2. Termal Siklus ile Yaşlandırma	26
2.8.3. Okluzal Yükleme ile Yaşlandırma	26
2.8.4. NaOCl Solüsyonu ile Yaşlandırma	26
2.8.5. pH Siklus İle Yaşlandırma	26
2.9. Bağlanma Dayanımı.....	26
2.9.1 Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Testi (Shear Bond Strength Test)	27
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	28
3.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması.....	28
3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması	28
3.2.1. Ana Gruplar	28
3.2.2. Alt Gruplar	29
3.3. Çalışmada Kullanılan Kompozitler.....	30
3.4. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazları	32
3.4. Deney Örneklerinin Hazırlanması.....	34
3.4.1. Akrilik Blokların Hazırlanması	34
3.4.2. Akrilik Bloklara Kompozitlerin Yerleştirilmesi.....	35
3.5. Örneklerin Yapay Yaşlandırması	36
3.6. Yüzey Hazırlama İşlemleri ve Adeziv Uygulanması.....	37
3.7. Tamir Materyalinin Yerleştirilmesi.....	38
3.8. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi	40
3.9. Kırılma Yüzeylerinin İncelenmesi ve Kırılma Tiplerinin Belirlenmesi	41
3.10. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Analizi	42

3.11. İstatistiksel Analiz.....	43
4. BULGULAR.....	44
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerleri	44
4.2. Kırılma Tipleri	47
4.3. SEM Analizi Görüntüleri	48
5. TARTIŞMA	53
6. SONUÇ	68
7. ÖNERİLER.....	69
8. KAYNAKLAR	70
9. ÖZGEÇMİŞ	91
10. EKLER.....

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

≈	: Yaklaşık
%	: Yüzde
°C	: Santigrat Derece
μm	: Mikrometre
cm	: Santimetre
cm ²	: Santimetre kare
dk	: Dakika
mg	: Miligram
mm	: Milimetre
mw	: Miliwatt
mW/cm ²	: Miliwatt/santimetrekare
nm	: Nanometre
sn	: Saniye

Kısaltmalar

AUDMA	: Aromatik Dimetakrilat
Bis-GMA	: Bisfenol-A glisidilmetakrilat
Bis-EMA	: Bis-etilen glikol dimetakrilat
C=C	: Karbon çift bağ
C-C	: Karbon tek bağ
CQ	: Kamforkinon
ISO	: International Organization for Standardization
LED	: Light Emitting Diode (Işık Yayan Diyot)
MDP	: 10-Metaksiriloksidil dihidrojen fosfat
MPa	: Megapascal
MPTMS	: 3-metakriloksipropil trimetoksisilan
N	: Toplam örnek sayısı
n _a	: Alt gruplar
NaOCl	: Sodyum Hipoklorit
p	: Önemlilik
pH	: Power of hydrogen
PAC	: Plazma ark karbon ışık kaynağı
PPD	: 1-fenil-1,2-propandion
QTH	: Quartz-Tungsten Halojen Işık Kaynağı
SEM	: Scanning electron microscope
Si-OH	: Silanol grubu
SPSS	: Statistical Package for the Social Sciences
TEGDMA	: Trietilenglikol dimetakrilat
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
USA	: The United States of America
UK	: United Kingdom
UV	: Ultraviole

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Kompozit rezinlerin organik matriksinde sık kullanılan monomerlerin yapısı.....	6
Şekil 2.2. Silanın (3-metakriloksipropil trimetoksisilan) yapısı.....	8
Şekil 2.3. Dx-511 Monomer Yapısı	17
Şekil 3.1. Filtek Z550	31
Şekil 3.2. Filtek Ultimate.....	31
Şekil 3.3. Admira.....	31
Şekil 3.4. CeramX SphereTEC one	31
Şekil 3.5. Kalore	31
Şekil 3.6. Filtek Bulk Fill Posterior Restorative.....	32
Şekil 3.7. Hilux 250 halojen ışık cihazı.....	32
Şekil 3.8. Valo Cordless LED ışık cihazı	33
Şekil 3.9. Elipar DeepCure-S LED ışık cihazı	33
Şekil 3.10. Metal bloklardan elde edilen kalıp ile akrilik blokların hazırlanma süreci	34
Şekil 3.11. Akrilik bloklara kompozitlerin yerleştirilmesi ve polimerizasyonu.....	35
Şekil 3.12. Termal siklus cihazı ve çalışmada kullanılan parametreler.....	36
Şekil 3.13. Silikon karpit zımpara, frez ile yüzey pürüzlendirme işlemi	37
Şekil 3.14. Asit ve adeziv sistem uygulaması	37
Şekil 3.15. Single Bond Universal Adeziv	38
Şekil 3.16. Tamir materyali için plastik tüplerin yerleştirilmesi	39
Şekil 3.17. Tamir materyalinin yerleştirilmesi ve 3 farklı ışık cihazı ile polimerizasyonu ..	39
Şekil 3.18. Radyometre cihazı ve ışık kaynaklarının gücünün kontrolü	39
Şekil 3.19. Plastik kalıbın bistüri ile uzaklaştırılması ve tamir işleminin son hali	40
Şekil 3.20. Universal test cihazı ve makaslama testi.....	40
Şekil 3.21. Newton değerinin megapaskal değerine çevrilmesinde kullanılan formül	41
Şekil 3.22. Stereomikroskop ile kırık tiplerinin incelenmesi ve karar verilmesi.....	41

Şekil 3.23. Çalışmada kullanılan SEM cihazı-numune haznesi ve kaplama cihazı	42
Şekil 4.1. Işık cihazlarının kompozit rezinlerin tamir bağlanma dayanımı üzerine etkisi ...	45
Şekil 4.2. Kompozit rezinlerin ışık cihazlarına göre tamir bağlanma dayanımı değerleri ...	46
Şekil 4.3. Gruplara ait bağlanma dayanımı değerlerinin box-plot grafik ile gösterimi	46
Şekil 4.4. Kırılma tiplerine ait stereomikroskop görüntüleri	48
Şekil 4.5. CeramX One kompozit tamirine ait karışık (mix) kırılma SEM görüntüleri	48
Şekil 4.6. CeramX One kompozit tamirine ait adeziv kırılma SEM görüntüleri.	49
Şekil 4.7. Filtek Bulk Fill kompozit tamirine ait mix kırılma SEM görüntüleri	49
Şekil 4.8. Admira kompozit tamirine ait koheziv kırılma SEM görüntüleri	50
Şekil 4.9. Filtek Bulk Fill kompozit tamirine ait adeziv kırılma SEM görüntüleri	50
Şekil 4.10. Filtek Z550 kompozit tamirine ait mix kırılma SEM görüntüleri	51
Şekil 4.11. Kalore kompozit tamirine ait koheziv kırılma SEM görüntüleri	51
Şekil 4.12. Filtek Ultimate kompozit tamirine ait mix kırılma SEM görüntüleri	52
Şekil 4.13. Admira Kompozit tamirine ait mix kırılma SEM görüntüsü	52

TABLolar DİZİNİ

Tablo 2.1. Kompozit rezinlerin partikül büyüklüğü ve yüzdelere göre sınıflandırılması .	11
Tablo 3.1. Çalışma kapsamında oluşturulan deney grupları	29
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan kompozit rezinler ve üretici firma bilgileri	30
Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan kompozitlerin yapısı ve içeriği	30
Tablo 3.4. Çalışmada kullanılan ışık cihazları.	33
Tablo 3.5. Universal adezivin içeriği ve üretici bilgileri.....	38
Tablo 4.1. Kompozitlerin kullanılan ışık kaynağına göre ortalama tamir makaslama bağlanma dayanımı değerleri ve Tukey HSD testine göre aralarındaki farklılıklar	44
Tablo 4.2. Gruplara ait kırılma tiplerinin dağılımı	47

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüz diş hekimliğinde restoratif diş tedavisinin amacı, doğru tanı yöntemleri ve seçilen en uygun tedavi ile kaybolan çiğneme fonksiyonunun, fonasyonun ve estetiğin yeniden kazandırılmasıdır. Dişlerde çürük ve diğer etkenler sonucu ortaya çıkan harabiyetin onarılabilmesi, diş hekimliği ve hasta sağlığı açısından çok önemlidir. Son yıllarda restoratif diş tedavisi yöntemlerinin, özellikle materyaller ve uygulama teknikleriyle bağlantılı olarak hızlı bir gelişme göstermesiyle kompozitlerin klinik kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır.

Rezin esaslı dental kompozitlerin bileşimi üzerinde materyaller kullanıma başlandığından bu zamana kadar birçok gelişme yaşanmıştır. Bunlardan bazıları doldurucu üzerinde yapılan değişikliklerle materyalin aşınma direncini azaltmak ve polisajlanabilirliği artırmak gibi çalışmalardır. Bunun yanında değişikliklerin çoğu materyalin polimerik matriksine odaklanmakta ve polimerizasyon büzülme streslerinin azaltılması hedeflenmektedir [1]. Restorasyon materyalini yerleştirme teknikleri, büzülme gerilmelerinin azaltılmasında önemli bir faktör olarak kabul edilmektedir [2].

Kompozitlerin estetik, kolay uygulanabilirlik, dişe iyi bağlanabilme gibi avantajlarının yanısıra; zamanla sekonder çürük gelişimi, kırık, renk değişimi, aşınma ve yetersiz kontur gibi dezavantajları da vardır. Başarısızlıkların çoğu, restorasyonun yerleştirilmesinden birkaç yıl sonra ortaya çıkar ve sekonder çürüklerin gelişmesi, restorasyonun veya dişin kırılması, restorasyonun renklenmesi ve marjinal yıkım gibi bir tür bozulmanın sonucudur [3]. Bu etmenler sonucu başarısız olan restorasyonların tamamen sökülüp yenilenmesi yerine tamir edilmesi; dişteki gereksiz madde kaybını engellemek, gereksiz preparasyondan kaçınmak, pulpanın ekspoz olmasını önlemek ve hastanın koltukta geçirdiği zamanı azaltmak bakımından gayet tercih edilebilir bir yöntemdir [4]. Yapılan çalışmalar kompozit rezin restorasyonların tamir işleminin uzun vadede uygulanabilir, güvenli ve etkili bir tedavi olduğunu ortaya koymaktadır [4, 5].

Klinikte kompozit restorasyonları tamir ederken, dişte bulunan kompozit rezinin türünün ve kompozisyonun belirlenmesi bir problemdir. Farklı ticari markaların farklı kompozisyonlarda ürünleri olması ve bunlardaki rezin türünün tamir işleminde bağlanma gücünü etkileyen ana faktörlerden birisi olduğu bilinmektedir [6]. Son

yıllarda bu geniş ürün yelpazesi içerisinde daha fazla tabaka kalınlığı ile uygulanabilen, akıcı yapısıyla kaviteye daha iyi adapte olabildiği iddia edilen, tabakalama tekniğinin hava boşluğu kalması ve kontaminasyon gibi özelliklerini saf dışı eden ve uygulama kolaylığı ile hasta hekim konforunu artıran bulk-fill kompozitler de katılmıştır. Bulk-fill kompozitlerin düşük polimerizasyon stresleri oluşturarak marjinal kırıkları elimine ettiği ileri sürülmüştür [7]. Bununla birlikte bulk-fill kompozitlerin klinikte kullanılan diğer kompozitleri tamir etmede kullanımına dair çalışmalar kısıtlıdır.

Kompozit rezin sistemlerin bu gelişimine paralel olarak polimerizasyonda rol alan ışık kaynaklarında da gelişmeler yaşanmaktadır. Polimerizasyon derinliği ve dönüşüm oranını artırmayı, kavitenin her yerinde aynı polimerizasyonu, ışıkla süresini azaltmayı hedefleyen çalışmalar yapılmaktadır. Bu çalışmalar sonucu piyasaya sürülmüş led cihazların halojen ışık cihazlarına göre daha iyi ve daha kısa sürede polimerizasyon yaptıkları öne sürülmüştür [8]. LED ve halojen ışık cihazlarının kullanıldığı bir çalışmada ışık cihazları aynı güce sahip olmasına rağmen LED cihazının halojen ışık cihazına göre daha üstün özellikler gösterdiği tespit edilmiştir [9]. Önceki zamanlarda tam polimerizasyon için yaklaşık olarak 40 saniye ışıklandırmanın gerektiği söylenirken bu gelişmeler sonucu ışıklandırma süresi olarak 5 saniyenin yeterli olabildiği ışık cihazları üretilmiştir [8]. Buna paralel olarak bazı firmalar tarafından daha hızlı, kavitenin en derin kısmında etkili, uniform ve paralel ışın demeti ile daha homojen, ekstra güçlü ışık yoğunluğu ile daha iyi polimerizasyon sağladıkları ve geniş dalga boyu aralığı sayesinde kamforokinon dışındaki başlatıcılar için de etkili olan üçüncü jenerasyon LED ışık cihazları üretilmiştir. Işık kaynaklarının kompozitlerin mekanik, fiziksel ve kimyasal özelliklerine etkisi üzerine birçok çalışma bulunmasına rağmen tamir bağlanma dayanımı üzerine etkisinin araştırıldığı çalışmalar sınırlıdır.

Eski ve zarar görmüş restorasyonları tamir ederken en çok merak edilen konu tamir materyalinin uygun şekilde bağlanıp bağlanmadığıdır. Mevcut restorasyonlarda bulunan ve tamir işleminde bağlanmayı sağladığı iddia edilen doymamış çift bağlar [10] zamanla birlikte azalmaktadır [11]. Bu bakımdan mevcut restorasyona güçlü bir bağlantı sağlamak önemlidir. Bu bağlantı elmas frez ile aşındırma, alüminyum oksit partikülleri ile kumlama, fosforik veya hidroflorik asit ile pürüzlendirme, lazer ışınlarının kullanımı ve ara bağlantı ajanları gibi mikro veya makromekanik ve kimyasal yüzey hazırlama protokolleri ile temin edilebilir [12-16]. Kompozit yüzeyler arasında

mikromekanik bağlanmayı arttırmak için arttırılmış yüzey pürüzlülüğü gerektiği bildirilmiştir [17]. Bunu sağlamak için en etkin ve basit yöntem bir aşındırıcı alet kullanarak (elmas frez, silikon karbit zımpara) yüzeyi pürüzlendirmektir. Bunun yanında piyasaya yeni sürülen ve klinik olarak kullanımı popülerlik kazanan universal adezivlerin içeriğinde MDP ve silan gibi yapışma yeteneğini arttıran ajanların bulunması, bu sistemlerin eski restorasyonların tamirinde kullanılmasında avantaj sağlayabilir [18].

Çalışmamızın amacı; kliniğe başvuran hastalardaki restoratif materyal öngörülemezliğinden ötürü aynı yüzey işlemleri uygulanmış 6 farklı kompozit restorasyonun yeni nesil bir kompozit olan bulk-fill kompozitle tamirinde farklı ışık kaynaklarının kullanımının tamir bağlanma dayanımı üzerine etkilerini değerlendirmek ve karşılaştırmaktır. Ayrıca örnek yüzeylerini SEM ile değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler değişik yapı ve özelliğe sahip iki ya da daha fazla materyalin belirgin fazlar oluşturacak şekilde birleştirilmesi ve genellikle karışımı oluşturan maddelerin özelliklerinden yararlanmak ile elde edilen ürünlerdir [19].

1940'lı yıllarda kullanıma başlayan silikat simanların yerini alan akrilik rezinlerin çabuk reklenme, polimerizasyon büzülmesinin fazla oluşu ve diş bağlanmasının yetersiz oluşu gibi dezavantajlarını [20] en aza indirmek için restoratif diş hekimliği alanında kompozit rezinler piyasaya sürülmüştür. 1955 yılında Michael Buonocore, akrilik rezinlerin mine yüzeyine adezyonunu iyileştirmek için asitle pürüzlendirme kavramını keşfetmiştir [20].

Daimi dolgu maddesi olarak kullanılan kompozit rezinlerin kayda değer gelişimi 1962 yılında Bowen tarafından bisfenol-A glisidilmetakrilatın bulunması ile olmuştur [21]. Bis-GMA'nın geleneksel polimetil metakrilata göre avantajları daha düşük uçuculuk ve dokulara difüzyon göstermesi, çapraz bağlama yeteneğinin daha fazla olması, daha az polimerizasyon büzülme göstermesi ve oral koşullar altında hızlı sertleşmesidir [22]. 1970'li yılların sonunda karıştırılan iki patlı sistemlerin yerini fotopolimerizan rezinler almaya başlamıştır [23].

Son yıllarda hastaların estetik beklentilerinin artması ve amalgam dolgulardaki civaya ilişkin endişeler sebebiyle kompozit rezin materyallerin anterior ve posterior dişlerde direkt restorasyon materyali olarak kullanılması popülerite kazanmıştır [24]. Yeni adeziv sistemlerinin ve kompozitlerin tanıtımı restoratif dişhekimliği üzerinde büyük bir etkiye sahip olmuştur. Bu durum sadece materyal ve teknikleri değil, aynı zamanda minimal invaziv diş hekimliği olarak adlandırılan tedavi yönteminin uygulamalarını da etkilemiştir [25, 26].

2.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Temel olarak kompozit rezinler; organik polimer matriks (genellikle bir dimetakrilat), inorganik doldurucular (radyopak dirençli cam partikülleri), bağlayıcı -ara- faz (inorganik doldurucuları organik matrise bağlamak için bir silan) ve başlatıcı-

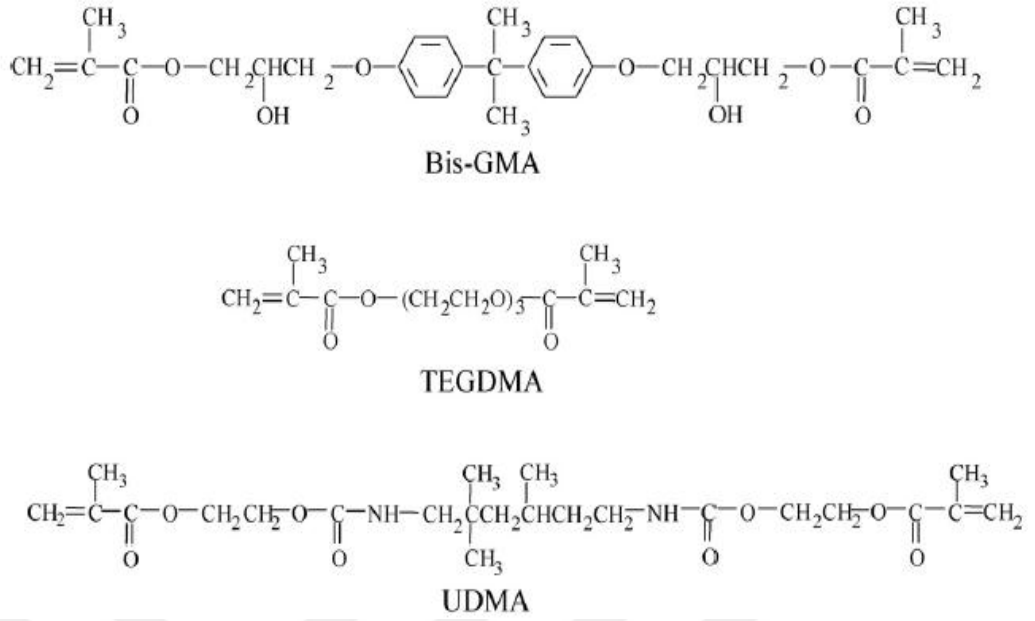
hızlandırıcı sistemlerden oluşurlar [27]. Aynı zamanda kompozit rezinin özelliğini geliştirmek için birkaç kimyasal madde ve kabul edilebilir bir renk ve opaklık elde etmek için pigmentler eklenir [1, 27]. Kompozit rezinler üç ana bileşenden oluşur [28-30]:

- Organik Polimer Matriks Fazı (Taşıyıcı Faz, Continuous Phase)
- İnorganik Faz (Doldurucular, Dağılan Faz, Dispersed Phase)
- Ara Faz (Bağlayıcı Ajan, Coupling Agent)

2.2.1. Organik Polimer Matriks Fazı

Organik polimer matriks fazı; monomerler, polimerizasyon başlatıcı sistem, aktivatörler ve polimerizasyon inhibitörleri (stabilize edici ajanlardan) oluşmaktadır [31]. Dental kompozitlerde baskın ve en yaygın kullanılan monomer yüksek moleküler ağırlıklı bir monomer olan Bisfenol A glisidil metakrilattır (Bis-GMA) [32]. Bu monomerin yüksek viskozitesi nedeniyle, Trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA), üretan dimetakrilatlar (UDMA), veya diğer monomerler gibi diğer dimetakrilatlar ile karıştırılmış olarak kompozitlerin içeriğinde kullanılırlar [33]. UDMA moleküler ağırlık olarak Bis-GMA'ya benzer, ancak moleküler olarak daha esnek olduğu düşünülmektedir [33]. Ayrıca iki monomerin de düşük viskoziteli olduğu düşünülerek genelde dilüe etmek amacıyla ile TEGDMA kullanılır [34]. Çoğu şirket kompozitlerine bir Bis-GMA / TEGDMA veya Bis-GMA / UDMA / TEGDMA kombinasyonu ekler [29]. Ayrıca Bis-EMA da yeni nesil kompozitlerde bulunan bir monomer çeşididir.

Metakrilat monomerleri, uygun dalga boyu ve yoğunluğunda ışık uygulandığında dirençli çapraz bağlı bir yapı oluşturmak için bir ilave polimerizasyon reaksiyonuna girerek polimerize olurlar. Bundan ötürü ve polimerizasyon için başlatıcı sistemleride içerdiği için organik rezin matriks fazının, kompozit rezinlerin kimyasal ve fiziksel özellikleri üzerinde önemli bir etkisi vardır [27, 29].



Şekil 2.1. Kompozit rezinlerin organik matriksinde sık kullanılan monomerlerin yapısı

2.2.2. İnorganik Faz

Kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin çoğu inorganik doldurucuların miktarını artırarak geliştirilebilir [28]. İnorganik faz dental kompozitlerin; direncini ve sağlamlığını artırmada [35, 36], sertliğini artırmada [37], ısıl değişimlerde boyutsal stabiliteyi sağlamada [38], kontraksiyon streslerini azaltmada [39], radyoopasiteyi artırmada [40], estetik özellikleri sağlamada ve enstrümantasyonu kolaylaştırmada rol oynar. Resin kompozitin fiziksel / mekanik özellikleri ile eklenen doldurucu miktarı arasında doğrudan bir ilişki vardır [41].

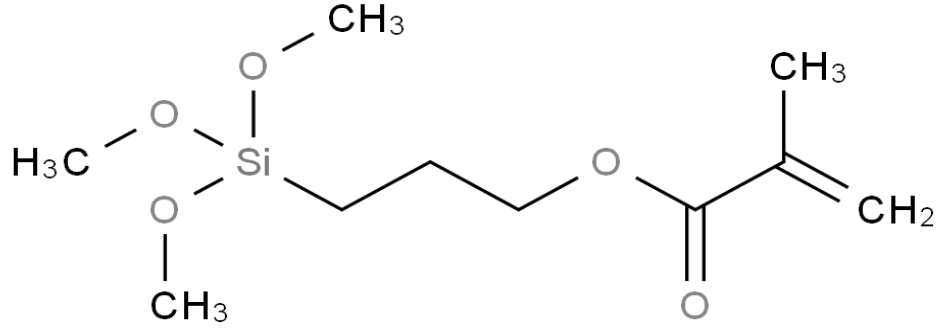
İnorganik fazda kullanılan çok çeşitli doldurucular mevcuttur. Geliştirilmiş optik özelliklerinden dolayı cam partikülleri en yaygın olanlardır [42]. Daha önceleri, iyi mekanik özellikleri, kullanılabilirliği ve stabilitesi nedeniyle kuartz tercih edilip çok yaygın olarak kullanılsa da [43], zamanla sertliği nedeniyle, minde atrizyona neden olduğundan kullanımını azalarak yerini cam partiküllere bırakmıştır [44]. Yaygın olarak kullanılan diğer dolgu maddeleri arasında borosilikat camı, lityum, baryum ve alüminyum silikat partikülleri, stronsiyum veya çinko cam bulunur [42, 45]. Partiküllerden çoğu radyoopasiteyi ve kompozit materyalin mekanik özelliklerini belirler [45]. Silika partikülleri, geliştirilmiş polisajlanabilirlik nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır. Amorf veya kolloidal silika, kristalin-nonkristalin ve sol-jel zirkonya

silika gibi bir dizi silika bazlı cam partiküller mevcuttur. Günümüzde genellikle mekanik ve estetik özelliklerinden dolayı nano dolduruculu rezin sistemler kullanılmaktadır [41].

2.2.3. Ara Faz

Organik polimer matriks hidrofobik, silika bazlı inorganik doldurucu faz hidrofilik olduğundan bu iki kısım arasında sıkı bir bağlanmaya ihtiyaç vardır. Organik matriks ile inorganik doldurucular arasındaki “bağlayıcı faz ya da ajan” adı da verilen bu bağlanma ne kadar iyi olursa, kompozit rezinin de mekanik ve kimyasal mukavemetide o derece artacaktır [19, 46]. Organik faz ile inorganik fazın tutunması üretici firmanın doldurucu yüzeyine ara faz materyalini ince bir katman halinde uygulaması ile başarılır. Kompozit rezinlerin ara fazı için kullanılan coupling ajan tipik olarak bir tarafında silanol (Si-OH) grupları ve diğer tarafında metakrilat grupları (C = C içeren) içerir. Bu gruplar sayesinde, silika bazlı doldurucu maddelerindeki silikon-oksijen grupları ve rezin matriksin metakrilat grupları ile kovalent olarak bağlanma kabiliyetine sahiptir [45]. Bu bağ, kompozit rezin üzerine gelen stresin zayıf organik matriksten daha yüksek mekanik özelliklere sahip olan inorganik dolgu partiküllerine geçişine yardımcı olur. Aynı zamanda rezin matriksdeki inorganik doldurucuların homojen dağılımına yardımcı olur ve kompozit rezinin hidrolitik degradasyona direncini artırır [44, 47].

Metakrilik rezin bazlı dental kompozitlerde, polimer matriks ile doldurucu faz partikülleri arasındaki bağ genellikle silan bağlama maddesi, 3-metakriloksipropil trimetoksisilan (MPTMS) kullanılarak gerçekleştirilir. Bununla birlikte zirkonyum yüzeyler zirkonya doldurucular için MPTMS yetersiz olduğundan, metakrilat-desil dihidrojenfosfatın (MDP) kullanımı önerilmiştir.[48, 49] Silan bağlayıcı ajanlarının önemli bir avantajı; silan ile doldurucu partiküller arasındaki kimyasal bağın hidrolizinin (ve reformasyonunun) tersine çevrilebilir bir işlem olmasıdır. Bu mekanizma sayesinde rezin içerisindeki internal stresleri karşılama kabiliyeti artar [50].



Şekil 2.2. Silanın (3-metakriloksipropil trimetoksisilan) yapısı

2.3. Kompozit Rezınlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezın alanındaki hızlı gelişmeler ve geniş ürün yelpazesinden dolayı kompozitlerin tek bir özelliğine göre sınıflanması olanak dahilinde değildir. Günümüzde kompozit rezınler içerdikleri inorganik doldurucuların yüzdesi ve partikül boyutuna, viskozitelerine ve polimerizasyon yöntemlerine göre sınıflandırılır[19, 23, 27, 51]

2.3.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklük ve Yüzdelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

İnorganik doldurucu kısım kompozitlerin mekanik/fiziksel özelliklerinin belirlenmesinde rol oynar. Doldurucu boyutu ve oranı dayanıklılık, renklenme, polisajlanabilirlik, ışığın iletimi ve estetik gibi birçok özelliği etkilemektedir. Bundan dolayı doldurucu boyut ve yüzdesinin bilinmesi klinisyen için önemlidir [52].

Megafil Kompozitler

Rutinde kullanımı olmayan, aşınan bölgelerin restorasyonunda kullanılan ve geleneksel kompozitlerin aşınmaya karşı dirençlerinin düşük olması sebebiyle rezın içerisine “insert” denilen büyük cam doldurucuların yerleştirilmesi ile oluşan partikül büyüklüğü 50-100 µm olan kompozit rezınlerdir [45, 51].

Makrofil Kompozitler

Makrofil kompozitler ilk olarak 1950'lerin sonlarında tanıtılmıştır [53]. Ağırlıkça %70-80 ve boyutları 10-100 µm arasında değişen cam veya kuartz doldurucu partikül içerir. Makrofil kompozitler, mikrofil kompozitlerden daha dayanıklıdırlar [54]. Bununla birlikte, zayıf aşınma direnci, dolgu partiküllerinin büyük boyutu ve aşırı sertliği nedeniyle dolgu partiküllerinin kaybı, yüzey pürüzlülüğünden dolayı lekelenme, plak birikimi ve erken renklenme gibi dezavantajları vardır [55]. Bu olumsuz özelliklerinden dolayı bu grubun klinik kullanımı diğer dolduruculu kompozit rezin gruplarına göre daha azdır [1, 52].

Midifil Kompozitler

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 1-10 µm arasında olan [45] ve makrofillerin polisajlanabilirlik renklenme gibi dezavantajlarını azaltan kompozit rezinlerdir. Makrofil kompozitlerle beraber bu kompozitler geleneksel (conventional-traditional) diye de adlandırılmaktadır.

Minifil Kompozitler

İnorganik doldurucu partikülleri 0,1-1 µm büyüklüğünde ve makrofillere göre doldurucu miktarı daha fazla olan kompozitlerdir [45]. Doldurucu partiküllerin oranı artırılarak aşınmaya karşı direnç artmış, materyal daha radyopak hale gelmiş ve doldurucu partiküllerin boyutu küçültülerek daha düzgün bir yüzey elde etme şansı sağlanmıştır.[45, 52].

Mikrofil Kompozitler

Mikrofil kompozitler 1970'lerin sonlarında geliştirilmiştir. Doldurucu miktarı %35-60 arasında değişen, doldurucu partikül boyutu 0,01-0,1µm arasında olan kompozit rezinlerdir. Mikrofil kompozitler, son polisajı ile yüksek bir pürüzsüzlük derecesi verirken, yüzey zamanla daha pürüzsüz hale gelir ve bu da oldukça avantajlıdır [1]. İnorganik doldurucular koloidal silika partikülleridir. Doldurucu partiküller organik matriks ile hemen hemen aynı hızda aşınmaktadır. Bu yüzden anterior dişlerin restorasyonlarında kullanılabilirler. Makrofillere göre inorganik doldurucu oranının az

olması su emiliminin ve ısıl genleşme katsayısının artmasına, böylece dayanıklılığının da azalmasına neden olur. [45, 56].

Nanofil Kompozitler

Nanofil kompozitlerde, 1- 100 nm boyutunda, rezin içerisinde dağılmış olarak partiküller bulunmaktadır [45]. Nanofil kompozit materyallerin organik yapısı diğer kompozit rezinlere benzer polimerik yapılardan meydana gelmektedir. İnorganik yapıyı meydana getiren partiküller ise iki ayrı kısımdan oluşur ki bunlar; silika nano doldurucular (Nanomer) ve nanomer gruplarıdır (Nanocluster) [57]. Bu nanomer ve nanomer grupları (nanocluster) organik matriks içerisinde dağılarak nano kompozitleri oluştururlar. Bu partiküller sayesinde kompozit rezinin viskozitesi artmaksızın doldurucu oranı artırılmış olur ve bu da fiziksel özellikleri artırır ve enstrümantasyonu kolaylaştırır.

Küçük partikül boyutları ve artmış doldurucu oranı ile daha az polimerizasyon büzülmesi, daha iyi polisajlanabilirlik ve estetik, daha az su absorpsiyonu, daha fazla dayanıklılık ve daha az renklenme gösterir [58, 59]. Nanofil kompozitlerin, mevcut universal ve mikrofil kompozitlere iyi bir alternatif olduğu düşünülmektedir [60]. Bununla birlikte son çalışmalar, mikrofil kompozitlerle karşılaştırıldığında, nanofil kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü haricinde, hiçbir farkının veya daha iyi özelliklerinin olmadığını göstermiştir [61, 62]. Estetik özelliklerinin iyi olması nedeniyle günümüzde genelde anterior dişlerin tedavisinde tercih edilmektedir.

Hibrit Kompozitler

Hibrid materyallerin geliştirilmesi, kompozit rezinlere doldurucu ekleme oranını artırmış böylece geleneksel kompozit rezinlerin mekano-fiziksel özelliklerini iyileştirmeyi sağlamıştır [37]. Çift dağılım gösteren hibrid materyaller, aynı matriks içinde mikro veya mikron altı boyutlu kolloidal silika (0.01-0.05µm) partikülleri ve daha büyük makro boyutlu (15-20µm) partiküllerden oluşur [1, 63]. Doldurucu partikül büyüklüklerinin makro partiküllü kompozit rezinekinden daha küçük, partikül oranının ise mikro partiküllü kompozit rezinekinden daha fazla olduğu bilinmektedir. Doldurucu partikül büyüklüğünün bu şekilde dağılımı, parçacıkların arasındaki

boşlukları en aza indirir ve teorik olarak daha verimli bir şekilde doldurucu oranını en üst düzeye çıkarırlar [64].

Hibrit kompozitler, çok çeşitli dolgu partikül büyüklükleri ve dağılımları içerir. Modern hibritlerin çoğunluğu, tipik olarak iki ayrı partikül büyüklüğü aralığı içerdiğinden, sınıflandırmada genellikle büyük partikülün isminden yararlanır [65]. Geliştirilmiş mekanik özelliklerine ilaveten polisajlanabilirliğinin ve estetiğinin iyi olması nedeniyle günümüzde anterior ve posterior dişlerin restorasyonunda sıklıkla kullanılmaktadır [66].

Tablo 2.1. Kompozit rezinlerin partikül büyüklüğü ve yüzdelere göre sınıflandırılması

Kompozit Rezine	Partikül büyüklüğü (µm)	Partikül % (ağırlıkça)
Megafil	50-100	-
Makrofil	10-100	70-80
Midifil	1-10	70-80
Minifil	0.1-1	75-85
Mikrofil	0.01-0.1	35-60
Hibrit	0.04-1	75-80
Nanofil	0.005-0.01	72-87

2.3.2. Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

Viskozitelerine göre kompozit rezinler, kondanse edilebilen kompozit rezinler ve akışkan kompozit rezinler olmak üzere iki grupta sınıflandırılmaktadır.

Kondanse Edilebilen Kompozitler

Kondanse edilebilen kompozit rezinler yüksek miktarda doldurucu (ağırlıkça yaklaşık % 80) içeriğine sahiptir. Bu durum kaviteye yerleştirilmelerini, kondanse edilebilmelerini ve istenilen şeklin verilmesini sağlar. Bu kompozitlerin kullanımı, diş konturunu ve proksimal kontakları oluşturmak için yararlıdır [67]. İlk olarak piyasaya sürülen kondanse edilebilir kompozitler daha yüksek bir viskoziteye sahipti, bu da onların uygulanmasını ve kaviteye adaptasyonu zor hale getiriyordu [68]. Üreticiler, çeşitli matris monomerlerini kullanarak, dolgu içeriğinin hafifçe değiştirilerek ve matris viskozitesini azaltarak bu durumun üstesinden gelmiştir [69]. Bu kompozitlerin, kavite duvarına yapışabilmesi, ancak kullanılan aletlere yapışmaması tercih edilir [45].

Fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilmiş olan bu tür kompozitler baskı dayanımı yüksek olduklarından genelde posterior dişlere kondenzasyon ile uygulanır [45].

Akışkan Kompozitler

Bu kompozitler düşük viskoziteli olup, geleneksel kompozit rezinlerden daha akıcıdır. İnorganik doldurucu yüzdesi (hacimce < %45) daha düşüktür [19, 70, 71]. Geleneksel kompozitlerin içeriğindeki kaviteye yerleştirmeyi kolaylaştıran bazı maddeler ve kıvamını modifiye ediciler, bileşimlerinden uzaklaştırılmıştır [72]. Diş yüzeyini yüksek ıslatabilirlik, her düzensizliğe nüfuz etme, minimum kalınlıkta uygulanabilirlik ve yüksek esneklik gibi avantajları vardır. Bununla birlikte düşük doldurucu içeriği ve mekanik özellikler nedeniyle aşırı polimerizasyon büzülmesi ve renklenme gösterirler [73]. Ayrıca doldurucu içeriğinin azalması nedeniyle aşınma dirençleri düşüktür. Genel olarak akışkan kompozit rezinler stres almayan alanlardaki restorasyonlarda, kaide materyali olarak kompozit rezin restorasyonların altında, fissürlerin örtülmesinde, servikal defektlerde, pediatrik restorasyonlarda ve restorasyon tamirlerinde kullanılabilir [19, 71, 74].

2.3.3. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler

Reaksiyona giren benzoil-peroksit ve bir tersiyer amin, kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerin polimerizasyonunu başlatır. Bu iki malzemenin (kimyasal aktivatör içeren bir pat ve bir kimyasal başlatıcı içeren bir pat) kombinasyonu, serbest radikal üretimi ile sonuçlanır. Tersiyer aromatik amin N, N-bis (2-hidroksietil) -p-toluidin tarafından aktive edilen başlatıcı benzoil peroksit, kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerin çoğunun içerdiği bileşendir. Çok aşamalı bir süreç olan polimerizasyon işlemi polimerizasyon başlatıcı benzoil radikallerinin oluşumuyla başlar [75]. Kimyasal polimerizasyonun kullanımı, kullanılan komponentlerin renk stabilitesinin azlığı, iki bileşenin karıştırılması sonucu oluşan poroziteye bağlı azalmış mekanik özellikler [76], polimerizasyonun tutarsızlığı ve tedaviyi gerçekleştirmek için materyalin kullanım süresinin yetersizliği nedeni ile sınırlanmıştır [77].

Işık İle Polimerize Olan Kompozitler

Işıkla polimerize olan kompozit rezinler; inorganik doldurucular, monomer, komonomer, görünür ışık ve ultraviyole ışık varlığında harekete geçen polimerizasyon başlatıcılarını içeren tek bileşenden oluşmaktadır. Bu kompozitlerin polimerizasyonu için ilk defa 1972 yılında UV ışığı kullanılmış fakat hem hastaya hem de hekime zarar verdiği düşüncesiyle kullanımı bırakılmıştır ve yerine görünür ışıklar kullanılmaya başlanmıştır [45, 78]. Işık ile polimerizasyon, dental kompozitlerin polimerizasyonunda günümüzde en çok kullanılan yöntemdir. Kamforokinon, ışıkla polimerize olan kompozitlerde foto başlatıcıdır ve 470 nm dalga boyunda mavi ışığa duyarlıdır [45]. Kamforokinon reaktivitesi, çeşitli amin indirgeyici ajan ilavesiyle daha da geliştirilir. Kamforokinon ve amin konsantrasyonları ticari kompozitlerde ağırlıkça % 0.2 ila 1.2 arasında değişmektedir [79]. 410 nm'ye yakın bir dalga boyunda ışığa duyarlı bir başka foto-başlatıcı, 1-fenil-1,2-propandion (PPD) de alternatif olarak önerilmiştir [80].

Hem Kimyasal Olarak Hem De Işık İle Polimerize Olan Kompozitler

Bu tür kompozit rezinler ışığa duyarlı aktivatörleri içermesinin yanında kimyasal katalizörlerde içerirler. Bu kompozit rezinlerde; kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır. Fakat fotokimyasal olarak bu kompozite ek bir polimerizasyon sağlanmıştır. Polimerizasyon ışık ile başlar ve süreç kimyasal olarak devam ederek tamamlanır [27]. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden kaygı duyulan derin kaviteler, 2 mm'den kalın kompozit uygulamaları ve girişin zor olduğu aproksimal alanlar gibi durumlarda kullanılması önerilen bu tip kompozitler, akışkan özelliğe sahip olduğu için daha çok yapııştırma malzemesi olarak kullanılmaktadırlar [45, 81].

2.3.4. Farklı Özellikteki Kompozitler ve Yeni Gelişmeler

Ormoserler

Geleneksel dimetakrilat içerikli kompozit rezinlerin bazı dezavantajlarının üstesinden gelmek için saf organik modifikasyonlu seramikler (or-mo-ser) üretilmiştir [82]. Ormoser monomerlerinin büyük molekül yapısı sayesinde polimerizasyon büzülmesi ve aşınmanın azaltılması hedeflenmiştir [79, 83]. Ormoserler temel olarak organik faz, inorganik faz ve polisiloksan olmak üzere üç komponentten oluşur. Geleneksel polimer ile karşılaştırıldığında, ormoserler silisyum dioksit yapısındaki inorganik iskeletten

olusmaktadır. Doldurucu partikuller, capraz bağlantılı inorganik ve organik ağ yapısındaki matrikse yerleşmiştir [84]. Inorganik iskelet yapı, silisyumdioksit içerir ve ısıl genleşme, esneklik modulu gibi özelliklerden sorumludur. Doldurucu materyal, kompozitlerdeki doldurucularla benzer olarak, özel cam, seramik ve yüksek düzeyde silikadan oluşur. Ormoser esaslı kompozitlerin, aşınmaya olan dirençleri ve hem arka hem de ön grup dişlerin restorasyonlarında kullanılabilir olmaları önemlidir [85]. Ormoserlerin avantajları; mine ve dentine mükemmel adezyon, biyouyumluluk, kullanım kolaylığı, artırılmış estetik, kondanase edilebilirlik, kolay manipüle edilebilirlik ve polimerizasyon büzülmesinde önemli ölçüde azalma sağlamasıdır.

İyon Salabilen Kompozitler (Smart ve Antibakteriyel Kompozitler)

1998 yılında üretilmiş olan bu kompozitlerin yapısında bulunan özel kimyasallardan serbestleşen florür, kalsiyum ve hidroksil gibi fonksiyonel iyonlar, mikroorganizmaları ve üretilen asitleri etkileyebilme özelliğine sahiptir. Restorasyona komşu diş sert dokularının demineralizasyondan korunmasını sağlar [86].

Siloranlar

Siloran kimyasal yapı olarak siloksanlar ve oksiranların bileşiminden elde edilir [87]. Siloksan siloran kompozitlerde omurga gibi davranır ve aynı zamanda hidrofobik yapısı sayesinde su emilimini azaltarak kompozitin fiziksel özelliklerini geliştirir [87]. Siloran ağı, sikloalifatik oksiran gruplarının katyonik halka açma polimerizasyonu ile üretilir, bu da düşük büzülme ve sonuç olarak düşük polimerizasyon stresi ile sonuçlanır [87]. Siloran esaslı materyaller metakrilat bazlı restoratif materyallerden daha düşük polimerizasyon büzülmesine, daha yüksek eğilme dayanımı ve kırılma dayanıklılığına sahiptir [88]. Ancak yakın zamanda yapılan bir çalışmada siloran bazlı materyallerin daha yüksek renk değişimi ve yüzey degradasyonu gösterdiği gösterilmiştir [89]. Bu materyallerin klinik uygulaması, düşük translusensi ve renk seçeneklerinin az olmasından dolayı posterior dişlerle sınırlandırılmıştır.

Bulk-Fill Kompozitler

Son yıllarda piyasaya sürülen bu kompozitler, kaviteyi tabakalama tekniğine göre daha hızlı bir teknik olan bulk tekniğiyle doldurmak amacıyla üretilmişlerdir [90]. Bulk-fill kompozitler, polimerizasyon derinlikleri arttırılmış [91], polimerizasyon büzülme stresleri [92] ile kaspal defleksiyon oranları [93] azaltılmış ve kaviteye 4-5 mm kalınlığında yerleştirilebilen [94] kompozit rezinlerdir. Bulk fill kompozitler aslında yeni geliştirilmiş nanohibrit kompozit rezin türüdür. İçeriğinde genel olarak; iterbiyum triflorid, baryum cam, karmaoksit, proakrilat, zirkonyum/silika partikülleri bulunmaktadır. Bu partiküller, radyoopasiteyi artırarak ışık cihazının etkisinin materyalin daha derin bölgelerine ulaşabilmesini sağlamaktadır. Ayrıca kompozite mineye benzer bir şeffaflık vererek estetik üstünlük de sağlar [45, 95, 96]

Bulk-fill kompozitlerin kullanılması ile derin ve geniş kaviteyi restorasyonu kolaylaşır ve zaman tasarrufu sağlanır [94]. Restorasyon yapılırken bulk-fill kompozitlerin kullanılması, zaman tasarrufunun yanı sıra; tabakalama tekniğinde ortaya çıkabilecek, tabakalar arasında kan, tükürük ve nem kontaminasyonunu ve boşluk kalması ihtimalini de ortadan kaldırarak daha iyi restorasyonlar elde edilmesini sağlar [97]. Ayrıca bulk-fill tekniği kullanıldığında, restorasyon içerisinde hava boşluğu kalma ihtimalinin de çok düşük olması ve dolayısıyla oksijen inhibisyonunun az olması sebebiyle daha iyi polimerizasyon sağlanabilir [98].

Bulk-fill kompozitlerin 4-6 mm'ye yakın kalınlıklar halinde uygulanabilmesi, bu materyallerin foto-iniyatör sistemlerinin geliştirilmesi ve translüsenli özelliklerinin arttırılmasıyla açıklanmaktadır [99]. Bu tür kompozitlerin translüsentliğinin arttırılması ışık penetrasyonunu kolaylaştırır ve daha derin bir polimerizasyon sağlanmış olur [100]. Buna ek olarak bu materyallerin formülasyonuna; stres giderici monomerler, daha reaktif foto-iniyatörler, ışığa duyarlı materyaller, pre-polimer partiküller ve fiberglas çubuk segmentleri gibi farklı tipte dolguların dahil edilmesiyle polimerizasyon özellikleri geliştirilmiştir [101].

Günümüzde konvansiyonel kompozit rezinlerde genellikle, inorganik doldurucu oranı arttırılırken, daha iyi bir estetik sağlayabilmek için doldurucuların boyutu da küçültülmektedir [91]. Fakat bulk-fill kompozitlerin inorganik doldurucu oranları genel olarak konvansiyonel rezinlere oranla daha düşük iken, doldurucuların boyutları da daha

büyükür. Bu durum da polimerizasyon derinliğini arttıran bir faktör olarak sayılmaktadır. İnorganik doldurucu miktarının daha düşük ve boyutlarının daha büyük olması, doldurucu-matriks ara yüzünün toplam alanının daha düşük olmasına neden olur. Bu durum da ışığın saçılmasını azaltarak daha derinlere penetre olabilmelerini kolaylaştırır [91]. Ayrıca yeni geliştirilen bulk-fill kompozit rezinler, konvansiyonel kompozitler ve akışkan kompozitlere göre daha az polimerizasyon büzülmesi gösterirler ve kavite duvarlarında daha düşük polimerizasyon büzülmesi stresi oluştururlar [102].

Bulk-fill kompozitlerden biri olan Tetric EvoCeram Bulk-Fill'de polimerizasyon derinliğini arttırmakta kullanılan farklı bir strateji ise, organik matrikse polimerizasyon başlatıcısı olarak bilinen kamforokinona ek olarak, germanyum bazlı bir başlatıcı olan "Ivocerin" ilavesidir. Bu yeni iniyatör sistem kamforokinona göre ışığı daha iyi absorbe eder ve daha yüksek bir fotopolimerizasyon aktivitesi gösterir [103].

Bulk-fill kompozitlerin mekanik özellikleri konvansiyonel kompozitlerde olduğu gibi içerdikleri inorganik doldurucu miktarına bağlı olarak farklılık gösterir [90]. Bu nedenle bu tür kompozit rezinler düşük viskoziteli (akışkan) bulk-fill kompozit rezinler ve yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitler olarak ikiye ayrılırlar. Kavite restorasyonu sırasında, akışkan bulk-filler aşınma direnci düşük olduğu için son tabaka kondanse edilebilen bir kompozit ile ek tabakaya ihtiyaç duyarken, yüksek viskoziteli bulk-fillerde restorasyon direk olarak o kompozitle tamamlanabilmektedir [90]. Akışkan bulk-fillerin kavite restorasyonunda kullanılması süre avantajı sağlasa da restorasyon zayıf mekanik özelliklerden dolayı zamanla daha fazla degradasyona uğrayabilmektedir [104].

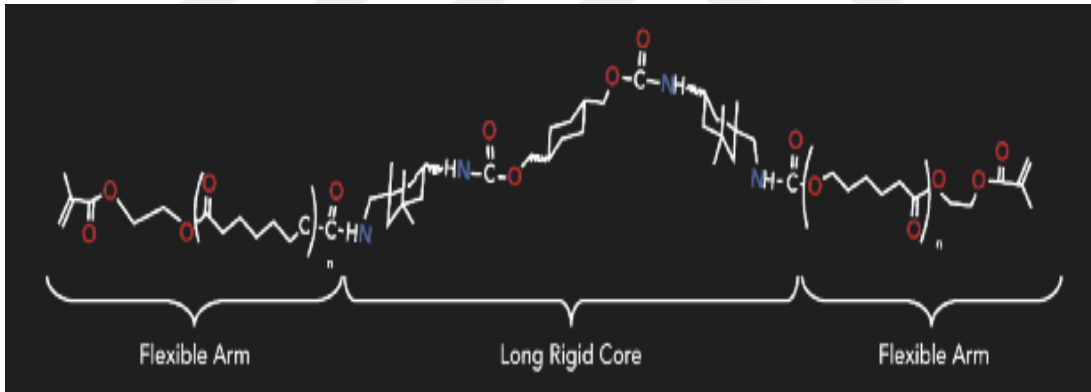
Nanoseramik Kompozitler

Son yıllarda daha estetik, adezyon ve mekanik özellikleri daha iyi restoratif malzemeler üretmek için yaygın olarak nanoteknoloji kullanılmaktadır. Son gelişmelerden biri de, yapısındaki nano doldurucu ve geleneksel cam partiküllerine ilaveten seramik partikülleri de içeren nanoseramik kompozitlerdir [105]. Nanoseramik partiküller yenilikçi bir üretim prosesine bağlı olarak oldukça organik matriks içerisine homojen bir şekilde dağınmık olarak bulunurlar. Organik olarak modifiye edilmiş seramik nanopartiküller bir polisiloksan omurgasından oluşur [105]. Diş hekimliğinde kullanılmasının yanı sıra, organik olarak modifiye edilmiş seramikler, üstün aşınma ve

çizilme direnci veya korozyona dayanıklılığı nedeni ile kaplama olarak çeşitli endüstriyel veya teknik uygulamalarda kullanılmaktadır.

Dupont (DX-511) Monomer

DuPont tarafından üretilen ve lisanslanan yeni bir monomer olan DX-511, üretilen dimetakrilat kimyasına dayanmaktadır ve düşük polimerizasyon büzülmesi stresi ile kolay uygulanabilirlik amacıyla üretilmiştir. DX-511'in moleküler yapısı, uzun bir rijit çekirdek ve esnek reaksiyon kolları içerir. Uzun rijit çekirdek yapısı şekli korur ve böylece, esnek kolların, katlanmaması ve hacminin yitirilmemesi ile monomer yapısının deformasyonu engellenerek polimerizasyon büzülmesi azaltılmış olur [106]. Esnek kollar uzun monomer yapısına rağmen reaktiviteyi arttırmada görev alır. DX-511'in moleküler ağırlığı Bis-GMA ve UDMA'nın molekül ağırlığının iki katıdır ve daha az sayıda karbon çift bağ (C = C) bulunduğu için, polimerizasyon büzülmesini azaltır. Bu monomer teknolojisi ile üretilen Kalore'nin daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösterdiği iddia edilmektedir [106].



Şekil 2.3. Dx-511 Monomer Yapısı

2.4. Polimerizasyon ve Işık Kaynakları

Monomer adı verilen küçük moleküllerin, bir molekül ağı veya geniş bir zincir oluşturmak üzere kimyasal bağlanması ile polimer oluşumuna polimerizasyon denir. Genel olarak ne kadar fazla çift karbon bağı değişimi gerçekleşirse, polimerizasyon o kadar başarılıdır ve daha iyi mekanik sonuçlar alınır. Kompozitin sertleşmesi ile oluşan polimerizasyon işlemi kimyasal olarak veya ısıyla başlatılır [107]. Işıkla polimerize olan kompozit materyaller 1970'lerde piyasaya sürülmüştür [108]. Dental materyaller ışıkla sertleşmesi açısından görünmez UV spektrumundan (10-380 nm'lik dalga boyu)

görünür spektruma yönelen bir gelişme göstermiştir. Işıkla polimerizasyon 400-500 nm'lik elektromanyetik dalga boylarında başlamaktadır. En sık kullanılan foto-başlatıcı olan kamforokinonun absorpsiyon spektrumu da bu aralıktadır ve 470 nm'de pik yapar [108, 109]. Foto polimerizasyonu etkileyen ısı cihazına bağlı faktörler şunlardır:

Dalga boyu; ışığın yaydığı elektromanyetik dalga boyudur. Kompozitler sadece sınırlı bir dalga boyuna karşı hassastır. 400-500 nm arasındaki mavi ışık enerjisi kompozit rezin içindeki fotobaşlatıcı kamforokinonu aktive eder.

Güç; ışık cihazının birim zamanda yaydığı enerji miktarıdır. Birimi mW'tır.

Yoğunluk; ışığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücüne denir. Birimi mW/cm²'dir. Işık yoğunluğu cihazın gücü artırılarak veya cihazın ucunun çapı küçültülerek kontrol edilebilir.

Günümüzde ışık kaynağı alanındaki gelişmelerle birlikte dört farklı sistemde ışık kaynağı diş hekimliğinin kullanımına sunulmuştur. Bu sistemler şunlardır [110-112]:

1. Quartz-tungsten halojen ışık kaynağı (QTH)
2. Plazma ark karbon ışık kaynağı (PAC)
3. Argon-iyon lazer ışık kaynağı
4. Işık yayan diyot (LED)

2.4.1.Quartz-tungsten halojen ışık kaynağı (QTH)

1970'li yıllarda UV sistemlerden sonra geliştirilen bu ışık kaynakları günümüzde de halen kullanılmaktadır. Geleneksel ışık cihazları olarak da isimlendirilen bu sistemlerde ışık kaynağı olarak tungsten filamente sahip halojen ampül kullanılmaktadır [113]. Bu ışık kaynakları; iyodin veya bromin gazı içerisindeki tungsten telin elektrik akımıyla ısınması sonucu ışık enerjisinin ortaya çıkması şeklinde çalışır [114]. Görünür mavi ışık üreten bu cihazlarda ışık dalga boyu 380-520 nm arasında değişmekte olup 300-850 mW/cm² yoğunlukta ışık yaymaktadırlar [115]. Halojen ışık kaynakları beyaz ışığı absorbe ederek polimerizasyon için gerekli olan mavi ışığı üreten ve diğer dalga boylarındaki ışığın filtre edilerek saf dışı bırakıldığı sistemlerdir [113]. İçerisinde bulunan bu filtreler özelliklerini kaybettiğinde, ışığın filtre edilememesine bağlı olarak ısı artışı yaşanabilir ve bu diş dokuları üzerinde olumsuz etkilere neden olabilir [115].

Bu nedenle bu cihazlarda ışık verimliliği periyodik aralıklarla kontrol edilerek test edilmelidir.

Cihazın ışık üretimi esnasında halojen lambadan dolayı ısı açığa çıkmakta ve lambanın ömrünü kısaltmaktadır, bu nedenle ısının düşürülmesi için sistem içerisine soğutucu fan yerleştirilmiştir. Ancak, oluşan ısı ekstra enerji gereksinimine yol açtığı için hem ışık gücü hem de cihazın çalışma sürelerinde azalmaya yol açmaktadır [115]. Lambanın ömrü yaklaşık olarak 100 saattir ve ışık çıkışı sürekli kullanım ile azalmaktadır [27]. Halojen ışık cihazlarının aşırı ısı oluşturması, lamba ömürlerinin saatlerle sınırlı olması, filtrelerin dezenfeksiyonunun zorluğu, zamanla reflektörün, filtrelerin etkinliğini kaybetmesi, içerisindeki fanın gürültülü çalışması ve ışık yoğunluğunun azalması gibi çeşitli dezavantajları olduğundan yeni ışık cihazları geliştirilmiştir [115, 116].

2.4.2. Plazma Ark Karbon Işık Kaynağı (PAC)

Plazma ark ışık kaynakları, xenon dolduruculu lambadaki iki elektrot arasında sıcak plazma oluşturan, ışık gücü yoğunluğu oldukça yüksek değerlere çıkabilen (≈ 2400 mW/cm²) sistemlerdir [110]. Bu yüksek ışık gücü yoğunluğu sayesinde kompozit rezinlerin polimerizasyon süresi çok kısalabilmektedir [117]. Halojen lambalara göre daha geniş bir dalga boyu aralığına sahiptirler [118]. Halojen ışık kaynaklarındaki gibi filtreler bulunmakta olup, bu filtreler sadece mavi ışığa izin verirken diğerlerini filtre etmektedir. Ayrıca, yüksek ışık gücü oluşumu sırasında fazla ısı oluştuğu için pulpal hasara yol açabileceği bildirilmiştir [110]. Cihazın yüksek ışık gücü yoğunluğu nedeniyle kompozit rezinlerin polimerizasyonunda fazla büzölmelere ve kenar aralıklarının artmasına yol açtığı bildirilmiştir [108, 119].

2.4.3. Argon İyon Lazer Işık Kaynağı (PAC)

Dişhekimliğinde kullanılan lazerlerden birisi olan argon lazerler 450-502 nm dalga boyuna sahiptir ve kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılmaktadır [110, 120]. Bu ışık kaynağı, görünür ışıkla polimerize eden sistemlere göre daha kısa sürelerde kompozit rezinleri polimerize edebilmektedir [120]. Kızılötesi ışık dalgaları bu sistemlerde olmadığı için dokulara zararlı olabilecek ısı artışları görülmez [110]. Lazer kullanılarak polimerize edilen kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin

daha iyi olduğu, artık monomer oranının ise geleneksel sistemlerden daha az olduğu bildirilmiştir [121, 122]. Sistemin dalga boyu marjının dar olması nedeniyle kompozit rezinlerin yapısında bulunan farklı tipteki iniyatör sistemleri aktive edemeyeceği ve pahalı olması gibi dezavantajları bildirilmiştir [110, 115]. Günümüzde kompozit polimerizasyonunda klinisyenler tarafından çok pratik bulunmadığından kullanımı sınırlıdır.

2.4.4. Işık yayan diyot (LED) Işık Kaynağı

Halojen ışık kaynaklarının eksikliklerini gidermek ve dezavantajlarının üstesinden gelmek amacıyla LED ışık cihazları üretilmiştir [123]. 440-485 nm aralığında dalga boyuna sahip olan görünür mavi ışık üreten bu ışık kaynakları pek çok kompozit rezinin yapısında polimerizasyon başlatıcı olarak bulunan kamforokinon'un aktivasyonu için gerekli dalga boyuna sahiptir [113, 124]. Işık üretimi, yapı içerisinde bulunan galyum-nitrit yarı iletkenlerde elektronların geçişi sırasında olduğundan ısı açığa çıkarmamaktadırlar ve sadece gereken dalga boyunda ışık üretildiği için diğer ışık kaynaklarındaki gibi filtrasyona gerek yoktur [115, 125]. Bu ışık kaynakları ayrıca sessiz çalışabilen, küçük, taşınabilir ve düşük güçte enerji tüketen sistemlerdir [115, 126].

Halojen ışık cihazları ile karşılaştırıldığında oldukça uzun ömürlü lambalar olup (≈ 10.000 saat) sistem içerisinde ısı oluşumu ve fan bulunmadığı için ışık şiddetinde değişiklikler gözlenmez [127]. Ancak, ilk üretilen LED ışık cihazları dar bir ışık dalga boyu marjına sahip oldukları için kamforokinon'dan farklı dalga boyuna hassas polimerizasyon başlatıcıların bulunduğu kompozit rezinlerde tam olarak absorbe edilemeyebilirler [115, 128]. Üretici firmalar tarafından tanıtılan 1. nesil ışık cihazları çok sayıda düşük enerjili diyot kullanarak [110] yaklaşık 400 mw/cm^2 gücünde [129] ışık ürettiğinden yetersiz polimerizasyona neden oluyordu [130]. Bu durumun üstesinden gelebilmek amacıyla daha az sayıda ve güçlü diyotlar kullanılarak yaklaşık olarak $1000-1200 \text{ mw/cm}^2$ ışık gücüne, 390-490 nm aralığında daha geniş dalga boyu aralığına sahip ve yeterli performans ile kısa sürede polimerizasyon sağlayan yeni nesil LED ışık kaynakları üretilmiştir [118, 131].

Yeni nesil 3. jenerasyon ışık cihazları çoklu dalga boyunda ışıklar üreterek bazı kompozitlerin yapısında bulunan mono asilfosfin oksit (Lucirin TPO) , Ivocerin veya

1-Fenil 1,2-Propandiyon (PPD) gibi foto-iniyatörlere de etki edebilmektedir [132]. Işık kaynağı alanındaki çalışmalarla bazı firmalar tarafından daha hızlı, kavitenin en derin kısmında etkili, uniform ve paralel ışın demeti ile daha homojen, ekstra güçlü ışık yoğunluğu ile daha iyi polimerizasyon sağladıkları iddia edilen LED cihazlarda piyasaya sürülmüştür.

2.5. Kompozit Restorasyonların Başarısını Etkileyen Faktörler

Kompozit restorasyonların başarılı ve uzun ömürlü olabilmesi; kullanılan restoratif materyallere, kullanılan ışık kaynağının özelliklerine, hekimin uygulama tekniğine ve malzeme bilgisine, kavite dizaynlarına bağlıdır. Bu nedenle restorasyon gereken dişlerde, bütün bu faktörler göz önünde bulundurulmalıdır [133]. Hekim ışık cihazlarını belli aralıklarla ışık gücü bakımından kontrol etmeli ışık cihazının ucu temiz olmalıdır. Hekim kullandığı restoratif materyalin özelliklerini bilmeli ışıklandırma süresini ona göre ayarlamalıdır. Bunun dışında restorasyonun ışık ulaşamayan bölgelerinde tam bir polimerizasyon sağlamak zor olacağından; bu durumu aşmak için dual-cure kompozitler kullanılabilir [45, 134].

Kompozit restorasyonlara bağlı başarısızlık nedenleri mikrosızıntı, su emilimi, suda çözünürlük, yüzey pürüzlülüğü, polimerizasyon büzülmesi ve renklenme olarak sıralanabilir [71]. Bunlardan en önemlisi genellikle servikal bölgelerdeki yüksek sekonder çürük oranına ve klinik olarak pek çok başarısız restorasyonlara neden olan marjinal sızıntıdır [135]. Bu durumun üstesinden gelmek için iyi bir izolasyon, tam bir polimerizasyon ile polimerizasyon büzülmesinin minimuma indirilmesi şarttır. Polimerizasyon büzülmesinin en önemli sonucu; yapı içinde oluşan streslerdir. Bu stresler, kavite duvarları ile kompozit rezin arasında bağlanma sorunlarına neden olur ki bu da, mikrosızıntı ve bu nedenle gelişen önemli sorunların temelini teşkil eder [136]. Polimerizasyon büzülmesi kompozit içeriği ve özellikleri, kavite geometrisi, uygulama tekniği ve ışık cihazı özellikleri gibi bir çok nedenden etkilenmektedir [137, 138].

2.6. Kompozit Restorasyonların Tamiri

Diş hekimleri, kompozit dolgularda zamanla meydana gelebilen kırılma, yüzey bozulmaları, kenar sızıntıları ve sekonder çürük gibi durumlar karşısında restorasyonu yenilemek ya da onarmak konusunda kararsız kalırlar [139]. Eski restorasyonun

tamamen kaldırılarak yenilenmesi her zaman gereken ya da istenilen bir durum değildir [140]. Ayrıca kompozit rezinlerin diş dokularından ayırt edilebilmesinin güç olması nedeniyle restorasyonların sökülmesi kavite boyutlarının daha da genişlemesine neden olmaktadır [139, 141]. Dolgunun yenilenmesi yerine eski restorasyonun çeşitli işlemlere tabi tutularak tamir edilmesi daha koruyucu bir tedavi şeklidir [142]. Bu konu ile ilgili yapılan çalışmalar, tamir işlemlerinde, kompozitin kompozite bağlanma dayanımının yeterli ölçüde olduğunu ve tamir işleminin güvenilir ve dişin ömrünü uzatıcı bir uygulama olduğunu öne sürmüştür. [4, 5, 143, 144].

Eski ve zarar görmüş restorasyonları tamir ederken en çok merak edilen konu tamir materyalinin uygun şekilde bağlanıp bağlanmadığıdır. Mevcut restorasyonlarda bulunan ve tamir işleminde bağlanmayı sağladığı iddia edilen doymamış çift bağlar [10] ve oksijen inhibisyon tabakası zamanla birlikte azalmaktadır [11]. Bu bakımdan mevcut restorasyona güçlü bir bağlantı sağlamak önemlidir. Bu bağlantı elmas frez ile aşındırma, alüminyum oksit partikülleri ile kumlama, fosforik veya hidroflorik asit ile pürüzlendirme, lazer ışınlarının kullanımı ve ara bağlantı ajanları gibi mikro veya makromekanik ve kimyasal yüzey hazırlama protokolleri ile temin edilebilir [12-16]. Kompozit yüzeyler arasında mikromekanik bağlanmayı arttırmak için arttırılmış yüzey pürüzlülüğü gerektiği bildirilmiştir [17]. Bunu sağlamak için en etkin ve basit yöntem bir aşındırıcı alet kullanarak (elmas frez, silikon karbit zımpara) yüzeyi pürüzlendirmektir. Bunun yanında piyasaya yeni sürülen ve klinik olarak kullanımı popülerlik kazanan universal adezivlerin içeriğinde MDP ve silan gibi yapışma yeteneğini artıran ajanların bulunması, bu sistemlerin eski restorasyonların tamirinde kullanılmasında avantaj sağlayabilir.

2.7. Adezyon ve Adeziv Sistemler

Araştırmacılar son yıllarda hem restorasyon materyallerinin fiziksel, kimyasal, mekanik ve biyolojik özelliklerinin geliştirilmesine hem de bu materyallerin dişin sert dokularına adezyonla bağlanmasına ağırlık vermişlerdir. Asitle pürüzlendirme yönteminin bulunması restoratif diş hekimliğinde adezyonun sağlanması için atılan ilk önemli adımdır. Bunu sırasıyla adeziv sistemlerin bulunmasıyla mine ve dentin bonding izlemiş ve günümüzde adeziv dişhekimliği adı verilen bir kavram ortaya çıkmıştır [45].

2.7.1.Adezyon

İki farklı maddenin birbiri ile yakın temasa getirildiklerinde maddelerden birinin moleküllerinin diğer maddenin moleküllerine bağlanması veya birbirlerini çekmesi sırasında oluşan kuvvete adezyon denilmektedir. Adezyonu oluşturan maddeye “adeziv”, adezivin uygulandığı maddeye ise “adherent” denir. Mine ve dentin adherent olarak kabul edilir. Mine ve dentin ile adezivin birleştiği bölgeye ise arayüz denilmektedir [145].

Adezyon fiziksel, kimyasal ve mekanik olarak sınıflandırılabilir. Fiziksel bağlanma iki yüzey arasında hidrojen bağları, Van der Waal's kuvvetleri ve elektrostatik etkileşimler ile oluşan zayıf bir bağlanmadır. Kimyasal bağlanma ise iki farklı yüzeyin atomları arasındaki etkileşimle iyonik, kovalent veya hidrojen bağları ile oluşan bağlanmadır. Mekanik bağlanma girintili, çıkıntılı ve pürüzlü bir yüzey ile adeziv sistem arasında oluşan güçlü bir bağlanmadır. Diş dokularına bağlanmada en çok kullanılan yöntem mekanik bağlanmadır. Fiziksel bağlanma çok zayıf iken, kimyasal ve mekanik bağlanma daha güçlü ve stabil bir bağlanmadır [146]. Adezyon ile ilgili olan üç faktör vardır [147]. Bunlar;

a) Yüzey enerjisi: Adezyonun oluşması için yüzeyler ara yüzlerinde birbirleri tarafından çekilmelidir. Bir katının yüzeyindeki enerji iç kısmındaki enerjiden daha büyüktür. Maddenin yüzeyindeki enerji daha büyüktür çünkü dış yüzeydeki atomlar tüm yönlerde esit olarak çekilmezler. Yüzeyin birim alanındaki enerji artışı “yüzey enerjisi ” veya “ yüzey gerilimi ” olarak adlandırılır.

b) Islanma: Adezyon elde etmek için, sıvı tüm yüzey boyunca kolayca yayılmalı ve katıya bağlanmalıdır. Bu olay “ıslanma” olarak adlandırılır. Şayet sıvı yüzeyi ıslatamaz ise sıvı ve yüzey arasındaki adezyon tam anlamıyla sağlanamayabilir. Yüzeyin temiz olması ıslanabilirlik açısından önemlidir.

c) Temas açısı: Adherentin yüzeyini ıslatan adezivin yayıldığı alanın genişliği veya miktarı adeziv ve adherent arasındaki temas açısının ölçülmesiyle belirlenebilir. Temas açısı adeziv ile adherentin ara yüzeyinde adeziv tarafından oluşturulan açıdır. Eğer adeziv molekülleri adherent molekülleri tarafından kendi moleküllerinden daha fazla

çekilirse sıvı adeziv, katı yüzey üzerinde tam olarak yayılır ve temas açısı meydana gelmez.

2.7.2. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Total-etch Adezivler

1. İki komponent içeren ajanlar; asitleme likidi ve primeri + bonding ajanı içerirler.
2. Üç komponent içeren ajanlar; asitleme likidi, primer ve bonding ajanı likidi içerirler.

Bu sistemlerde adezivlerin mekanik olarak bağlanmalarını sağlamak amacıyla ilk aşamayı asit uygulama ve yıkama işlemleri oluşturur [148]. Asit uygulanması ile yoğun bir şekilde mineralize olan peritübüler dentinin demineralizasyonu ile tübül ağzları huni şeklinde açılır [45]. Bu işlemi takiben primer ve bonding ayrı ayrı veya bir şişe içerisinde uygulanır.

Self-etch Adezivler

1. İki komponentli ajanlar; asitleme + primer solüsyonu ile bonding ajanı içerirler
2. Bir komponentli ajanlar; asitleme + primer + bonding ajanı beraber tek şişede içerirler [71].

Self-etching adeziv sistemler, smear tabakasını kaldırmaz sadece modifiye ederler. Smear tabakasının altındaki dentini de kısmen demineralize ederler [149]. Aynı bir basamakta asitleme ve yıkama fazı gerektirmezler. Bu sistemler mine ve dentini eş zamanlı demineralize eden ve primerin infiltrasyonunu sağlayan asidik monomerler içerirler. Böylece klinik uygulama zamanını azaltırlar [148]. Asit uygulaması yıkama işlemi yapılmadığından smear tabakası ve demineralizasyon ürünleri ortamdan uzaklaşmaz, adeziv rezin içerisine dahil olur [150]. Asitleme ve rezin infiltrasyonu eş zamanlı olduğundan eksik infiltrasyon olasılığı düşüktür ya da yoktur. Buna bağlı olarak post operatif duyarlılığın oluşmaması beklenir [148].

Universal Adeziv Sistemler

Bu yeni adeziv ailesi " universal " ya da " multi-mode" olarak adlandırılmış olup adeziv sistemler içerisinde en son piyasaya sürülen ürünlerdir [151-154]. Yakın zamanda piyasaya sürülen bu adeziv sistemler, tek şişe içerisindeki adeziv çözeltisinin kullanılmasıyla, hem total-etch hem de self-etch teknikle diş yapılarına bağlanma sağlamak amacıyla tasarlanmıştır [152]. Üretici firmalar her iki adeziv tekniği kullanıldığında da bağlanma etkinliğinden ödün verilmediğini iddia etmişler, ayrıca bu adeziv sistemlerin mine marjinlerinin selektif asitlenmesinde de kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Selektif asitleme tekniği diş hekimine, self-etch tekniği ile total-etch tekniğinin avantajlarını birleştirilme olanağını sağlamaktadır [155].

2.8. Yapay Yaşlandırma

Restoratif materyaller hızla değişmekte olup bu materyalleri değerlendirmek için en iyi yöntem klinik deneylerdir. Ancak klinik deneyler zaman alır ve yapılması zordur. Bundan ötürü çoğunlukla bu materyallerin değerlendirilmesinde in vitro yöntemler ve yapay yaşlandırma yöntemleri uygulanmaktadır [156]. Bağlanma dayanımlarının uzun dönemdeki klinik performanslarını değerlendirmek amacıyla örneklerin yaşlandırılması gerekmektedir. Genellikle tercih edilen yaşlandırma yöntemleri suda bekletme ve termal siklus uygulamasıdır; ancak bu yöntemlerin dışında NaOCl çözeltilerinde bekletme, mekanik yükleme, pH siklusa bekletme, gıdaları taklit eden sıvılarda bekletme gibi yaşlandırma yöntemleride bulunmaktadır [157, 158].

2.8.1. Suda Bekleterek Yaşlandırma

Adeziv rezin ile dentin arasındaki bağlanmanın devamlılığı ve zamanla değişimini gözlemlemek için in vitro ortamda örnekleri belirli bir süre 37 °C suda bekletmek yaşlandırma amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır. Bu yöntem ile su iyon difüzyonuna bağlı olarak adezivin mekanik özelliklerinde azalma, nanosızıntı, monomer ve kollajen yapılarında hidroliz sonucu adezivlerin bağlanma dayanımlarında azalma gerçekleşmektedir [159, 160].

2.8.2. Termal Siklus ile Yaşlandırma

Yaygın olarak kullanılan ve ağız içi ısı değişimlerini taklit eden termal siklus uygulaması ISO TR 11450 standardına göre (1994,2003) suda 5 °C ve 55 °C arası 500 siklusun uygulandığı in vitro yaşlandırma yöntemidir. Sıcak su arayüz bileşenlerinin hidrolizini, su emilimini, tam polimerize olmamış rezin bileşenlerinin ortaya çıkmasını hızlandırır [161] ve ayrıca ısı değişiklikleri tekrarlayan büzülme-genleşme stresleri oluşturarak mikrosızıntıya neden olur [162]. Gale ve Darvell ISO standartlarının önerdiği 500 siklusun bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde kısa bulmuştur ve 10000 siklusun in vivo olarak yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğunu belirtmişlerdir [162].

2.8.3. Okluzal Yükleme ile Yaşlandırma

Restoratif materyal ve kaviteye çiğneme kuvvetlerinin uygulanması ve bu uygulamadan sonra genellikle adezivın bağlanma etkinliğinin ölçüldüğü yaşlandırma metodudur [163].

2.8.4. NaOCl Solüsyonu ile Yaşlandırma

Çok hızlı bir test metodu olup %10'luk NaOCl solüsyonu ile in vivo yıkım taklit edilmektedir [164].

2.8.5. pH Siklus İle Yaşlandırma

Bu yaşlandırma yönteminde örnekler asit solüsyonuna gömülerek pH 4,3'de 37 °C de 6 saat ve yapay tükürükte 37 °C de 17 saat bekletilir.1 hafta sonunda örnekler yapay tükürüğe alınır [164].

2.9. Bağlanma Dayanımı

Klinik deneyler, restoratif materyallerin etkinliğini değerlendirmenin en uygun yoludur [157]. Ancak yeni restoratif materyaller ve adeziv sistemlerin klinik olarak araştırılması zaman alıcı ve yapılması zordur. Materyallerin performanslarını belirlemede asıl metot klinik deneyler olsa da; laboratuvar testleri klinik deneylerin benzeri olup araştırmacılar için vazgeçilmezdir [156]. Adeziv sistemlerin etkinliğini incelemek amacıyla en sık kullanılan testler bağlanma dayanım testleridir. Bağlanma

dayanım testleri, geleneksel olarak bir dişten veya bir diş yüzeyinden örnekler hazırlanarak, bu örneklerin daha sonra kayma (shear), çekme (tensile) ya da kırma kuvvetlerine karşı dayanımını inceler [165]. Dental materyallerin ve bağlayıcı ajanların diş dokularına olan bağlantı dayanıklılıklarını belirlemede en sık kullanılan bağlanma dayanımı testlerinden bazıları; makaslama bağlanma dayanımı (shear), gerilim bağlanma dayanımı (tensile), mikromakaslama bağlanma dayanımı (microshear) mikrogerilim bağlanma dayanımı (microtensile) testleridir [166, 167].

2.9.1 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi (Shear Bond Strength Test)

Diş ile restoratif materyalin bağlanma yüzeyine paralel yönde ve sabit bir artışla kuvvet uygulanması ile bağlanmanın kırılması esasına dayanan in vitro test metodudur. Örnek hazırlama metotlarının daha kolay olması ve klinik ortamdaki yük dağılımını iyi bir şekilde taklit etmesi nedeniyle en sık kullanılan yöntemdir. [168]. Çekme testlerinde kuvvet bağlanma yüzeyine dik gelirken, makaslama testlerinde bağlanma yüzeyine paralel gelmektedir [169].

Makro testlerden olan makaslama testinde dental restorasyon boyutlarına sahip örnekler kullanılır. Makaslama testlerinde bağlantı, numuneye gelen paralel bir kuvvet yardımıyla kırılmaktadır. ISO 11405 makaslama testlerinde ideal yaklaşma hızını 0.75 ± 0.30 mm/dk olarak belirtmişlerdir. Bu değerin üzerindeki hızların anormal stress dağılımına yol açarak koheziv kırıklara sebep olacağını söylemişlerdir [170]. Testlerin sonuçları dişlerin saklanma koşulları ve süresi, dentin derinliği ve tipi, kullanılan kompozitin dayanıklılığı, örneklerin saklanma koşulları, test düzeneği, kuvvetin uygulanma hızı, adezyon yüzeyinin genişliği ve adeziv tabakanın kalınlığı gibi bir çok parametreye bağlı olarak farklılık gösterir [171].

Bağlantı direncinin sayısal olarak değerlendirilmesinin yanında, adherent-adeziv ara yüzeyindeki ayrılma tipi de mikroskopik olarak incelenebilmektedir. Yüzeye gelen kuvvete karşı adeziv ile bağlanan materyalin gösterdikleri kütleli direnç, kırık tipini belirleyicidir. Kırık tipleri; adeziv kırık, koheziv kırık ve bunların her ikisinin de beraber gerçekteştiği kırılmalar (miks) karışık kırık olarak adlandırılır. Adeziv kırıklar, arayüzdeki birleşmenin ayrılması şeklinde olan kırık tipidir. Koheziv kırık ise iki materyalden birinin kendi içinde gösterdiği kırık tipidir. Karışık kırıklar ise hem adeziv, hem de koheziv kırık tiplerinin kombinasyonu şeklindedir [170].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmaya Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul'u tarafından 21.10.2016 tarihli 2016-10/12 no'lu etik kurul onayı alınarak başlanmıştır. Çalışmamızın tüm deney aşamaları, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada 3 farklı ışık kaynağının 6 farklı kompozitin bulk-fill kompozitle tamirinde bağlanma dayanımlarına etkilerinin in vitro olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

3.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması

Örneklerin sayısı Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'na danışılarak belirlenmiştir. Bu çalışmada $\alpha=0,05$ $\beta=0,10$ ve $(1-\beta)=0,90$ olarak alındığında, kullanılan ışık cihazına göre her bir grup 3 alt gruba ayrılarak, her bir alt gruba $n_a=7$ örnek alınmasına ve toplam örnek sayısının $N=126$ olmasına karar verildi ve testin gücü ($p=0,90302$) bulundu.

3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

3.2.1. Ana Gruplar

Bu çalışmada kullanılan kompozit rezin materyallere göre 6 ana grup oluşturulmuştur. Toplam örnek sayısı $N=126$ 'dır. (Tablo 3. 1). Bu gruplar ($n=21$):

1. Filtek Z550 (3M ESPE)
2. Filtek Ultimate (3M ESPE)
3. Admira-Ormocer® (VOCO GmbH)
4. CeramX Spheretec One (Dentsply)
5. Kalore (GC America)
6. Filtek Bulk Fill Posterior Restorative (3M ESPE)

3.2.2. Alt Gruplar

Gruplardaki kompozit materyaller tamir sırasında kullanılacak ışık kaynağına göre 3 alt gruba ayrılmıştır ($n_a=7$). Bu alt gruplar:

1. Hilux 250

2. Valo

3. Elipar DeepCure-S

Tablo 3.1. Çalışma kapsamında oluşturulan deney grupları

Restoratif Materyal	Örnek Sayısı	Işık Kaynağı	Alt Örnek Sayısı
FiltekZ550 (3M ESPE)	n = 21	Hilux 250	$n_a=7$
		Valo	$n_a=7$
		Elipar DeepCure-s	$n_a=7$
Filtek Ultimate (3M ESPE)	n = 21	Hilux 250	$n_a=7$
		Valo	$n_a=7$
		Elipar DeepCure-s	$n_a=7$
Admira-Ormocer® (VOCO GmbH)	n = 21	Hilux 250	$n_a=7$
		Valo	$n_a=7$
		Elipar DeepCure-s	$n_a=7$
CeramX One (Dentsply)	n = 21	Hilux 250	$n_a=7$
		Valo	$n_a=7$
		Elipar DeepCure-s	$n_a=7$
Kalore (GC America)	n = 21	Hilux 250	$n_a=7$
		Valo	$n_a=7$
		Elipar DeepCure-s	$n_a=7$
Filtek Bulk Fill (3M ESPE)	n = 21	Hilux 250	$n_a=7$
		Valo	$n_a=7$
		Elipar DeepCure-s	$n_a=7$

3.3. Çalışmada Kullanılan Kompozitler

Çalışmada kullanılan kompozitler ve üretici bilgileri Tablo 3.2.'de, kompozitlerin içerik bilgileri Tablo 3.3.'de gösterilmiştir.

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan kompozit rezinler ve üretici firma bilgileri

KOMPOZİT	ÜRETİCİ FİRMA	RENK
Filtek Z550	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	A2
Filtek Ultimate	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	A2
Admira-Ormocer®	VOCO, Cuxhaven, GERMANY	A2
CeramX Spherotec One	Dentsply, Milford, USA	A2
Kalore	GC Corporation, Tokyo, JAPAN	A2
Filtek Bulk Fill	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	A2

Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan kompozitlerin yapısı ve içeriği

KOMPOZİT	TİPİ	İÇERİĞİ	ORAN W - V
Filtek Z550	Nanohibrit	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, PEGDMA, TEGDMA Zirkonya, Silika	81,8-67,8
Filtek Ultimate	Nanofil	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, PEGDMA, TEGDMA Zirkonya, Silika	78,5-63,3
Admira	Ormoser	Bis-GMA, UDMA Organik modifiye seramik(ormoser),silika	79-56
CeramX One	Nanoseramik	Metakrilat modifiye polisiloksan, dimetakrilat Baryum -aliminyum borosilikat cam, fonksiyonel prepolimerize silikon dioksit nano doldurucular	77-55
Kalore	Nanohibrit	UDMA, DX-511(UDMA), Bis-EMA lantanit florid, stronsiyum cam, baryum cam Floroalümina silikat cam, silikon dioksit	82-69
Filtek Bulk Fill	Bulk-fill	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA Zirkonya, Silika, İtterbiyum triflorid	76,5-58,4

W: Ağırlık olarak doldurucu oranı V. Hacimsel doldurucu oranı



Şekil 3.1. Filtek Z550



Şekil 3.2. Filtek Ultimate



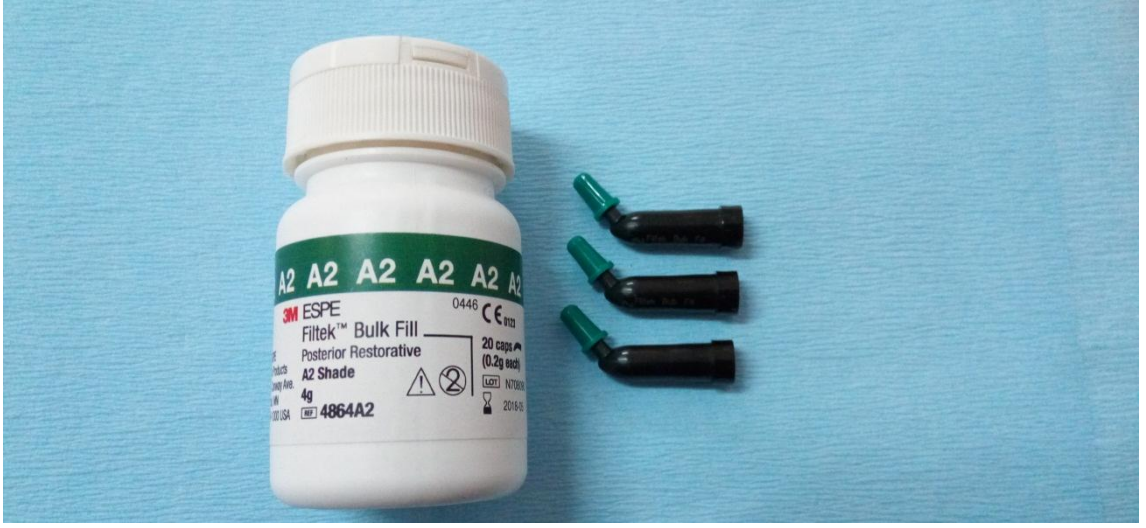
Şekil 3.3. Admira



Şekil 3.4. CeramX SphereTEC one



Şekil 3.5. Kalore



Şekil 3.6. Filtek Bulk Fill Posterior Restorative

3.4. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazları

Çalışma kapsamında kullanılan ışık cihazları Şekil 3.7, 3.8 ve 3.9'da, ışık cihazlarına ait üretici bilgileri ve özellikleri Tablo 3. 4'de gösterilmiştir. Işık cihazlarının hepsi standart modlarında kullanılmıştır.



Şekil 3.7. Hilux 250 halojen ışık cihazı



Şekil 3.8. Valo Cordless LED ışık cihazı



Şekil 3.9. Elipar DeepCure-S LED ışık cihazı

Tablo 3.4. Çalışmada kullanılan ışık cihazları.

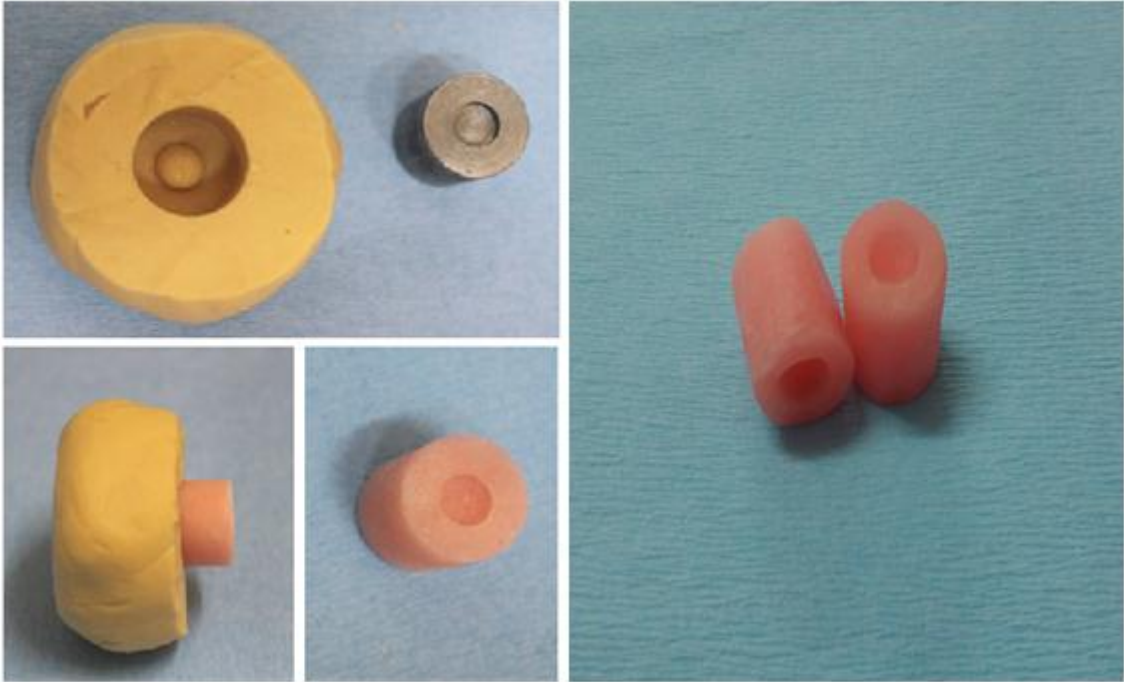
İŞİK CİHAZLARI	ÜRETİCİ FİRMA	TÜRÜ	DALGA BOYU	İŞİK YOĞUNLUĞU
Hilux 250	Benlioğlu Dental Ankara, TÜRKİYE	Halojen	390-480 nm	500 mW/cm ²
VALO Cordless	Ultradent, USA	LED	395-480 nm	1000 mW/cm ²
Elipar DeepCure-S	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	LED	430- 480 nm	1470 mW/cm ²

3.4. Deney Örneklerinin Hazırlanması

3.4.1. Akrilik Blokların Hazırlanması

Tamir işlemi uygulanacak kompozit örneklerin hazırlanmasında, örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi için Universal test cihazına konulacağı göz önünde bulundurularak tornada 15 mm çapında 10 mm yüksekliğinde, bir yüzeyinde 2 mm derinlikte ve 6 mm çapında silindirik kavite bulunan metal bir blok hazırlandı. Elde edilen bu metal bloktan silikon esaslı ölçü maddesi (Bonasil, DMP Ltd. USA) ile silikon kalıplar elde edildi.

Hazırlanan silikon kalıplar içerisine akrilik dökülerek polimerize olması beklendi. Polimerizasyonu takiben akrilik bloklar silikon içerisinden çıkartıldı. Bu yöntemle bir yüzeyinde 2 mm derinlikte ve 6 mm çapında kavite bulunan 126 akrilik blok elde edildi (Şekil 3.10). Daha sonra bu kavitelere kompozit yerleştirilmesi işlemine geçildi.

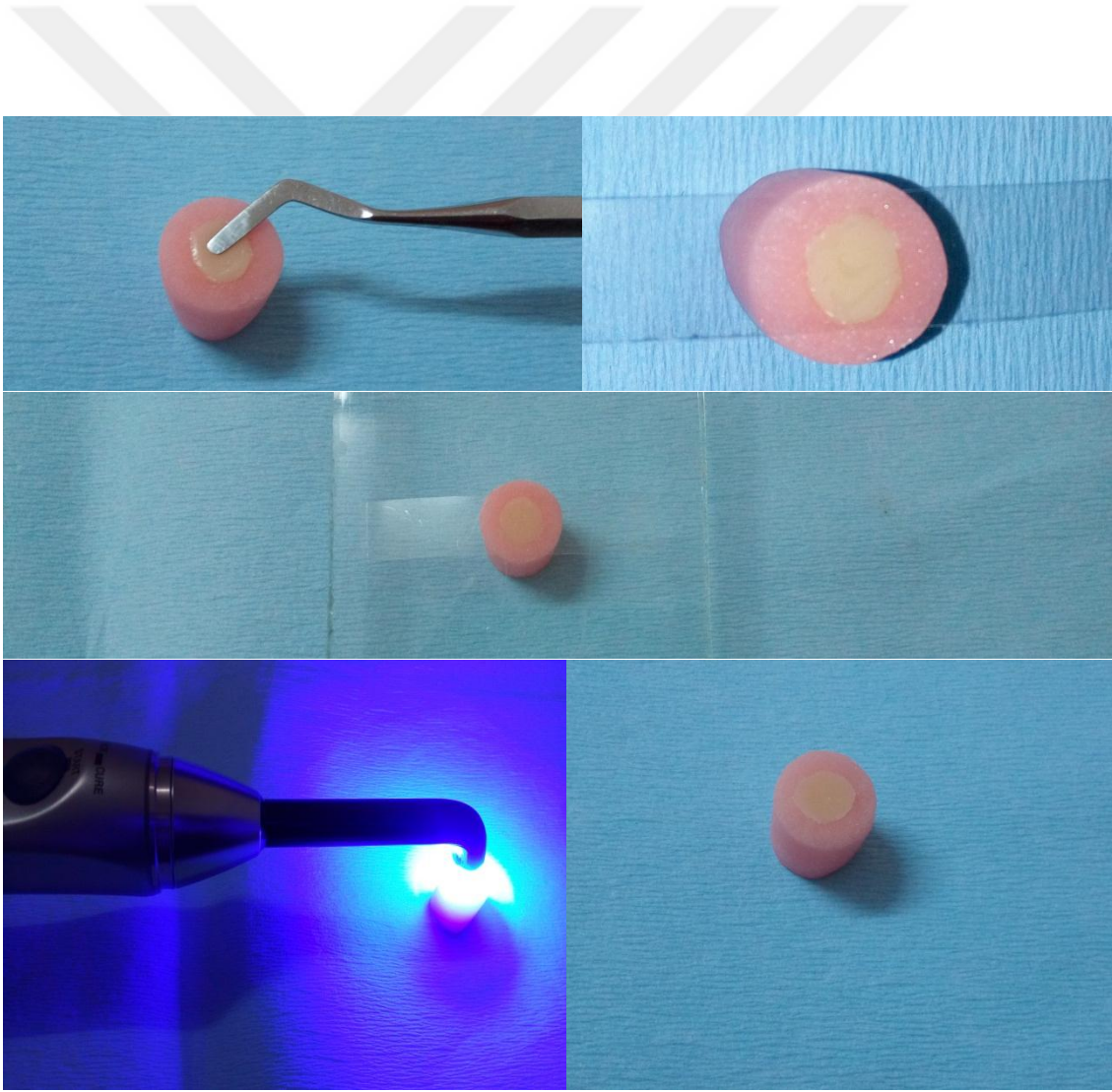


Şekil 3.10. Metal bloklardan elde edilen kalıp ile akrilik blokların hazırlanma süreci

3.4.2. Akrilik Bloklara Kompozitlerin Yerleştirilmesi

Hazırlanan akrilik bloklar üzerindeki oluşturulmuş kavitelere siman fulvarı ve ağız spatülü yardımıyla tek katman halinde yukarıda isimleri verilen 6 kompozit yerleştirildi (Şekil 3.11.).

Kompozit rezinlerin kavitelere yerleştirilmesinden sonra Elipar DeepCure-S LED ışık cihazı kullanılarak 1470 mW/cm^2 ışık yoğunluğu ile üretici firmanın talimatları doğrultusunda 20 sn 1 mm uzaklıktan olacak şekilde polimerizasyon gerçekleştirildi (Şekil 3.11.). Bu şekilde her kompozitten 21 adet olmak üzere toplam 126 adet kompozit örnek elde edildi.



Şekil 3.11. Akrilik bloklara kompozitlerin yerleştirilmesi ve polimerizasyonu

3.5. Örneklerin Yapay Yaşlandırması

Hazırlanan kompozit örneklerin tümü, 37 °C distile suda 24 saat bekletildikten sonra ağız ortamının koşullarını taklit etmesi amacıyla termal siklus cihazında 5000 devir bekletildi (Şekil 3.12.). Termal siklus uygulaması, örneklerin sırasıyla 5°C ve 55°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) sıcaklığındaki banyolarda transfer süresi 5 sn ve bekleme süresi 30 sn olacak şekilde gerçekleştirildi.



Şekil 3.12. Termal siklus cihazı ve çalışmada kullanılan parametreler

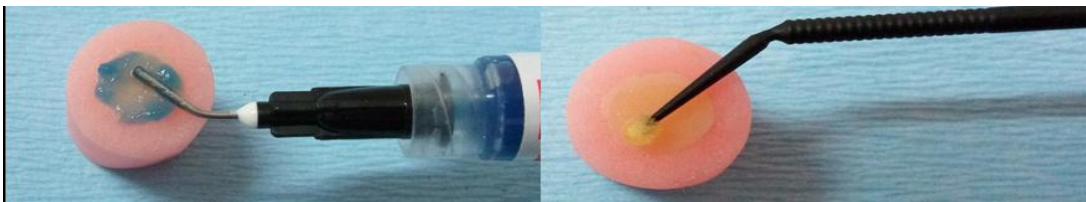
3.6. Yüzey Hazırlama İşlemleri ve Adeziv Uygulanması

Termal siklutan çıkarılan örnekler homojen bir yüzey elde etmek amacıyla 400 µm grenli silikon karpit kâğıt zımpara ile aşındırıldı. Daha sonra örnekler yüzey hazırlama işlemi için su soğutması altında 3 sn elmas fissür frez (Meisinger 837G) ile pürüzlendirildi. Her dört örnekte bir frez değiştirilmiştir. Aerotör ucuna takılan elmas frez restorasyon materyali yüzeyine yatay olarak tutulup, iki farklı yönde ikişer kere yüzeye baskı yapmadan pürüzlendirme yapıldı (Şekil 3.13).



Şekil 3.13. Silikon karpit zımpara, frez ile yüzey pürüzlendirme işlemi

Daha sonra örneklerin yüzeyi yıkanarak kurutuldu. Son yüzey temizliği ve ek bir yüzey pürüzlüğü sağlamak amacıyla %37'lik fosforik asit (Scotchbond Universal Etchant, 3M ESPE) 30 sn uygulandı (Şekil 3.14). Asit uygulamasını takiben her örnek yüzeyi su sprej ile 15 sn yıkandı ve hava spreji ile 10 sn kurulandı. Daha sonra adeziv sistem (Single Bond Universal, 3M ESPE) tek kullanımlık bond fırçası ile örneklerin yüzeyine 15 sn ovularak uygulandı ve çözücünün uzaklaştırılması için hava spreji ile adeziv üzerinde hareketlenme görülmeyene kadar en az 10 sn hafifçe hava ile kurutuldu.



Şekil 3.14. Asit ve adeziv sistem uygulaması

Tablo 3.5. Universal adezivin içeriği ve üretici bilgileri

ADEZİV SİSTEM	ÜRETİCİ FİRMA	İÇERİK
Single Bond Universal Adeziv	(3M ESPE, Neuss, GERMANY)	Bis-GMA, MDP, dimetakrilat rezinleri, HEMA, Vitrebond kopolimer, silan, etanol, su



Şekil 3.15. Single Bond Universal Adeziv

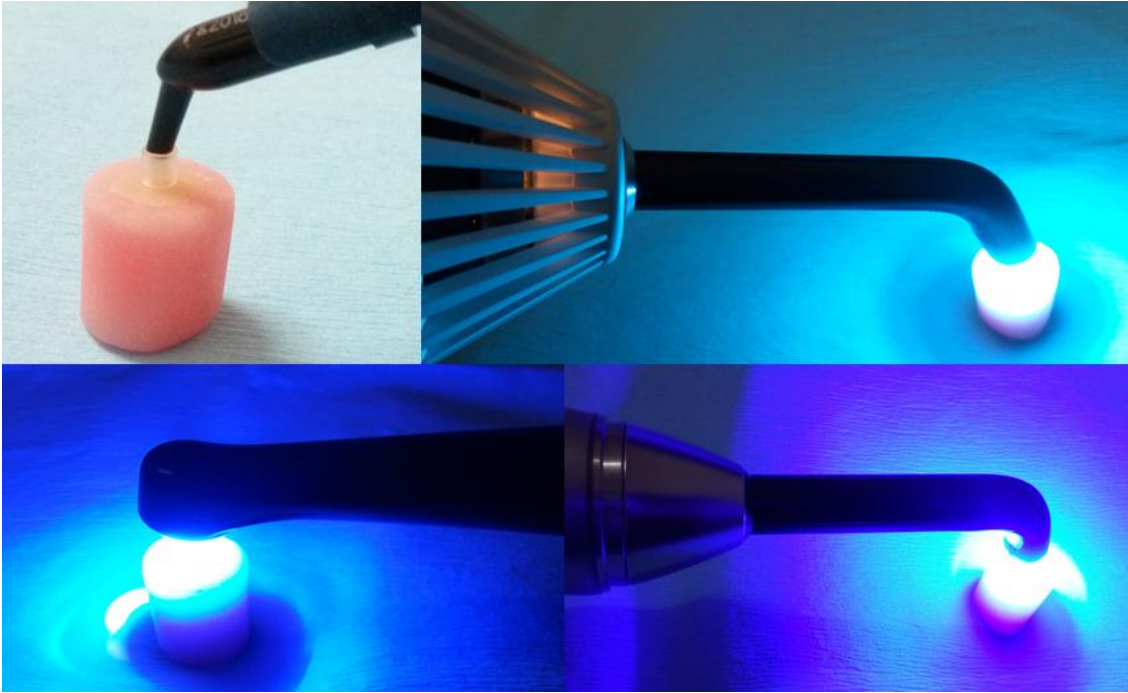
3.7. Tamir Materyalinin Yerleştirilmesi

Adeziv uygulamasını takiben daha önce hazırlanmış iç çember çapı 3mm ve yüksekliği 4 mm olan silindirik şeffaf bir boru tamir kompozit materyaline matris olmak üzere restorasyon merkezine yerleştirildi (Şekil 3.16.) Daha sonra her grup kendi ışık cihazı (Hilux 250, Valo, Elipar DeepCure-S) ile 20sn süresince polimerize edilerek tüplerin kompozite sabitlenmesi amaçlandı. Daha sonra bulk-fill kompozit rezin (Filtek Bulk Fill) kompülleri, kompül tabancası ile dikkatlice yerleştirildikten ve fulvarla hafifçe kondanse edildikten sonra; gruplara göre yukardaki 3 farklı ışık kaynağı kullanılarak LED ışık cihazları ile 20sn, halojen ışık cihazı ile 40 sn polimerize edildi (Şekil 3.17.).

Polimerizasyon sırasında tüm ışık cihazlarının ışık gücü her 5 örnek sonrası radyometre (Peng Lim Enterprise Co, LTD, Taiwan) ile kontrol edildi (Şekil 3.18.). Polimerizasyon işleminden bir saat sonra plastik kalıplar 15 numara bisturi ile kesildi ve tüpler kompozitten uzaklaştırıldı (Şekil 3.19.).



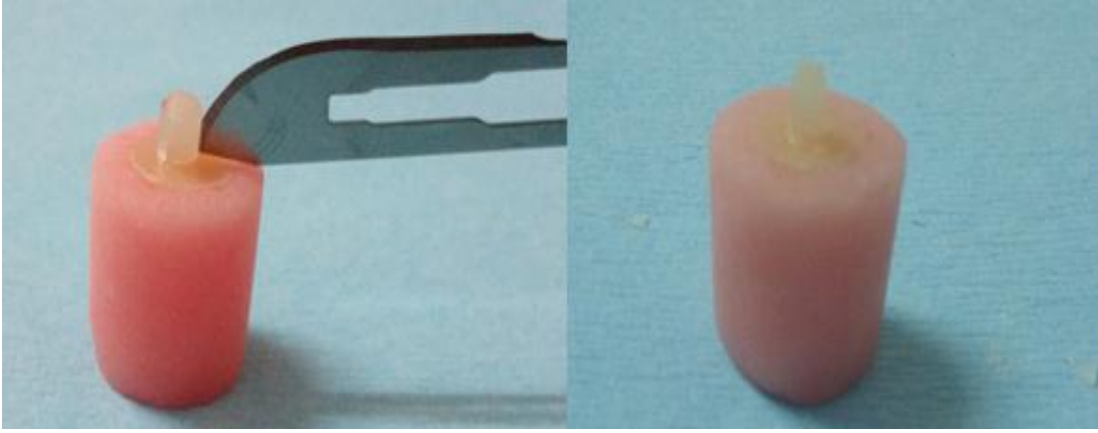
Şekil 3.16. Tamir materyali için plastik tüplerin yerleştirilmesi



Şekil 3.17. Tamir materyalinin yerleştirilmesi ve 3 farklı ışık cihazı ile polimerizasyonu



Şekil 3.18. Radyometre cihazı ve ışık kaynaklarının gücünün kontrolü



Şekil 3.19. Plastik kalıbın bistüri ile uzaklaştırılması ve tamir işleminin son hali

Tamir işleminden sonra örnekler 37 °C distile suda 4 hafta bekletildikten sonra makaslama bağlanma dayanımı testine tabi tutuldu.

3.8. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Makaslama bağlanma dayanımı testi universal test cihazı LF Plus, (LLOYD Instruments, Ametek Inc. England) kullanılarak gerçekleştirildi. Testte kullanılacak hareketli kırma aparatı, ISO TR 11405 spesifikasyonunda belirtilen şekilde 1 mm kalınlığında ve künt olacak şekilde tornada hazırlatıldı. Kırma aparatı, örneklerdeki kompozit-kompozit tamir yüzeyiyle 90°'lik bir açı yapacak şekilde yerleştirildi ve örnekler 0,5 mm/dk kafa hızında makaslama bağlanma dayanımı testine tabi tutuldu (Şekil 3.20).



Şekil 3.20. Universal test cihazı ve makaslama testi

Kırma işleminde oluşan kuvvetler Newton (N) olarak ölçüldü, birim alana düşen yük miktarını aşağıdaki formül kullanılarak Newton (N) değerleri Megapaskal (MPa) değerlerine çevrildi (Şekil 3.21). Elde edilen değerler her bir örnek için Nexygen Software programı ile kaydedildi.

$$\text{Makaslama direnci (MPa)} = \text{Yük (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$

$$\text{Alan} = (\pi \times r^2) \text{ (mm}^2\text{)} \quad r = \text{bağlanma yüzeyi çapı}$$

Şekil 3.21. Newton değerinin megapaskal değerine çevrilmesinde kullanılan formül

3.9. Kırılma Yüzeylerinin İncelenmesi ve Kırılma Tiplerinin Belirlenmesi

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası tüm örneklerin kırılma yüzeyleri stereomikroskop (Nikon SMZ800, Tokyo, Japan) ile X25 büyütme altında incelendi. İnceleme sonrası örneklerin kırılma tipleri belirlenerek kaydedildi. Örneklerin kırılma tiplerinin fotoğrafları, stereo mikroskopa bağlı fotoğraf makinesi (Nikon) ile elde edilmiştir.



Şekil 3.22. Stereomikroskop ile kırık tiplerinin incelenmesi ve karar verilmesi

Adeziv kırılma: Tamir kompoziti ile akrilik bloktaki kompozitin bağlanma arayüzeyinden ayrılması.

Restorasyonda koheziv kırılma: Kırılma yüzeyinin tamamen akrilik bloktaki kompozitin kendi içerisinde olması.

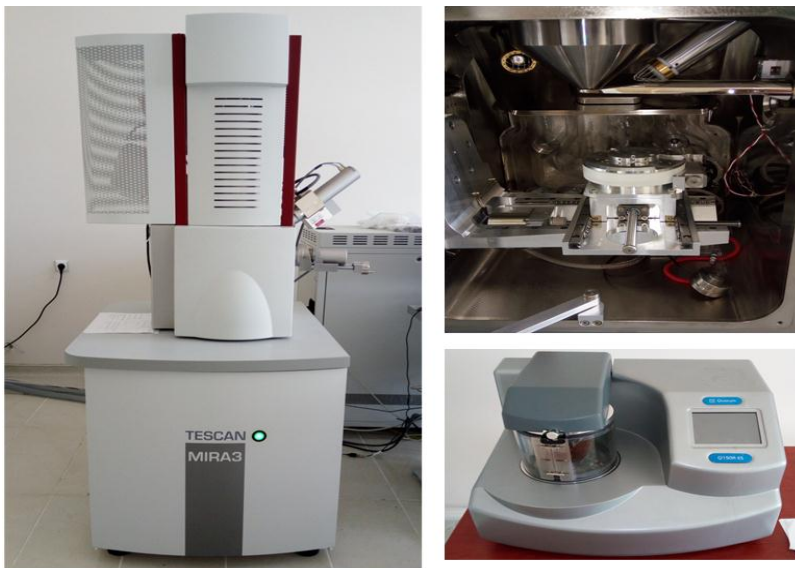
Tamir kompozitinde koheziv kırılma: Kırılma yüzeyinin tamamen tamir kompozitin kendi içerisinde olması.

Karışık (mix) tip kırılma: Her iki kırılma tipinin de aynı anda gözlemlendiği kırılma (adeziv + koheziv) olarak sınıflandırıldı.

3.10. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Analizi

Tüm örneklerin stereomikroskop ile incelenmesi sonrasında kırılma yüzeylerini ayrıntılı olarak değerlendirmek için SEM analizleri yapıldı. Örneklerin incelenmesi Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi (CÜTAM) SEM Laboratuvarı'nda bulunan SEM cihazı (TESCAN MIRA3, Brno, Czech Republic) ile yapıldı (Şekil 3.23).

SEM analizi yapılmadan önce örneklerin kırık yüzeyleri havasız bir ortamda kaplama cihazı (Quorum Q150R ES, East Sussex, UK) kullanılarak 90 A° kalınlığında altın-palladyum ile kaplandı (Şekil 3.23) ve çeşitli büyütme altında incelendi.



Şekil 3.23. Çalışmada kullanılan SEM cihazı-numune haznesi ve kaplama cihazı

3.11. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) (Ver:22.0) programına yüklenerek verilerin değerlendirilmesinde parametrik test varsayımlar yerine getirildiğinden (Kolmogorof- Simirnov) Varyans Analizi, verileri kendi arasında karşılaştırmak için Tukey testi kullanılmış ve yanılma düzeyi **0.05** olarak alınmıştır.



4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerleri

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda aynı yüzey hazırlama ve tamir işlemleri uygulanmış kompozitlerin makaslama bağlanma dayanım değerlerine, ışık cihazlarının etki ettiği görülmüştür. 6 farklı kompozitin bulk-fill ile tamirinde 3 ayrı ışık cihazı kullanıldığı çalışmamızda gruplar arası bağlanma dayanım değerleri istatistiksel olarak farklı bulunmuştur ($p<0,05$). Kompozitlerin ışık cihazlarına göre ortalama makaslama bağlanma dayanım değerleri ve standart sapmaları ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.1 'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Kompozitlerin kullanılan ışık kaynağına göre ortalama tamir makaslama bağlanma dayanımı değerleri ve Tukey HSD testine göre aralarındaki farklılıklar

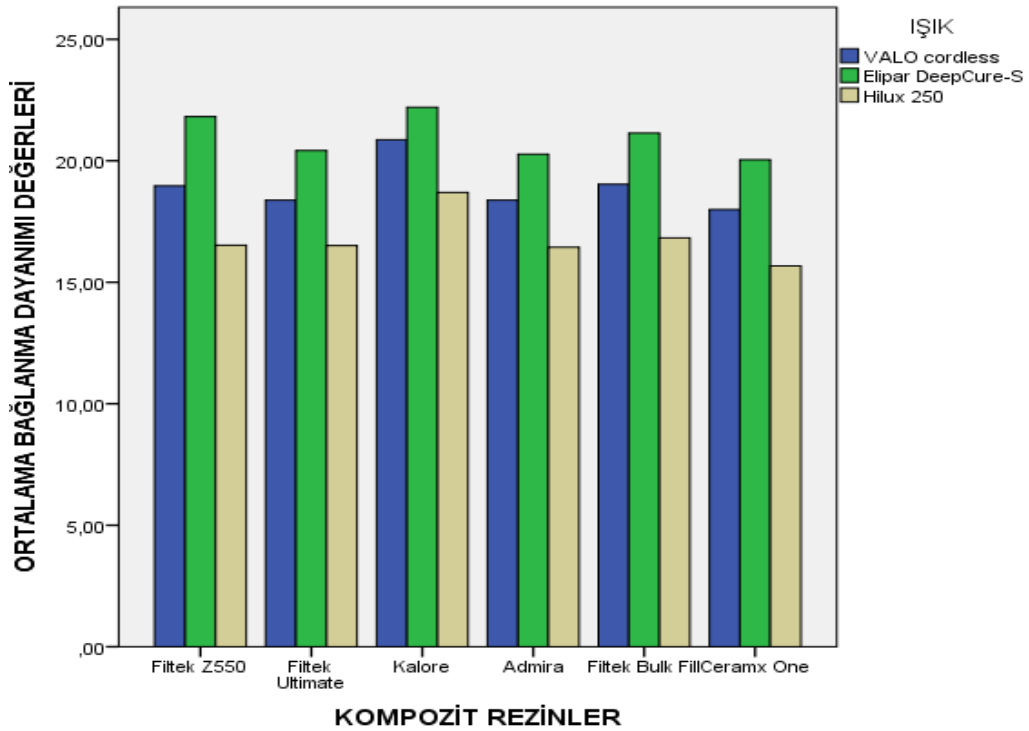
GRUPLAR	Valo Cordless		Elipar DeepCureS		Hilux 250		Sonuç
	Ortalama (Mpa)	Standart Sapma	Ortalama (Mpa)	Standart Sapma	Ortalama (Mpa)	Standart Sapma	
Filtek Z550	18,97 ^{A,ab}	1,64	21,81 ^{B,ab}	1,32	16,53 ^{C,ab}	2,11	f=16,51 p=0,001
Filtek Ultimate	18,37 ^{A,ab}	1,48	20,41 ^{B,ab}	0,89	16,51 ^{C,ab}	0,90	f=21,18 p=0,001
Admira	18,38 ^{A,ab}	1,30	20,27 ^{B,ab}	1,13	16,44 ^{C,ab}	1,52	f=14,52 p=0,001
CeramX One	17,99 ^{A,a}	1,48	20,04 ^{B,a}	1,49	15,67 ^{C,a}	0,8	f=20,03 p=0,001
Kalore	20,87 ^{AB,b}	1,81	22,20 ^{A,b}	1,70	18,69 ^{B,b}	2,14	f= 6,18 p=0,009
Filtek Bulk Fill	19,03 ^{A,ab}	1,57	21,14 ^{B,ab}	1,29	16,83 ^{C,ab}	0,87	f=19,93 p=0,001

*Büyük harf üst simgeler sütunlar arası, küçük harf üst simgeler satırlar arası istatistiksel farklılıkları göstermektedir.

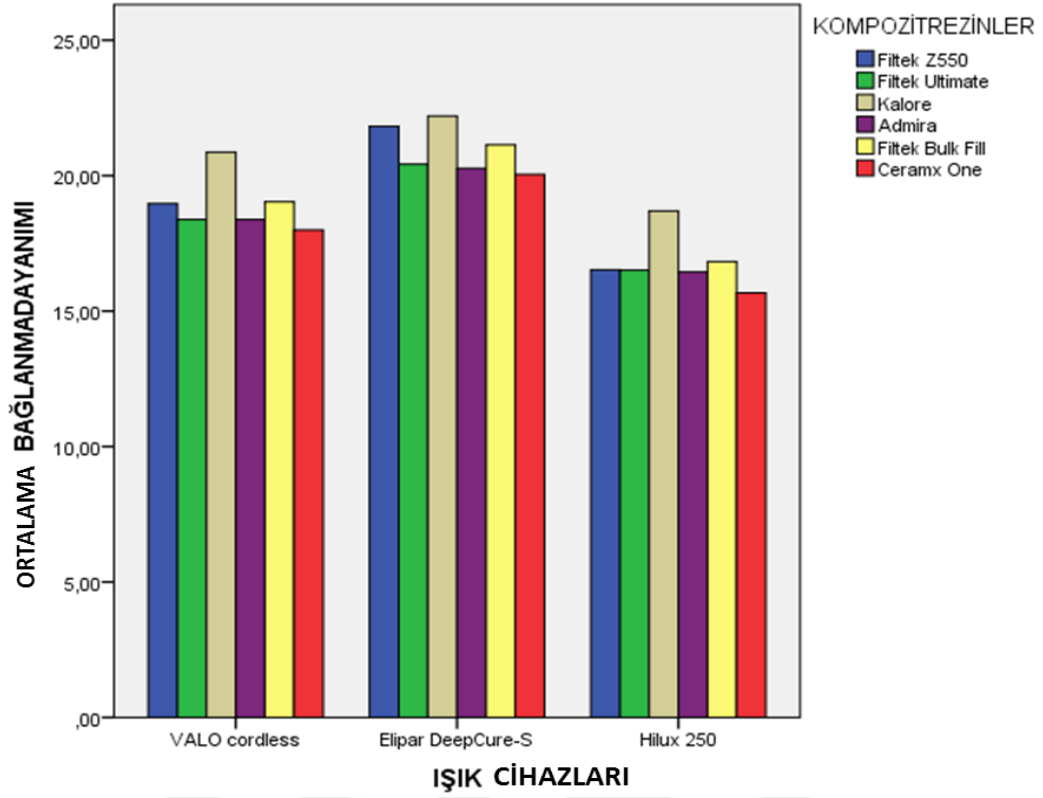
Kalore kompozitin tamir edildiği grup dışında tüm gruplarda 3 ışık cihazı kendi aralarında karşılaştırıldığında tamir makaslama bağlanma dayanımı değerleri istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. Kalore kompozit grubunda ise DeepCure-S ile Hilux 250 arasında istatistiksel olarak farklılık bulunurken; DeepCure-S ile Valo ve Valo ile Hilux 250 arasında bağlanma dayanımı değerleri bakımından farklılık bulunamamıştır (Tablo 4.1). Kalore tamir grubu hariç diğer tüm gruplarda ışık cihazlarının bağlanma dayanımı değerleri Elipar DeepCure-S > Valo > Hilux 250 şeklinde bulunmuştur.

Kompozitlerin bağlanma dayanımları kendi aralarında karşılaştırıldığında tüm ışık cihazlarında Kalore ile CeramX One arasında makaslanma bağlanma dayanımları istatistiksel olarak farklı ($p<0,05$) bulunurken; diğer kompozitlerin bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (Tablo 4.1).

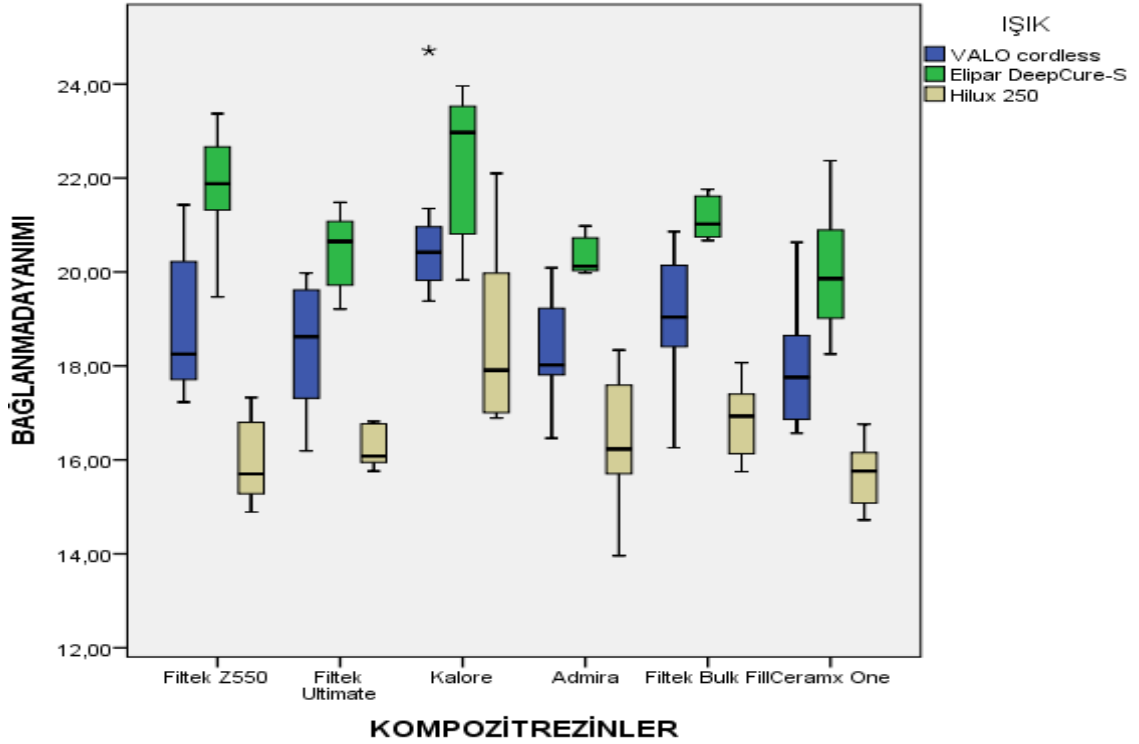
Tüm ışık cihazı türlerinde Kalore bulk-fill bağlanma dayanımı değerleri en yüksek bulunurken Kalore-CeramX One hariç diğer karşılaştırmalarda bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Işık cihazları ve kompozitlere ait tamir makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin karşılaştırılması grafik olarak Şekil 4.1, 4.2, 4.3 de verilmiştir.



Şekil 4.1. Işık cihazlarının kompozit rezinlerin tamir bağlanma dayanımı üzerine etkisi



Şekil 4.2. Kompozit rezinlerin ışık cihazlarına göre tamir bağlanma dayanımı değerleri



Şekil 4.3. Gruplara ait bağlanma dayanımı değerlerinin box-plot grafik ile gösterimi

4.2. Kırılma Tipleri

Tablo 4.2. Gruplara ait kırılma tiplerinin dağılımı

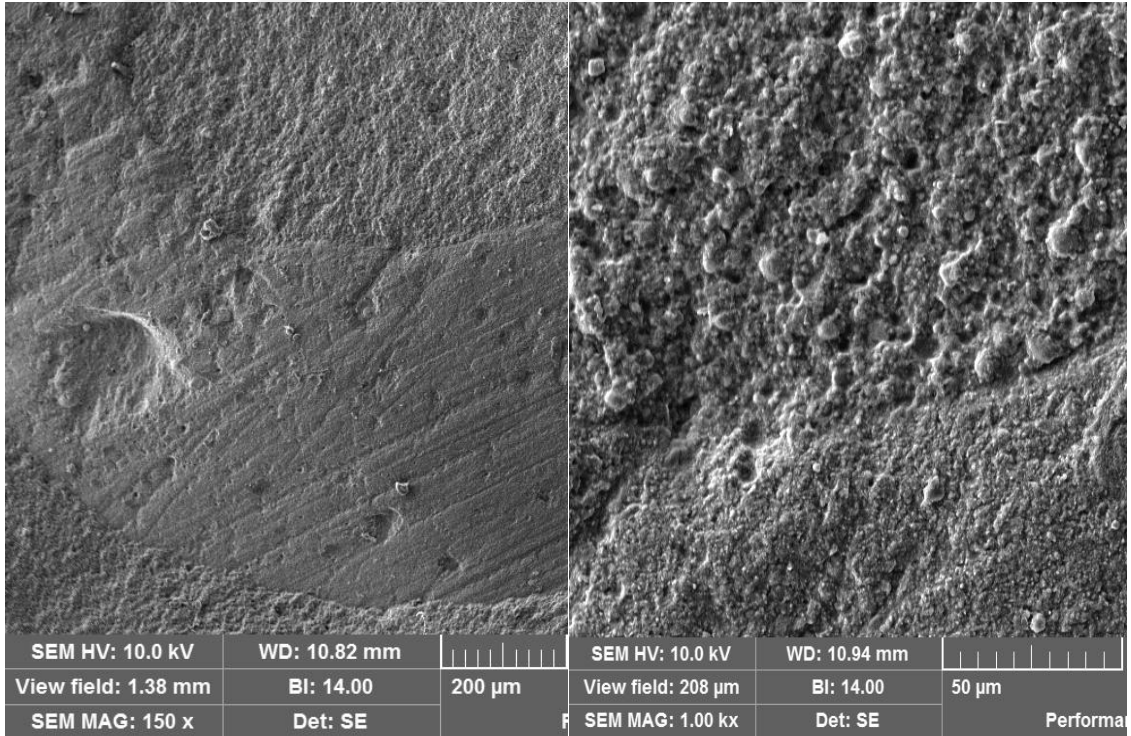
İŞİK CİHAZLARI	KOMPOZİTLER	Adeziv kırılma	Restorasyonda Koheziv Kırılma	Mix kırılma
Valo Cordless	Filtek Z550	2	4	1
	Filtek Ultimate	2	5	0
	Admira	0	4	3
	CeramX One	0	4	3
	Kalore	0	5	2
	Filtek Bulk Fill	1	4	2
Elipar DeepCure-S	Filtek Z550	0	4	3
	Filtek Ultimate	1	4	2
	Admira	0	4	3
	CeramX One	1	5	1
	Kalore	0	6	1
	Filtek Bulk Fill	0	5	2
Hilux 250	Filtek Z550	2	4	1
	Filtek Ultimate	2	4	1
	Admira	1	4	2
	CeramX One	2	3	2
	Kalore	0	5	2
	Filtek Bulk Fill	1	3	3
	TOPLAM		15	77

Gruplara ait kırılma değerleri yukarıdaki tabloda gsterilmiştir. En çok görülen kırılma tipi bütün grupların genelinde restorasyonda koheziv kırılmalar iken bunu mix kırılmalar takip etmiştir. En az görülen kırılma tipi ise adeziv kırılmadır. Tamir materyalinde koheziv kırılma hiçbir grupta gözlenmemiştir. Kırılma tiplerine ait stereomikroskop görüntüleri Şekil 4.4' te verilmiştir.

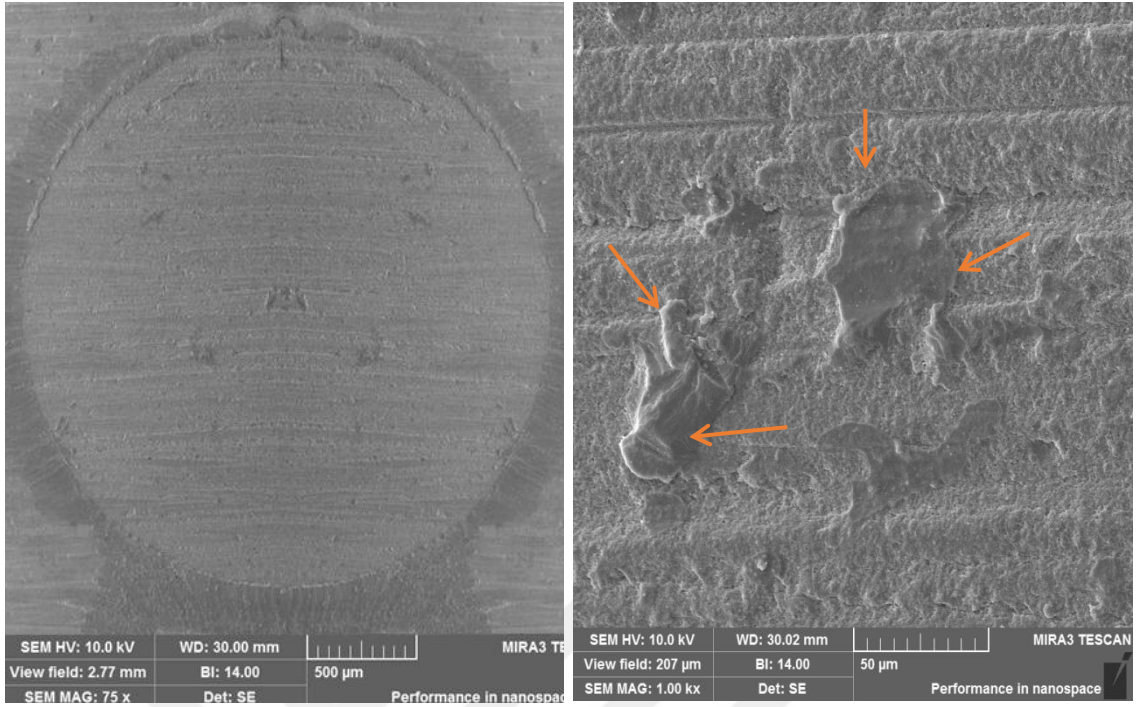


Şekil 4.4. Kırılma tiplerine ait stereomikroskop görüntüleri

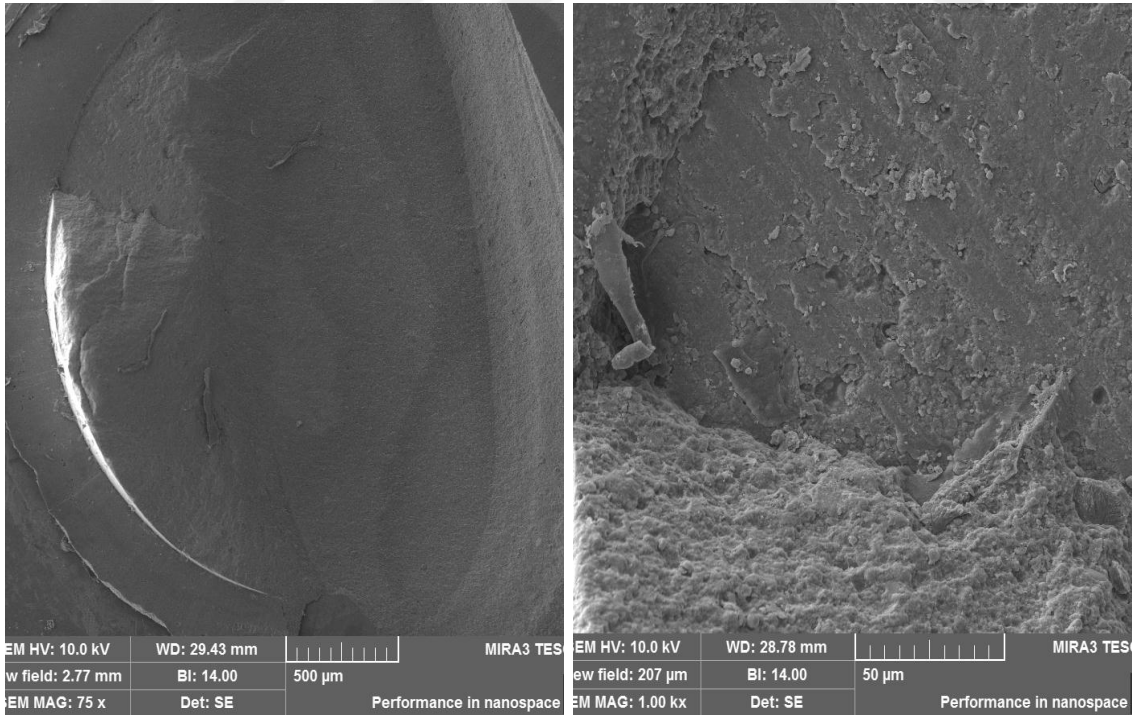
4.3. SEM Analizi Görüntüleri



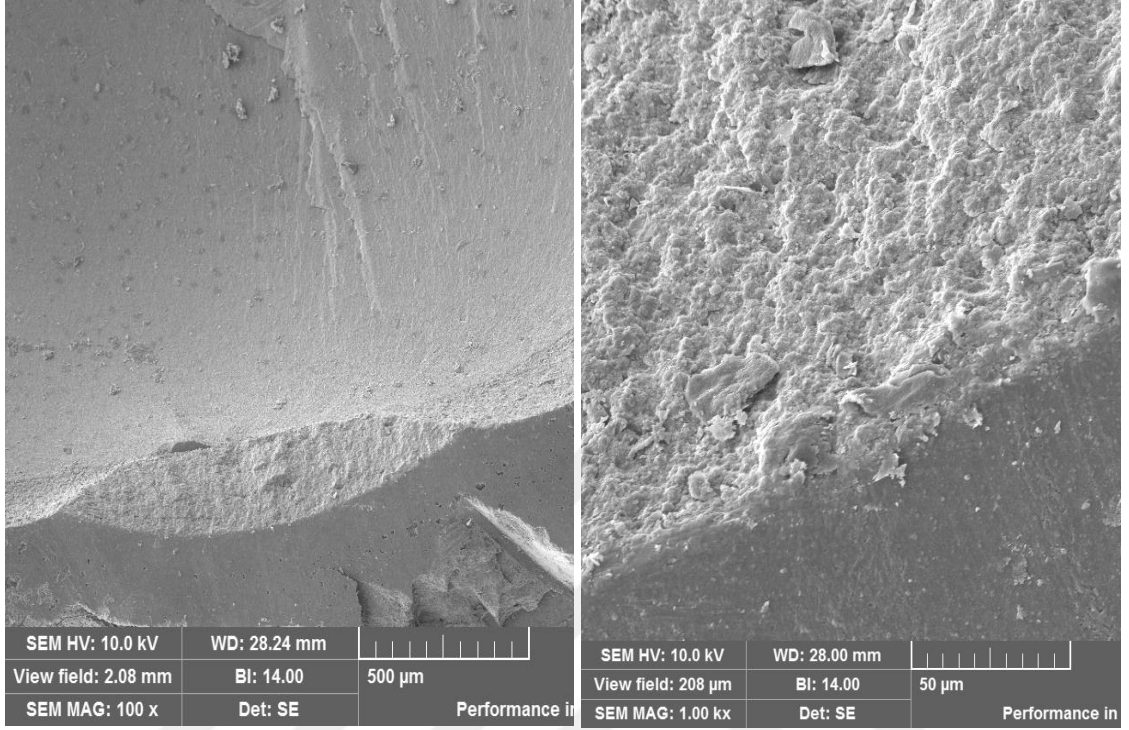
Şekil 4.5. CeramX One kompozit tamirine ait karışık (mix) kırılma SEM görüntüleri



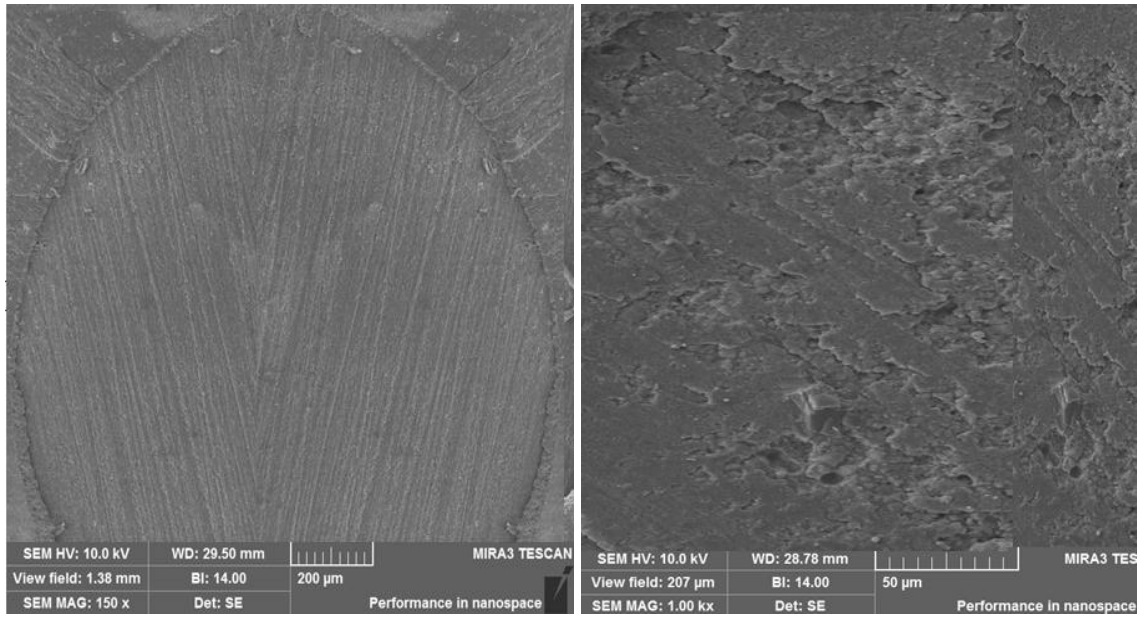
Şekil 4.6. CeramX One kompozit tamirine ait adeziv kırılma SEM görüntüleri. Oklar adeziv kalıntılarını göstermektedir



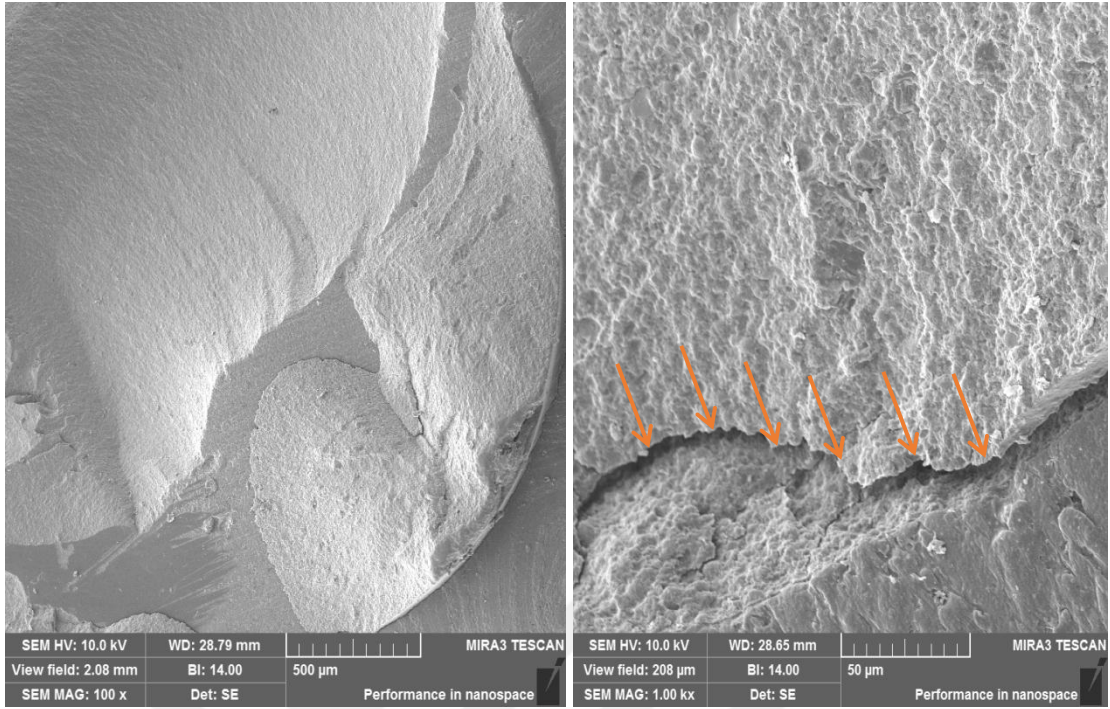
Şekil 4.7. Filtek Bulk Fill kompozit tamirine ait mix kırılma SEM görüntüleri



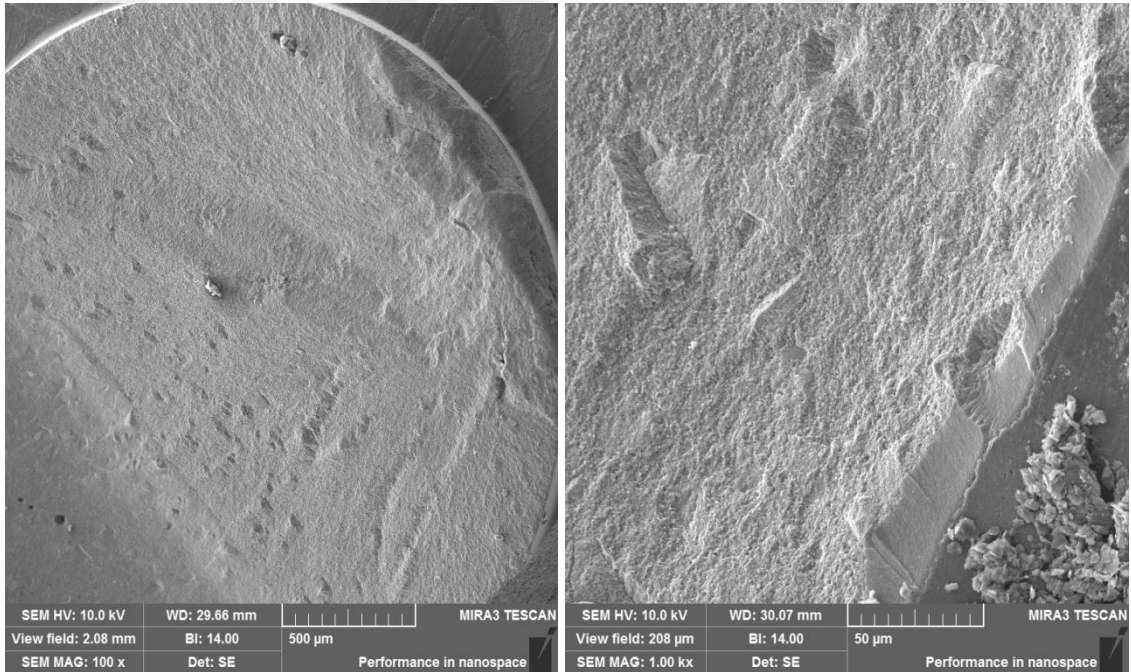
Şekil 4.8. Admira kompozit tamirine ait koheziv kırılma SEM görüntüleri



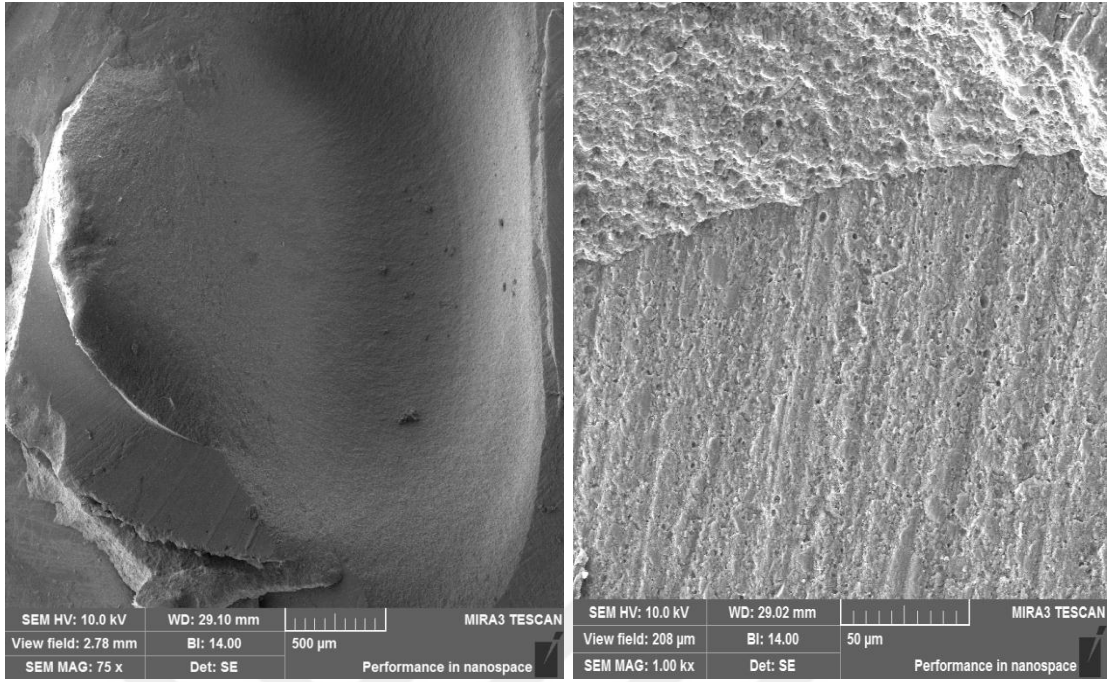
Şekil 4.9. Filtek Bulk Fill kompozit tamirine ait adeziv kırılma SEM görüntüleri



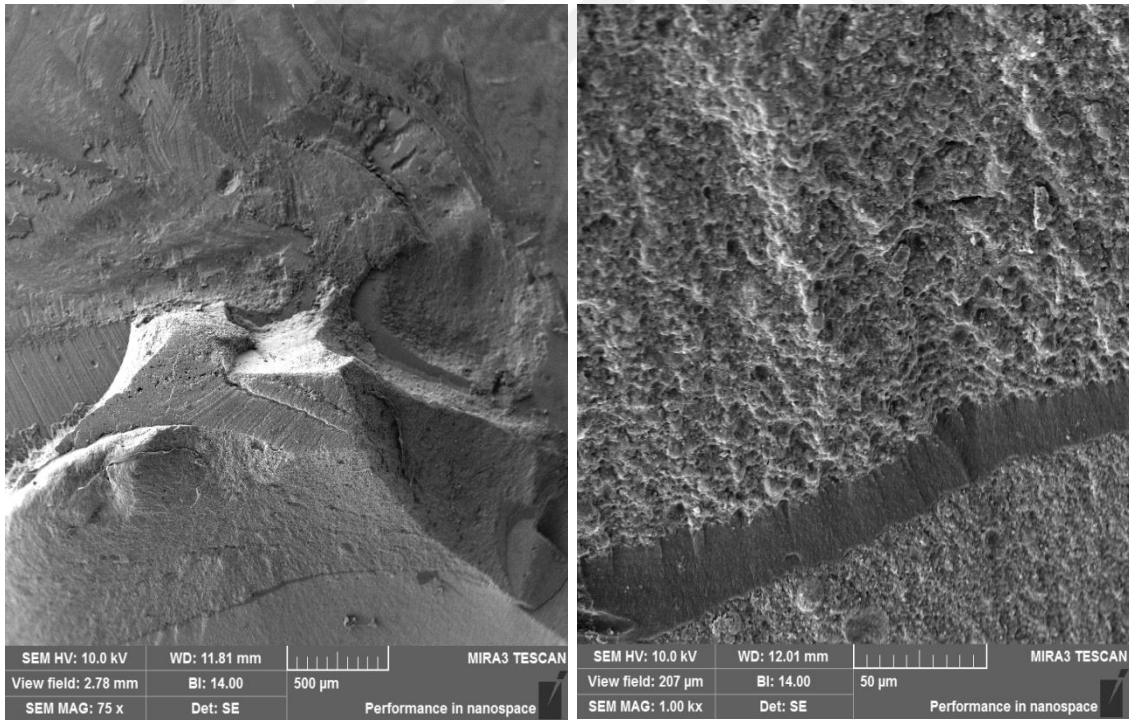
Şekil 4.10. Filtek Z550 kompozit tamirine ait mix kırılma SEM görüntüleri. Oklar tamir materyali ile restoratif materyal arayüzeyini göstermektedir.



Şekil 4.11. Kalore kompozit tamirine ait koheziv kırılma SEM görüntüleri



Şekil 4.12. Filtek Ultimate kompozit tamirine ait mix kırılma SEM görüntüleri



Şekil 4.13. Admira Kompozit tamirine ait mix kırılma SEM görüntüsü

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde dental kompozit rezinler ön ve arka dişlerin restorasyonunda yaygın olarak kullanılmaktadır. Ağız boşluğundaki diyet veya tükürük yoluyla olan dinamik pH ve sıcaklık değişimleri nedeniyle, kompozitlerin kimyasal ve mekanik özellikleri zamanla bozunmaya uğramaktadır [172, 173]. Bu durum nedeniyle kompozit rezinlerin klinik ömrü hala kısıtlıdır ve ortalama %2,2 lik yıllık başarısızlık oranı gösterilmiştir [174]. Kompozit restorasyonlar zamanla renk değişikliği, mikrosızıntı, kenar uyumunda bozulma, marjinal açıklık ve kırılma gibi klinik başarısızlığa uğrayınca restorasyonun değişimi yada tamiri gerekmektedir [175, 176]. Kompozit restorasyonun tamamen sökülüp yenilenmesi günlük klinik pratiğinde oldukça sık başvuru olan bir yöntemdir [177]. Ancak restorasyonun tamamen sökülmesi dişin mine ve dentin dokularında gereksiz madde kayıplarına ve iyatrojenik pulpal yaralanmalara neden olmaktadır [178].

Restorasyonun tamamen sökülüp yenilenmesi yerine eğer restorasyonun sadece belli bir kısmı zarar görmüş ve geriye kalan kısım sağlam ise restorasyonun tamiri hem daha konservatif ve kısa süren bir tedavi şekli hem de alternatif bir seçenektir [179]. Ayrıca restorasyonun tamamen sökülüp yenilenmesi yerine modern minimal invaziv yaklaşım nedeniyle; tamiri daha çok kabul görmektedir [180]. Bununla birlikte diş hekimi çoğu zaman restorasyonun tamiri veya tamamen değiştirilmesi seçiminde ikilem yaşamaktadır. Restorasyonun değişimi veya tamirine karar vermede en önemli etkenler hasta merkezli ve dişe bağlı kriterlerdir [181]. Dişe bağlı kriterler defektin boyutu, sınırı, çürüğün yayılımı, komşu dişlerdeki kırıklar iken; riskli tıbbi rahatsızlıkları bulunan hastalar için tamir prosedürü daha uygundur [182].

Restorasyonun tamiri yenilenme işlemine göre hem maliyet hem de zaman bakımından da hekime avantaj sağlamaktadır. Yapılan çalışmalar sonucunda restorasyon tamirinin dişin ömrünü klinik olarak kabul edilebilir düzeyde uzattığı ortaya konulmuştur [144, 183]. Restorasyonların ve adeziv sistemlerinin değerlendirilmesinde klinik çalışmalar laboratuvar çalışmalarına göre daha uygun bir yöntemdir. Fakat klinik çalışmalar zaman alıcı ve maliyetleri daha yüksektir [184]. Bu nedenlerden dolayı; restorasyonda güncel materyaller kullanılarak bu in-vitro çalışma planlanmıştır.

Kompozit materyaller ağız ortamı içerisinde mekanik, termal ve kimyasal streslere maruz kalmaktadır. Tükürük, besin bileşenleri, içecekler ve ağız içerisindeki ısısal değişiklikler kompozit yapısında bozulmaya ve restorasyonun yaşlanmasına sebep olabilmektedir [185-187]. Termal siklus, ağız içi durumların laboratuvar taklitlerini sağlamak amacıyla kullanılan bir metottür. Rosales ve ark. [188] termal siklus uygulamasının kolay bir yaşlandırma metodu olduğunu ve klinikte oluşabilecek en yüksek ısısal stresleri dişlere uyguladığını bildirmişlerdir. Isı düzenlemeleri, bekleme zamanı ve devir sayısını da içeren çeşitli faktörler termal siklusun adeziv sistemler üzerindeki bağlanma kuvvetini etkiler. Devir sayısının tüm bunlar arasında en etkili faktör olduğu belirtilmektedir [164].

Özcan ve ark. [189] kompozit tamir işlemlerinde, 5000 devir termal siklus işleminin kompozitin bozulmasında diğer yaşlandırma yöntemlerinden daha etkili olduğunu bildirmişlerdir. Yine Özcan ve ark. [190] kompozit tamirinden önce içlerinde 5000 devir termal siklus uygulamasının da olduğu farklı yaşlandırma koşullarının tamir bağlanma dayanımı üzerine etkisini inceledikleri çalışmada, tamir bağlanma dayanımının termal siklus uygulanan örneklerde düşük çıktığını bulmuştur. Bundan dolayı çalışmamızda tamir öncesi örneklerin yaşlandırılmasında 5000 devir termal siklus kullanımı tercih edilmiştir.

Tamir işleminin klinik olarak başarısı ağızda bulunan eski restoratif materyal ile yeni tamir materyalinin kabul edilebilir düzeyde bağlanmasına bağlıdır [191]. Bu bağlanma restoratif materyalin yüzey karakteristiği, kullanılan kimyasal adezivin ıslatabilirliği ve kompozit rezinin kimyasal özellikleri gibi etkenlere bağlıdır [177, 192, 193]. Genel olarak iki kompozit tabakası arasındaki bağlanma, polimerize olmamış rezin monomerlerden kaynaklanan oksijen inhibisyon tabakası sayesinde olmaktadır [194]. Fakat zamanla ağız içerisindeki restorasyonda bu polimerize olmamış tabaka ortadan kalkmaktadır. Bu durumdan dolayı kompozit-kompozit arayüzey bağlantısını artırmak için fosforik veya hidroflorik asitle pürüzlendirme[195], aşındırıcı frez ya da kağıtlar ile pürüzlendirme, hava yardımıyla aşındırıcı partikül uygulama-kumlama [196], adeziv veya silan uygulama gibi arayüzeyi geliştirme için kimyasal yollara başvurulmaktadır [197].

Yüzey pürüzlülüğünün tamir bağlanma dayanımı üzerine etkisi büyüktür. Yapılan çalışmaların çoğunda; yüzey pürüzlülüğünün bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi adeziv veya silan uygulamanın etkisinden daha çok bulunmuştur [198-200]. Tamir materyallerinin yüzeye bağlanmasında retansiyon olukları, undercut oluşturma gibi makro düzeyde işlemlerin yanında alüminyum oksit parikülleri ile kumlama, hava abrazyonu, frezleme gibi yöntemler de kullanılmaktadır [201]. Yüzeyin elmas frez ile aşındırılması klinik olarak kolay uygulanabilirlik özelliklerine sahiptir [202]. Frez ile aşındırma ayrı bir ekipman ve kimyasala gerek duymadan kolay uygulanabilir bir yöntemdir [202].

Yüzeyi pürüzlendirme tamir kompoziti ile eski restoratif materyal arasında mikromekanik bir kilitlenme sağlarken [203], bunun yanında yüzey alanını artırarak bağlanmayı da artırmaktadır [202]. Oskoe ve arkadaşlarının [204] çeşitli yüzey işlemlerinin kompozitlerin tamir bağlanma dayanımı üzerine etkisini araştırdıkları çalışmada elmas frez ve lazer ile pürüzlendirilen yüzeylerle elde edilen bağlanma dayanımı değerleri diğer gruplara nazaran daha yüksek bulunmuştur. Elmas frezler klinikte tedavi öncesi mine veya kompozit yüzeyini düzenlerken sıklıkla kullanılan bir yöntemdir [205, 206].

Valente ve arkadaşlarının [202] frez grit boyutunun tamir bağlanma dayanımı üzerine etkisini incelediği araştırmada, frez ile pürüzlendirilen yüzeylerin kontrol grubuna göre daha fazla bağlanma dayanımı gösterdiği ve aşındırıcı partikül boyutunun bağlanmayı artırdığı tespit edilmiştir. Yeşilyurt ve arkadaşlarının [201] yaptıkları çalışmada alüminyum oksit ve frez ile yüzey işlemleri yapılan grupların bağlanma dayanımı değerleri hidroflorik asit ve fosforik asit ile pürüzlendirme yapılan gruplara göre daha yüksek bulunmuştur. Bunun yanısıra elmas frezler ile aşındırma sonrası fosforik asit uygulaması Avrupa ve Kuzey Amerika diş hekimliği fakültelerinde öğrencilere tamir prosedürü olarak öğretilmektedir [5, 207].

Tamir işleminde kullanılan diğer bir yüzey hazırlama yöntemi ise materyal yüzeyinin fosforik veya hidroflorik asitle pürüzlendirilmesidir [208]. Yapılan çalışmalardan bazıları asitlemenin bağlanma dayanımını artırmadığını göstermiştir [209-211]. Loomans ve ark. [212] etkili bir kompozit tamir protokolü bulmak için yaptıkları bir çalışmada tek başına fosforik asitin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü ve

özelliklerine etkisi olmadığı sonucuna varmışlardır. Atalay ve ark. [11] yaptıkları bir çalışmada asit ve universal adezivi kombine olarak ve universal adezivi tek olarak kullanmışlar ve grupların arasında anlamlı bir farklılık bulamamışlardır. Bu durumun fosforik asitin kompozit yüzeyindeki zayıf etkisinden ötürü olduğunu belirtmişlerdir [11]. Buna karşılık Ahmedizenous ve ark. [213] silikon karpit zımpara sonrası asit uygulama ile kompozit yüzeyinde makro ve mikro düzeyde retantif alanlar oluştuğunu, netice olarak yüzey alanının arttığını, smear tabakasının kaldırıldığını ve alttaki rezin yüzeyinin açığa çıktığını ileri sürmüşlerdir. Yapılan diğer bir çalışmada ise, asitleme sonrası deney gruplarının bağlanma dayanımı artmış ve bu durum asitin yüzeydeki aşındırma sonrası oluşan debris ve artıkları çok iyi uzaklaştırmasına ve bağlayıcı ajanın yüzeye daha iyi adezyon göstermesine bağlanmıştır [192].

Kompozit rezinlerin yüksek viskozitesi ve düşük ıslatma özelliklerinden dolayı tamir işleminde kompozit-kompozit bağlanma dayanımlarını artırmak için adezivlerin kullanımı önerilmiştir [214, 215]. Silan ve adeziv uygulamalarının yüzey ıslanabilirliğini ve kimyasal bağlanmayı artırdığı öne sürülmüştür [216]. Bununla birlikte yüzey pürüzlülüğü oluşturmadan bağlayıcı ajan uygulamanın yetersiz olduğu da bildirilmiştir [198-200]. Yapılan bir çalışmada adeziv sistem kullanmadan ve kullanarak tamir işlemleri yapılmış ve adeziv kullanılan grupların bağlanma dayanımı kullanılmayanlara göre daha yüksek bulunmuştur [217].

Güncel adeziv gelişmeler, uygulama adımlarını azaltarak bağlanma prosedürlerini basitleştirme, klinik uygulama süresini kısaltma ve teknik hassasiyeti azaltma üzerine olmaktadır [218]. Yakın zamanda hem self-etch hem de etch-rinse tekniğiyle uygulanabilen, ‘*universal*’ ya da ‘*multi-mode*’ olarak sınıflandırılan yeni tür adezivler piyasaya sürülmüştür [152]. Bu adezivler bağlama etkinliklerinden ödün vermeden; diş hekimlerine minede selektif mine asitlemesi ile etch-rinse modunda veya dentinde asitleme yapılmadan self etch modunda kullanım için uygulama özgürlüğünü sunan son derece yenilikçi ürünlerdir [219]. Universal bir adeziv olan Single Bond yapısında içerdiği bir fosfat monomeri olan “metakriloksidesil dihidrojen fosfat (MDP)” ve silan ile konvansiyonel adezivlerden farklıdır [18]. Bu fosfat esterleri materyalin kalsiyum, zirkonya ve seramik yüzeylere kimyasal bağlanmasını artırmasının yanı sıra materyalin adeziv arayüzeyinde kimyasal ve hidrolitik bozunmasını engeller [220, 221]. Yapılan bir çalışmada universal adezivlerin kullanılması ile elde edilen bağlanma dayanımı

değerleri, silan sonrası adeziv uygulanan grupların bağlanma dayanımları ile benzer bulunmuştur [222]. Fornazari ve ark. [199] yaptıkları çalışmada silan içerikli bir universal adezivin bağlanma dayanımının, silan + adeziv uygulaması kadar etkin olduğunu ve ayrı bir silan uygulaması gerekliliğini ortadan kaldırdığını ileri sürmüştür.

Bütün bu yüzey hazırlama işlemleri ışığında; çalışmamızda uygulanması kolay ve yaygın olup klinisyenler tarafından çok tercih edilen bir yöntem olan freze aşındırma yöntemini takiben artıkları uzaklaştırarak yüzey temizliği ve ek tutuculuk amacıyla fosforik asit uygulaması yapılmış ve yeni bir sistem olan yukarda sağladığı avantajlarından bahsedilen universal bir adeziv kullanılmıştır.

Mason ve ark. [223] dört adet adeziv sistemin *in vivo* ve *in vitro* koşullarda hazırlanan örneklerde makaslama bağlanma kuvvetlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, klinik ve laboratuvar sonuçları arasında anlamlı farkların bulunmadığını ve *in vitro* testlerle de güvenilir sonuçlar elde ettiğini bildirmişlerdir. Laboratuvarda dental materyallerin değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemler olan bağlanma testleri, uygulanan kuvvetin yönüne göre adlandırılmaktadır. Çekme testlerinde kuvvet bağlanma yüzeyine dik gelirken, makaslama testlerinde bağlanma yüzeyine paralel gelmektedir. En çok tercih edilen bağlanma direnci ölçümü metodu makaslama testidir [168, 224, 225]. Cardosa ve ark. [168] makaslama bağlanma testlerinde çekme bağlanma testlerine göre daha yüksek sonuçlar elde edildiğini, makaslama streslerinin klinik durumu daha iyi yansıttığını bildirmişlerdir. Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda, *in vitro* yöntemler tercih edilerek makaslama bağlanma dayanımı test metodu kullanılmıştır.

Bağlantı dirençlerinin ölçüldüğü bir çok çalışmada kuvvet uygulayan ucun yaklaşma hızı 0.5 mm/dk ile 5 mm/ dk değerleri arasında değişmektedir. ISO standartlarına göre; yaklaşma hızı 0.75 ± 0.30 mm/dk olarak belirtilmiştir. Bu değerlerin üzerindeki hızların kullanıldığı makaslama test metodları, bağlantı direncinin değerlendirilmesinde gerçekçi sonuçları yansıtmadığı ve materyalde internal streslere yol açtığı ileri sürülmüştür. [170]. Takemori ve ark. [226] yaptıkları çalışmada 0,5- 5 mm/dk kafa hızları arasında, makaslama bağlanma dayanımı açısından bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Bizim örneklerimizde Universal test cihazında 0,5 mm/dk kafa hızında test edilmiştir.

Çalışmada hazırlanan deney düzenekleri, restorasyon materyalinin gömüleceği blokların hazırlanması için kullanılan metal ve silikon kalıplar, yüzey hazırlığı yöntemleri, bağlayıcı ajanlar ve tamir materyalleri, makas kuvvetlerine dayanımı saptayan araştırmalar örnek alınarak hazırlanmıştır [227-230].

Günümüzde kompozit alanındaki yeni gelişmelerle birlikte “bulk-fill” restoratif materyaller piyasaya sunulmuştur. Bu kompozitler 4mm tek tabaka uygulaması ile konvansiyonel kompozitlerin tabakalar arası kontaminasyon ve hava kabarcığı kalma riskini elimine ederken, ayrıca koltukta geçirilen zamanı azaltarak hekim ve hastaya zaman tasarrufu sağlamaktadır [95, 231]. Bu nanohibrit türevi kompozitlerin günümüzde posterior dişlerin restorasyonunda kullanımı artmıştır. Bulk-fill kompozitlerin 4mm halinde uygulanması foto-iniyatör sistemlerinin geliştirilmesi ve translüsensi özelliklerinin artırılmasıyla açıklanmaktadır [99].

Bazı yazarlar [232, 233] bulk-fill kompozit rezinlerin; düşük polimerizasyon büzülmesi gösterme, daha iyi kavite adaptasyonuna olanak sağlayan akıcılık, minimum manipülasyon gerektirerek kaviteye yerleşiminin kolay olması, gelişmiş fiziksel özellikler ve artırılmış polimerizasyon derinliği gibi hekime avantaj sağlayan özelliklere sahip olduğunu bildirmişlerdir. Bizim de çalışmamızda kompozitlerin tamiri için; yeni bir kompozit olan ve güncel olarak avantajlarından dolayı klinik kullanımı artan Filtek Bulk Fill tamir materyali olarak kullanılmıştır.

Kompozit tamiri yapılan çalışmaların çoğunda tamir edilen restoratif materyal ile tamirde kullanılan kompozit rezinler genelde aynıdır [177, 234-236]. Fakat restorasyon başarısız olup hasta kliniğe geldiğinde; genelde eski restorasyonda hangi kompozitin kullanıldığını bulmak mümkün olmayabilir ve bu gibi durumlarda sıklıkla tamir işleminde farklı kompozitler birbiriyle bağlanır [190]. Bundan ötürü çalışmamızda 6 farklı kompozit seçilerek bu kompozitler yukarıda bahsedildiği üzere güncel bir materyal olan bulk-fill kompozit ile tamir edilmiştir.

Işıklı sertleşen rezin bazlı kompozitlerin piyasaya sürülmesinden bu yana, polimerizasyonun özellikleri en ön planda düşünülmesi gereken konu olmuştur. Yeni ışık kaynakları klinik olarak halihazırda kullanılmakta olmasına rağmen, bu cihazların hala üzerinde laboratuvar çalışmaları yapılmasına ihtiyaç vardır. Çünkü kompozit rezinlerin yetersiz polimerizasyonu restorasyonda başarısızlıklara yol açabilmektedir.

Günümüzde diş hekimleri tarafından en çok kullanılan ışık kaynakları, QTH ve LED ışık kaynaklarıdır. Bu nedenle, çalışmada tamir kompozitlerinin polimerizasyonunda ilk olarak piyasaya sürülen ışık cihazlarından birisi olan bir QTH, derin polimerizasyon özelliği vaat eden tek dalga boyuna sahip piyasaya yeni sürülen 2. jenerasyon bir LED ve çoklu dalga boyuna sahip 3. jenerasyon bir LED ışık kaynağı kullanılmış ve tamir bağlanma dayanımı üzerine etkileri değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda 6 farklı kompozitin bulk-fill kompozit ile tamirinde ışık kaynaklarının tamir bağlanma dayanımı üzerine etkisi değerlendirilmiş olup; grupların genelinde halojen (Hilux 250) ışık cihazı en düşük ortalama bağlanma dayanımlarını sergilerken; en yüksek bağlanma dayanımları 2. jenerasyon bir LED ışık cihazı olan Elipar DeepCure-S gruplarında bulunmuştur.

Bulk-fill kompozit rezinlerin araştırıldığı çalışmalar incelendiğinde genellikle LED ışık cihazlarının kullanıldığı buna karşın halojen ışık cihazı ile yapılmış olan çalışmaların çok az sayıda olduğu tespit edildiğinden, bu nedenle çalışmamızda halojen ışık cihazının da tamir bağlanma dayanımı üzerine olan etkisi araştırılmıştır. Literatüre bakıldığında ışık kaynaklarının bağlanma dayanımı özellikle de tamir bağlanma dayanımı üzerine yapılan çalışmalar kısıtlıdır.

Farklı ışık kaynakları kullanılarak polimerize edilen kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özellikleri ışık kaynağından etkilenebilmektedir [237]. Polimerizasyon derinliği ve mikro sertlik testleri kompozitlerin dönüşüm oranını dolaylı olarak ışık cihazlarının verimliliğini ölçmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Tamir bölgesinde iyi bir bağlanmanın gerçekleşebilmesi için tamir materyalinin polimerizasyon özellikleri de iyi olmalıdır. İyi bir bağlanma tamir arayüzündeki polimerizasyonun kalitesiyle iyileştirilebilir.

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu, ışık kaynağının özellikleri ve kompozit rezin ile ışık kaynağının ucu arasındaki uzaklık, ışık ileten fiber ucun çapı ile de ilişkilidir [238, 239]. Işık kaynağının ucunun merkezinden salınan ışık miktarı çevresinden salınan ışık miktarından önemli ölçüde fazladır [240-242]. Kompozit örneğinin merkezi de çevresinden kısmen daha iyi polimerize olur [242, 243]. Rencz ve ark. yaptıkları çalışmada, örnek yüzeyi ile ışık kaynağının ucu arasındaki uzaklık arttığında ışık etkinliğinin azaldığını bildirmişlerdir [244]. Bizim çalışmamızda da tamir

materyalinin çapı 3 mm olduğundan polimerizasyon sırasında ışık cihazlarının ucunun tamir materyalinin merkezinde yer almasına özen gösterilmiş ve ışıklama 1 mm uzaktan yapılmıştır.

Mevcut literatürlerde LED ve QTH ışık kaynaklarının polimerizasyon etkinlikleri rezinlerin polimerizasyon derinliği ve yüzey sertlikleri açısından değerlendirilmiştir. Uhl ve arkadaşlarının [129], QTH ve ikinci jenerasyon LED ışık kaynağının üç farklı kompozitin polimerizasyon derinliği ve yüzey sertliği üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında tüm kompozitlerde ikinci jenerasyon LED ışık kaynağının polimerizasyon derinliğinin daha etkili olduğunu, yüzey sertliği bakımından iki kompozitte QTH ve LED ışık kaynakları arasında fark olmadığını bildirmişlerdir. Başka bir çalışmada Bala ve ark. [245] LED ışık cihazı ve halojen ışık cihazının 7 farklı kompozitin dönüşüm derecesine etkisine bakmış ve grupların genelinde LED ışık cihazının dönüşüm derecesine etkisini halojen ışık cihazından daha üstün bulmuşlardır.

Yaman ve ark. [246] yaptıkları çalışmada LED ve halojen ışık cihazları ile polimerize edilmiş farklı özelliklerdeki restoratif materyallerin (Dyract Extra, Vitremer, Sculp It, Admira, Tetric Ceram, Miris, Clearfill Photo Posterior, Filtek Supreme) polimerizasyon derinliği ve mikrosertliğini araştırmış ve sonuç olarak LED ışık cihazlarını araştırılan iki özellik üzerine de halojen ışık cihazlarından daha üstün bulmuştur. Yapılan sistematik bir derlemede nanokompozitlerin polimerizasyonunda LED ışık cihazlarının QTH ışık cihazlarına yakın veya daha iyi polimerizasyon özellikleri gösterdiği bildirilmiştir [247].

Hammouda [248], halojen ve LED ışık cihazları kullanarak polimerize edilen bir kompozit rezinin mikrosertlik ve aşınma değerlerini araştırmış ve LED ışık cihazı ile polimerize edilen örneklerin daha yüksek mikrosertlik ve daha az aşınma değerleri gösterdiğini bildirmiştir.

Antonson ve ark.'nın [249] yapmış olduğu çalışmada, 1. ve 2. nesil ışık cihazlarından oluşan 10 farklı LED ışık cihazı ile halojen ışık cihazını (Optilux 501) polimerizasyon derinliği açısından kazıma testi kullanarak karşılaştırdıkları çalışmalarında, en yüksek polimerizasyon derinliklerinin 10 sn ve 20 sn süre ile LED ışık cihazı kullanılan numunelerde bulunduğunu, 20 sn ve daha uzun uygulama

süresinin daha iyi polimerizasyon derinliği sağladığını, 40 sn uygulama süresinin ise optimal polimerizasyon için gerekli olduğunu bildirmişlerdir.

Miyazaki ve ark. [250] yaptıkları çalışmada farklı ışık yoğunluklarının (100, 200, 400, 600, 800 ve 1000 mw/cm²) kompozit rezinin dentine olan bağlanma dayanımına etkisine bakmış ve sonuç olarak ışık yoğunluğunun kompozitin dentine bağlanma dayanımını etkilediğini bulmuştur.

Saipullaev [251] yaptığı çalışmada üç farklı kompozit rezinin (Venüs Bulk Fill, SonicFill ve Solitaire 2) sertlik derecesine halojen ve LED ışık cihazlarının etkisini değerlendirmiş, kompozit rezinlerin tamamında LED (Demi Ultra) ışık cihazının halojen ışık cihazına (Optilux 501) göre daha üstün sertlik derecesine ulaştığı sonucuna varmıştır.

Zakavi ve ark. [252] yaptıkları çalışmada LED ve halojen ışık cihazının mikrohibrit bir kompozitle doldurulmuş Class 2 bir kavitede mikrosızıntı değerlerine etkisini incelemiş ve LED ışık cihazları halojen ışık cihazına göre daha az mikrosızıntı değerleri göstermiştir. Buna karşılık halojen ışık cihazlarının LED ışık cihazlarına göre daha iyi polimerizasyon derinliği sağladığını iddia eden çalışmalarda vardır [114, 253, 254].

Saraç ve arkadaşları [255], porselen tamir materyalinin bağlanma dayanımı üzerinde LED ve QTH ışık kaynakları ile polimerizasyonun etkisini inceledikleri bir çalışmada tüm gruplarda en yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerlerini LED ışık kaynağı ile elde ettiklerini bildirmişlerdir. Bunun nedenini LED'lerin tamir materyalinin içeriğinde yer alan kamforokinonun aktivasyonu için gerekli olan ortalama 470 nm dalga boyunda sadece görülebilir mavi ışık üretmeleri, QTH'ların ise ürettikleri 400-500 nm dalga boyundaki ışığın küçük bir bölümünün rezinlerin polimerizasyonu için gerekli olan mavi ışığı içermesi olarak bildirmişlerdir [255].

Külünk [256], tam seramik ve fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin tamir dayanımı üzerine ışık cihazlarının etkisini incelediği çalışmada, tüm gruplarda 20 sn LED ile polimerizasyon yapılan örneklerin makaslama bağlanma dayanımını 40 sn QTH ile polimerizasyon yapılan örneklerin bağlanma dayanımından yüksek bulunmuştur.

Camilotti ve ark. [257] indirekt kompozit rezinlerin dual cure siman ile yapılandırılmasında 3 farklı LED ve bir halojen ışık cihazı kullanmış ve bağlanma dayanım değerleri arasında farklılık bulamamışlardır.

Ergün [258] tarafından yapılan diğer bir çalışmada; fiberle güçlendirilmiş kompozitin (EverStick) tamirinde 4 farklı kompozit (Admira, GrandiO, Filtek Z250, Supreme), polimerizasyon işleminde ise bir QTH (Astralis 3) ve bir 2. jenerasyon LED (LEDMax 550) ışık cihazı kullanılmış ve grupların tamamında LED ışık ile polimerize edilen örneklerin tamir bağlanma dayanımları QTH ışık ile polimerize edilenlerden daha yüksek bulunmuştur.

Bizim çalışmamızda da kompozit yüzeyler arası bağlanmada halojen ışık cihazı (Hilux 250) ile yapılan tamir işlemlerinin bağlanma dayanımları LED (Valo, Elipar DeepCure-S) ışık cihazlarının bağlanma dayanımlarına göre düşük bulunmuştur. Bu durum halojen ışık kaynağının ürettiği enerjinin çok az bir kısmının mavi ışığa dönüştürülmesine, ayrı bir filtrasyon sistemi içermesine, çalışmamızda kullanılan LED ışık cihazlarına göre daha az ışık yoğunluğuna sahip olmasına (500 mw/cm^2), çalışma esnasında sistemin ısınması sonucu ampul ve filtrede zamanla meydana gelen bozulmalar [259] ve enerji kayıplarına bağlı olabilir.

Literatürde bulunan kompozit tamirinde ışık cihazının etkinliğinin değerlendirildiği bir çalışmada; Karaman ve Gönüloğlu [260] 4 farklı kompoziti (Filtek Silorane, Filtek Z550, Gradia Direct Anterior, Aelite Posterior) kendileriyle tamir ederken QTH (Smart Lite), LED (Elipar FreeLight 2), PAC (Monitex Plasma Star SP-2000) ışık cihazları kullanmış, sonuçta bizim çalışmamızın aksine QTH, LED ve PAC ışık cihazı ile tamir edilen kompozitlerin bağlanma dayanımları arasında farklılık bulamamışlardır.

LED ışık kaynaklarının 10.000 saat uzun klinik ömürleri süresince, ışık güçlerinde azalma görülmemesi ve bununla birlikte; LED ışık kaynakları polimerizasyon sırasında ısı oluşturmamaları, polimerizasyon sürelerinin kısa olması, hafif, kablosuz ve ergonomik olmaları nedeniyle kısa sürede popüler olmuşlardır [261-263]

Kompozitlerin LED ışık kaynakları kullanılarak polimerize edildiği birçok çalışma olmasına karşın sonuçlar oldukça farklılık göstermektedir. Bunun nedenleri arasında farklı testler uygulanması, her cihazın kendine ait özelliklerinin bulunması, ışık kaynağının tipi ve uygulama süresi gibi çeşitli varsayımlar gösterilebilir. Bu nedenle ışık gücü 1000 mw/cm^2 ve üzerinde olan bu yeni nesil LED ışık kaynaklarının performansları ile ilgili ek bulguların elde edilmesi yeni LED ışık kaynakları ile polimerize edilen kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özellikleriyle ilgili bilgiler, bu ışık kaynaklarının klinik potansiyeli hakkında karar vermek için gereklidir [245, 264].

Lucey ve ark. [265] farklı restoratif materyallerin dönüşüm oranına ikinci ve üçüncü jenerasyon LED ışık cihazlarının etkisini incelediği çalışmada; foto-iniyator olarak kamforokinon kullanılan Herculite XRV Ultra kompozitin en iyi dönüşüm değerlerini 2. jenerasyon LED ışık cihazıyla polimerize edildiğinde gösterdiğini bulmuştur. Çalışmamızda tamir materyali olarak kullanılan Filtek Bulk Fill kompozitte de foto-iniyatör olarak kamforokinon bulunmaktadır.

Shimokawa ve ark. [242] 2 farklı bulk-fill kompozit rezinin (Filtek Bulk Fill Posterior Restorative ve Tetric EvoCeram Bulk Fill) polimerizasyon özelliklerine 4 farklı yeni nesil LED ışık cihazının (Bluephase 20i, Celalux 3, Elipar DeepCure-S ve Valo Grand) etkilerini incelediği yeni bir çalışmada; kompozitlerin tabanında Valo Grand'ın oldukça homojen bir polimerizasyon sağlasa da Filtek Bulk Fill kompozitte alt tabakanın ortalarında en iyi polimerizasyonu ve mikrosertlik değerini Elipar DeepCure-S'in sağladığını bulmuşlardır. Ayrıca bu çalışmada fotokimyasal olarak düşünüldüğünde düşük dalga boylarındaki fotonların daha fazla enerji taşıyabileceğinden kimyasal iniyatörler tarafından emilemeyip saçılacağı belirtilmiştir [242, 266, 267].

Bunun aksine Menees ve arkadaşları [268] 2. jenerasyon (Elipar S10) ve 3. jenerasyon (Bluephase G2) ışık cihazı ve 2 bulk-fill kompozit (Tetric EvoCeram Bulk Fill ve Filtek Bulk Fill) ile yaptıkları çalışmada ışık cihazlarının çalışmada kullanılan kompozitlerin polimerizasyon derinliklerine etki etmediği sonucuna varmışlardır.

Çalışmamız sonucunda kullanılan LED ışık cihazlarından Elipar DeepCure-S tüm kompozit gruplarının bulk-fill kompozit rezinle tamirinde en yüksek tamir bağlanma dayanımı değerlerini göstermiştir. Bu durum Elipar DeepCure-S ışık cihazının özel fiber iletim sistemi ile daha homojen, uniform, paralel ve saçılmayı önleyici ışık demetine sahip olmasına bağlanabilir [242, 269]. Ayrıca tamir materyalinin çapının 3 mm olması ve ışık cihazının merkezinde konumlanması nedeniyle alt tabakanın ortalarında paralel ve homojen ışık yapısı sayesinde daha iyi bir polimerizasyon sağlanmış olabilir [242]. Bunun yanısıra kullanılan bulk-fill kompozitin foto-iniyatör olarak sadece kamforokinon içermesinden ve Elipar DeepCure-S ışık cihazının da tek profilli dalga boyuna sahip olmasından ışığın tamamı soğurulup polimerizasyon için kullanıldığı için daha iyi bir bağlantının sağlandığı düşünülebilir [242, 267]. Son olarak Elipar DeepCure-S ışık cihazının ışık yoğunluğunun (1470 mw/cm^2) kullanılan ışık cihazlarının içinde en yüksek değeri göstermesinin de bu durumda etkili olabileceği söylenebilir.

Valo ışık cihazının genel olarak tüm gruplarda Elipar DeepCure-S ışık cihazına göre daha az tamir bağlanma dayanımı göstermesi ise; tamir materyalinin alt tabakasında daha düşük polimerizasyon özellikleri göstermesine, çoklu dalga boyu profilinde ışık demetleri içermesine, yapısındaki düşük dalga boylu fotonların kullanılan kompozitteki kamforokinon iniyatörler tarafından soğurulamayıp saçılması sonucu ışığın etkisinin azalmasına bağlı olabilir [242, 267]. Ayrıca çalışmamızda standart modu kullanılan Valo ışık kaynağının ışık yoğunluğunun (1000 mw/cm^2) Elipar DeepCure-S ışık cihazından düşük olması da tamir bağlanma dayanımını etkilemiş olabilir.

Kompozit rezinlerin doldurucu partikül içeriği ve büyüklüğünün tamir bağlanma dayanımı üzerine etkileri olabilmektedir [270]. Rodrigues ve ark.'nın [271] kompozitlerin mikroyapısının tamir bağlanma dayanımı üzerine etkisini araştırdığı bir çalışmada mikrohibrit kompozitlerin bağlanma dayanımı nanohibrit kompozitlerden daha yüksek bulunmuştur. Genel olarak kimyasal çerçeveden bakıldığında restoratif yada tamir materyali bütün kompozit rezinler adhezyonda aynı fonksiyona sahip metakrilat grupları içerdiğinden bağlanma bakımından farklılık beklenmeyebilir [190, 272]. Özcan ve ark. [190] mikrohibrit ve nanohibrit kompozit kullandıkları çalışmada kompozitleri önce kendileriyle daha sonra her birini diğer kompozitle tamir etmiş gruplar arasında istatistiksel bir farklılık bulamamışlardır.

Diğer taraftan Spyrou ve ark. [6] yaptıkları bir çalışmada farklı doldurucu türleri ve içerikleri içeren kompozitlerin tamir bağlanma dayanımını farklı bulmuşlardır. Yine Hickel ve ark. [273] yaptıkları literatür incelemesinde farklı restorasyon malzemelerinin tamir işleminde kullanıldıklarında ve bir birleriyle kombine edildiklerinde (yaklaşık 36 kombinasyon) bağlanma dayanımı değerlerinin restoratif materyal türünden etkilendiğini belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da bu durumlara benzer olarak; Kalore ve CeramX kompozitlerin bulk-fill kompozit ile tamir bağlanma dayanımları istatistiksel olarak farklılık gösterirken, diğer kompozitlerin tamir bağlanma dayanımları farkı istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur.

Kalore'nin bulk-fill kompozit (Filtek Bulk Fill) ile tamir bağlanma dayanımı değerlerinin daha yüksek bulunması; Kalore kompozitin rijit yapıda bir çekirdek içeren ve bozulma ile polimerizasyon büzülmesine dayanıklı bir UDMA türevi monomer (DX-511) içermesinden kaynaklandığı düşünülebilir [274]. Ayrıca materyallerin içeriğine bakıldığında (Tablo 3.3) en çok doldurucu oranına sahip kompozit türü Kalore dir. Kalore'nin organik matriksini oluşturan monomer UDMA, bir tür UDMA türevi olan DX-511 monomerleri ve Bis-EMA'dır. Yapılan araştırmada Bis-EMA en az su emilimine sahipken bunu UDMA takip etmiş ve Bis-GMA ikisinden de daha fazla su emilimi göstermiştir [275]. Tablo 3.3'e bakıldığında diğer kompozitlerin tamamına yakınında Bis-GMA bulunmaktadır ve örnekler test öncesi 4 hafta suda bekletilmiştir. Ayrıca Oliveira ve ark.'nın [276] 3 farklı kompozit (Kalore, Filtek Z250, Venus Diamond) ile yaptıkları çalışmada; Kalore en fazla dönüşüm derecesi ve en az polimerizasyon büzülmesini gösteren kompozit olmuştur.

CeramX kompozitin düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermesi organik matriks ve doldurucu içeriğinin Filtek Bulk Fill kompozitin yapısından farklı olmasına bağlanabilir. Yapısına bakıldığında (Tablo 3.3) diğer kompozitlerden farklı dimetakrilat grupları ve organik bileşikler içermektedirler. Ayrıca doldurucu içeriği hacimsel olarak diğer kompozit rezinlere göre daha düşüktür. Kalore ile karşılaştırıldığında doldurucu miktarları arası farklılığın diğer gruplara nazaran daha fazla olduğu görülmektedir. Bu nedenlerden ötürü Kalore ile CeramX One kompozitlerin bulk-fill kompozit ile tamir bağlanma dayanımları farklılık göstermiş olabilir.

Bulk-fill kompozitlerin restoratif materyallerin tamirinde kullanımına ilişkin yapılan çalışmalar sınırlıdır [11, 270, 277]. Atalay ve ark.[11] farklı yüzey işlemleri uygulanmış nanofil (Filtek Ultimate) kompozitin tamirinde bulk-fill (Filtek Bulk Fill) bir kompozit kullanmış ve yüzey özelliklerinin tamir mikrogerilim bağlanma dayanımı değerlerini etkilediğini bulmuştur.

Tavarez ve ark.'nın [270] nano dolduruculu bir kompoziti (Filtek Z350) çeşitli yüzey işlemlerinin ardından kendisi, bir mikrohibrit kompozit (Filtek P60) ve bir bulk fill kompozit ile (SureFill SDR Flow) tamir ettiği ve bağlanma dayanımlarını karşılaştırdığı çalışmada bulk-fill kompozit kullanılan grupların bağlanma dayanımı diğer gruplardan düşük bulunmuştur. Buna karşılık Koç ve ark. [277] yaptıkları in-vitro çalışmada farklı kompozit materyalleri (Filtek Ultimate, Herculite XRV Ultra ve Reflectys) hem kendileri hem de bulk-fill (Tetric EvoCeram Bulk Fill) kompozitle tamir etmiş grupların bazılarında, bulk-fill kompozitle tamir edilen örnekler aynı materyal ile yapılan örneklere benzer ya da daha fazla bağlanma dayanımı değerlerine ulaşmıştır. Bizim çalışmamızda da bazı gruplar istatistiksel olarak anlamlı olmasa da bulk-fill ile bulk-fill kompozitin bağlanma dayanımlarından daha yüksek bağlanma dayanımı göstermişlerdir.

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası kırık tipleri incelendiğinde en az görülen kırılma tipi adeziv kırıklar iken en çok görülen kırılma tipi ise koheziv kırılmalardır. Koheziv kırılmaların adeziv kırılmalara nazaran daha çok görülmesi tamir materyali ile yaşlandırılmış restoratif materyalin bağlanma dayanımı ve adezyonunun yeterli düzeyde olduğunu gösterebilir [278]. Ayrıca koheziv kırılma ara yüzdeki bağlanma dayanımının materyal iç dayanımından daha yüksek olması olarak da ifade edilebilmektedir [279]. Kullanılan bonding ajanının zayıf ıslatıcılık özelliği, ve bağlanma bölgesindeki porozite ve küçük düzeydeki boşluklar gibi teknik hatalar zayıf bağlanmalara neden olarak adeziv kırılmalara yol açabilirler [280]. Bu bilgiler ışığında seçilen tamir prosedürünün; tamir materyali ile restoratif materyal arasında yeterli bağlanma dayanımını sağladığı ve başarılı olduğu düşünülebilir.

Kırılma tiplerine ait tablo incelendiğinde adeziv kırık en fazla halojen ışık cihazı (Hilux 250) kullanılan gruplarda görülürken en az ise 2. jenerasyon LED ışık cihazı (Elipar DeepCure-S) kullanılan grupta olmuştur. Bu durum yukarıda bahsedilen ışıkların

polimerizasyon özelliklerine etkisinden kaynaklanabilir. Kalore kompozitin tamir edildiği gruplarda ise adeziv kırılmaya rastlanmamıştır. Bu durum da Kalore'nin yukarda bahsedilen organik matriks yapısı ve içeriğinden ötürü tamir materyaline daha iyi bağlanmasıyla açıklanabilir. Bütün bu değerlendirmeler sonucunda kırılma tiplerinin bağlanma dayanımı değerlerinden etkilendiği varsayılabilir.

Tamir bağlanma dayanımı değerleri tüm çalışmalarda çok değişken sonuçlar göstermektedir. Bu durum; seçilen test yöntemi, kullanılan materyal çeşitliliği, çalışmayı uygulama prosedürü, yaşlandırma metodları gibi birçok nedenden kaynaklanabilir. Literatürde kompozit rezinlerin tamirinde tatmin edici sonuç alınabilmesi için gerekli olan tamir bağlanma dayanıklılığı ile ilgili yeterli in vivo çalışma yoktur. Ancak kompozit rezin-mine bağlantısı olan 15-30 MPa arası bağlanma değerlerinin, kompozit tamirinde yeterli olabileceği ve klinik olarak kabul edilebilir olduğu düşünülmektedir [209, 281, 282]. Çalışmamızda elde edilen bağlanma dayanımı değerleri de bu aralıklardadır.

6. SONUÇ

Altı farklı özellikteki kompozit rezinin (Filtek Z550, Filtek Ultimate, Admira, CeramX One, Kalore, Filtek Bulk Fill) bulk-fill bir kompozit rezinle (Filtek Bulk Fill), tamirinde üç farklı ışık kaynağının (Valo, Elipar DeepCure-S ve Hilux 250) tamir bağlanma dayanımına etkisinin değerlendirildiği bu çalışmada;

- Kullanılan ışık cihazlarına göre grupların ortalama tamir bağlanma dayanım değerleri bütün gruplarda; Elipar DeepCure-S > Valo > Hilux 250 şeklinde sıralanmıştır. Diğer bütün gruplarda ışık cihazları bağlanma dayanımları farklı bulunurken, sadece Kalore kompozitin tamirinde Elipar DeepCure-S ile Hilux 250 arasında farklılık görülmüştür.
- LED ışık cihazları ile yapılan tamir işlemleri halojen ışık cihazından daha iyi tamir makaslama bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir.
- Elipar DeepCure-S ışık cihazının kullanılarak Kalore kompozitin Filtek Bulk Fill kompozitle tamir edildiği grupta diğer ışık cihazlarına ve kompozitlere göre en yüksek tamir bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir.
- Bütün ışık cihazı gruplarında Filtek Bulk Fill ile yapılan tamir işleminde en yüksek tamir bağlanma dayanımını Kalore gösterirken en düşük bağlanma dayanımı CeramX One grubunda bulunmuştur. Sadece bu iki kompozitin bulk-fill ile tamirinde tamir bağlanma dayanımları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.
- Kırılma tiplerine bakıldığında en çok restorasyonda koheziv kırılma tipinin görülmesi arayüzeydeki bağlantının yeterli düzeyde olduğunu ve tamir prosedürünün başarılı olduğunu göstermektedir.
- Adeziv kırılmalar en çok halojen (Hilux 250) grubunda görülürken en az Elipar DeepCure-S LED ışık cihazı grubunda görülmüştür. Kalore kompozitin tamir edildiği gruplarda adeziv kırılma görülmemiştir. Bu durum tamir bağlanma dayanımı değerlerinin kırılma tiplerini etkilediğini düşündürülebilir.

7. ÖNERİLER

1. Klinikte başarısızlığa uğrayan restorasyonların tamamen sökülüp yenilenmesi yerine zarar görmüş kısmın temizlenip yüzey hazırlama işleminden sonra uygun adeziv sistem kullanılarak bulk-fill kompozit ile tamir edilmesi restorasyon ömrünü uzatabilir.
2. Bulk-fill kompozitlerin polimerizasyonunda LED ışık cihazlarının kullanılması yönünde klinisyenlere öneride bulunulabilir.
3. Kamforokinon içerikli kompozitlerin polimerizasyonunda 3. jenerasyon ışık cihazlarının yerine 2. jenerasyon ışık cihazlarının tercih edilmesi polimerizasyon ve bağlanma bakımından hekimlere avantaj sağlayabilir.
4. Kompozit türlerinin içerdiği foto-iniyatör sistemlerinin, kompozit organik-inorganik yapısının, ışık cihazlarının dalga boyları ve karakteristiğinin; hekim tarafından bilinmesi ile daha iyi ve klinik olarak güvenilir polimerizasyon dereceleri ve bağlanma dayanımları elde edilebilir.
5. Günümüzde kompozit rezinlerin ve ışık cihazlarının çeşitliliği giderek artmakta olduğundan tamir bağlanma dayanımı değerlerine kompozit rezinlerin ve ışık cihazlarının etkisi bakımından daha ileri çalışmalar yapılabilir.

8. KAYNAKLAR

1. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(1):29-38.
2. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *Journal of dental research*. 1996;75(3):871-8.
3. Opdam NJ, van de Sande FH, Bronkhorst E, Cenci MS, Bottenberg P, Pallesen U, et al. Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. *Journal of dental research*. 2014;93(10):943-9.
4. Fernandez E, Martin J, Vildosola P, Oliveira Junior OB, Gordan V, Mjor I, et al. Can repair increase the longevity of composite resins? Results of a 10-year clinical trial. *Journal of dentistry*. 2015;43(2):279-86.
5. Blum IR, Schriever A, Heidemann D, Mjor IA, Wilson NH. The repair of direct composite restorations: an international survey of the teaching of operative techniques and materials. *European journal of dental education : official journal of the Association for Dental Education in Europe*. 2003;7(1):41-8.
6. Spyrou M, Koliniotou-Koumpia E, Kouros P, Koulaouzidou E, Dionysopoulos P. The reparability of contemporary composite resins. *European journal of dentistry*. 2014;8(3):353-9.
7. Burgess J, Cakir D. Comparative properties of low-shrinkage composite resins. *Compendium of continuing education in dentistry*. 2010;31 Spec No 2:10-5.
8. Kopperud HM, Johnsen GF, Lamolle S, Kleven IS, Wellendorf H, Haugen HJ. Effect of short LED lamp exposure on wear resistance, residual monomer and degree of conversion for Filtek Z250 and Tetric EvoCeram composites. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2013;29(8):824-34.
9. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2000;16(1):41-7.
10. Dall'Oca S, Papacchini F, Goracci C, Cury AH, Suh BI, Tay FR, et al. Effect of oxygen inhibition on composite repair strength over time. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2007;81(2):493-8.
11. Atalay C, Yazici AR, Ozgunaltay G. Bond strengths of bulk-fill resin composite repairs: effect of different surface treatment protocols in vitro. *Journal of Adhesion Science and Technology*. 2018;32(9):921-30.
12. Rathke A, Tymina Y, Haller B. Effect of different surface treatments on the composite-composite repair bond strength. *Clinical oral investigations*. 2009;13(3):317-23.

13. Crumpler DC, Bayne SC, Sockwell S, Brunson D, Roberson TM. Bonding to resurfaced posterior composites. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1989;5(6):417-24.
14. Brosh T, Pilo R, Bichacho N, Blutstein R. Effect of combinations of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997;77(2):122-6.
15. Lizarelli Rde F, Moriyama LT, Bagnato VS. Ablation of composite resins using Er:YAG laser--comparison with enamel and dentin. *Lasers in surgery and medicine*. 2003;33(2):132-9.
16. Staxrud F, Dahl JE. Role of bonding agents in the repair of composite resin restorations. *European journal of oral sciences*. 2011;119(4):316-22.
17. Kupiec KA, Barkmeier WW. Laboratory evaluation of surface treatments for composite repair. *Operative dentistry*. 1996;21(2):59-62.
18. 3M ESPE (2013) Scotchbond Universal Adhesive technical product profile. <http://multimedia.3m.com/mws/media/754751O/scotchbond-universal-adhesive-technical-product-profile.pdf> [Erişim: 06.06.2018].
19. Gladwin MA, Bagby M. *Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases*: Lippincott Williams and Wilkins; 2004.
20. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2006;22(3):211-22.
21. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *Journal of dental research*. 1997;76(8):1508-16.
22. Ozcan M, Alander P, Vallittu PK, Huysmans MC, Kalk W. Effect of three surface conditioning methods to improve bond strength of particulate filler resin composites. *Journal of materials science Materials in medicine*. 2005;16(1):21-7.
23. Craig RG. Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dental Clinics of North America*. 1981;25(2):219.
24. Minguuez N, Ellacuria J, Soler JI, Triana R, Ibaseta G. Advances in the history of composite resins. *Journal of the history of dentistry*. 2003;51(3):103-5.
25. da Silva EM, Poskus LT, Guimaraes JG, de Araujo Lima Barcellos A, Fellows CE. Influence of light polymerization modes on degree of conversion and crosslink density of dental composites. *Journal of materials science Materials in medicine*. 2008;19(3):1027-32.
26. Gauthier MA, Stangel I, Ellis TH, Zhu XX. A new method for quantifying the intensity of the C=C band of dimethacrylate dental monomers in their FTIR and Raman spectra. *Biomaterials*. 2005;26(33):6440-8.

27. Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's restorative dental materials, 13/e: Elsevier India; 2006.
28. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*. 1997;105(2):97-116.
29. Hervas-Garcia A, Martinez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006;11(2):E215-20.
30. Wilson KS, Zhang K, Antonucci JM. Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials*. 2005;26(25):5095-103.
31. Gatti A, N. S. Rastelli A, Ribeiro S, Messaddeq Y, Bagnato V. Polymerization of photocurable commercial dental methacrylate-based composites - Photocalorimetry study 2007. 631-4 p.
32. Albers HF. Tooth-colored restoratives: principles and techniques: PMPH-USA; 2002.
33. Anusavice KJ. Philips' science of dental materials 1996. null p.
34. Söderholm K-J, Mariotti A. BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe? *The Journal of the American Dental Association*. 1999;130(2):201-9.
35. M. Brauer G. Initiator-Accelerator Systems for Acrylic Resins and Composites 1981. 395-409 p.
36. Leinfelder KF, Roberson TM. Clinical evaluation of posterior composite resins. *General dentistry*. 1983;31(4):276-80.
37. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;50(4):480-8.
38. Klapdohr S, Moszner N. New Inorganic Components for Dental Filling Composites 2005. 21-45 p.
39. Silikas N, Watts DC. Rheology of urethane dimethacrylate and diluent formulations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1999;15(4):257-61.
40. Lee JH, Um CM, Lee IB. Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2006;22(6):515-26.
41. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists*. 1995;6(4):302-18.
42. Nicholson JW. *The chemistry of medical and dental materials*: Royal Society of Chemistry; 2002.

43. Beun S, Bailly C, Devaux J, Leloup G. Rheological properties of flowable resin composites and pit and fissure sealants. *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials. 2008;24(4):548-55.
44. Ferracane JL, Antonio RC, Matsumoto H. Variables affecting the fracture toughness of dental composites. *Journal of dental research*. 1987;66(6):1140-5.
45. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar: Güneş Kitabevi; 2000.
46. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*: Quintessence Chicago; 2002.
47. Chung KH, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *Journal of oral rehabilitation*. 1990;17(5):487-94.
48. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2006;77(1):28-33.
49. Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *The International journal of prosthodontics*. 2002;15(3):248-53.
50. Venhoven BAM, de Gee AJ, Werner A, Davidson CL. Silane treatment of filler and composite blending in a one-step procedure for dental restoratives. *Biomaterials*. 1994;15(14):1152-6.
51. McCabe J. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. İstanbul Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi. 1999(96):57.
52. Burgess J, Walker R, Davidson J. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric dentistry*. 2002;24(5):465-79.
53. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2013.
54. Sideridou ID, Karabela MM, Micheliou CN, Karagiannidis PG, Logothetidis S. Physical properties of a hybrid and a nanohybrid dental light-cured resin composite. *Journal of biomaterials science Polymer edition*. 2009;20(13):1831-44.
55. Phillips RW, Avery DR, Mehra R, Swartz ML, McCune RJ. Observations on a composite resin for Class II restorations: Two-year report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1972;28(2):164-9.
56. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection* 4th. ed. 2008.
57. Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dental update*. 2002;30(1):10-5.

58. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*. 2003;134(10):1382-90.
59. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ. Update on dental composite restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 1994;125(6):687-701.
60. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2007;23(1):51-9.
61. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2007;23(11):1356-62.
62. Palaniappan S, Bharadwaj D, Mattar DL, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Nanofilled and microhybrid composite restorations: Five-year clinical wear performances. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(7):692-700.
63. Van Noort R, Barbour ME. *Introduction to Dental Materials4: Introduction to Dental Materials*: Elsevier Health Sciences; 2013.
64. Darvell BW. *Materials science for dentistry*: Woodhead publishing; 2018.
65. Murchison DF, Roeters J, Vargas MA, Chan D. Direct anterior restorations. *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach 3rd ed* Chicago: Quintessence. 2006:274-9.
66. Leinfelder KF. Posterior composite resins: the materials and their clinical performance. *The Journal of the American Dental Association*. 1995;126(5):663-76.
67. Loguercio AD, Reis A, Hernandez PA, Macedo RP, Busato AL. 3-Year clinical evaluation of posterior packable composite resin restorations. *Journal of oral rehabilitation*. 2006;33(2):144-51.
68. Leinfelder KF, Bayne SC, Swift EJ. Packable composites: overview and technical considerations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1999;11(5):234-49.
69. Sturdevant JR BS, Wilder AD, Heymann HO, Lisk M, Foster E. 3-Year Clinical Study of a Failed Condensable Posterior Composite. *Journal of dental research*. 1993;72:380-6.
70. ALTUN C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*. 2005;47(1):77-82.
71. Önal B. *Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları*. İzmir: Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları; 2004.

72. Olmez A, Oztas N, Bodur H. The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *Operative dentistry*. 2004;29(6):713-9.
73. Yazici A, Ozgünaltay G, Dayangac B. The effect of different types of flowable restorative resins on microleakage of Class V cavities. *Operative dentistry*. 2002;28(6):773-8.
74. Craig R, Powers J, Wataha J. *Dental materials Properties and manipulation* , 2004. China: Mosby.161-6.
75. Braem M, Finger W, Van Doren V, Lambrechts P, Vanherle G. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dental Materials*. 1989;5(5):346-9.
76. Kim K, Park J, Imai Y, Kishi T. Microfracture mechanisms of dental resin composites containing spherically-shaped filler particles. *Journal of dental research*. 1994;73(2):499-504.
77. Soderholm K-J. Influence of silane treatment and filler fraction on thermal expansion of composite resins. *Journal of dental research*. 1984;63(11):1321-6.
78. Walls A, McCabe JF. *Applied dental materials*: Blackwell Pub.; 2008.
79. Manhart J, Kunzelmann K-H, Chen H, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials*. 2000;16(1):33-40.
80. Yamaguchi R, Powers J, Dennison J. Thermal expansion of visible-light-cured composite resins. *Operative dentistry*. 1989;14(2):64-7.
81. Bayne SC, Thompson JY, Roberson T, Heymann H, Ritter A. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. United States of America, Mosby. 2006:203-11.
82. Wolter H, Storch W, Ott H, editors. *New inorganic/organic copolymers (ORMOCER® S) for dental applications*. MRS Proceedings; 1994: Cambridge Univ Press.
83. Kournetas N, Chakmakchi M, Kakaboura A, Rahiotis C, Geis-Gerstorfer J. Marginal and internal adaptation of Class II ormocer and hybrid resin composite restorations before and after load cycling. *Clinical oral investigations*. 2004;8(3):123-9.
84. Whitters C, Strang R, Brown D, Clarke R, Curtis R, Hatton P, et al. *Dental materials: 1997 literature review*. *Journal of dentistry*. 1999;27(6):401-35.
85. Yücel T, Ulukap H, Demirci M. Ön bölge dişlerde direkt estetik restorasyonlar. içindekiler. 2004.
86. GÖKÇE K. Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2005;2005(3).

87. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dental Materials*. 2005;21(1):68-74.
88. Lien W, Vandewalle KS. Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dental Materials*. 2010;26(4):337-44.
89. Pires-de FdCP, Garcia LdFR, Roselino LdMR, Naves LZ. Color stability of silorane-based composites submitted to accelerated artificial ageing—an in situ study. *Journal of dentistry*. 2011;39:e18-e24.
90. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative dentistry*. 2013;38(6):618-25.
91. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical oral investigations*. 2013;17(1):227-35.
92. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative dentistry*. 2014;39(4):374-82.
93. Moorthy A, Hogg C, Dowling A, Grufferty B, Benetti AR, Fleming G. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *Journal of dentistry*. 2012;40(6):500-5.
94. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honoré D, Pedersen MK, Pallesen U. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Operative dentistry*. 2015;40(2):190-200.
95. El-Safty S, Silikas N, Watts D. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dental Materials*. 2012;28(8):928-35.
96. Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL, Looney SW, Rueggeberg FA. Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;98(2):129-40.
97. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dental Materials*. 2008;24(11):1501-5.
98. Par M, Gamulin O, Marovic D, Klaric E, Tarle Z. Raman spectroscopic assessment of degree of conversion of bulk-fill resin composites—changes at 24 hours post cure. *Operative dentistry*. 2015;40(3):E92-E101.
99. Lassila LV, Nagas E, Vallittu PK, Garoushi S. Translucency of flowable bulk-filling composites of various thicknesses. *Chinese Journal of Dental Research*. 2012;15(1):31.
100. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Husler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2012;28(5):521-8.

101. Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, Mogilevych B, Soares LES, Martin AA, et al. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. *Dental materials*. 2015;31(12):1542-51.
102. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *dental materials*. 2011;27(4):348-55.
103. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical oral investigations*. 2014;18(8):1991-2000.
104. Ilie N, Schöner C, Bücher K, Hickel R. An in-vitro assessment of the shear bond strength of bulk-fill resin composites to permanent and deciduous teeth. *Journal of dentistry*. 2014;42(7):850-5.
105. Scientific compendium of Ceramx One. <http://dentsplymea.com/sites/default/files/ceram.x%20one%20scientific%20compendium.pdf> Erişim:30.05.2018.
106. Kalore Technical Manual http://www.gcamerica.com/products/operatory/Kalore/KALORE_Technical_Manual.pdf Erişim: 30.05.2018.
107. Craig RG, Powers J, Wataha J. Direct esthetic restorative materials. *Dental Materials Properties and Manipulation*. 2000:57-79.
108. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dental Materials*. 2000;16(5):330-6.
109. Sakaguchi R, Douglas W, Peters M. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *Journal of dentistry*. 1992;20(3):183-8.
110. Caughman WF, Rueggeberg F. Shedding new light on composite polymerization. *Operative dentistry*. 2002;27(6):636-8.
111. Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold A. Light curing--an update. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2002;23(10):889-92, 94, 96 passim; quiz 908.
112. Vandewalle K, Roberts H, Tiba A, Charlton D. Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. *Operative dentistry*. 2005;30(2):257-64.
113. Jiménez-Planas A, Martín J, Ábalos C, Llamas R. Developments in polymerization lamps. *Quintessence international*. 2008;39(2).
114. Tsai PC, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dental Materials*. 2004;20(4):364-9.
115. Bektaş ÖÖ, Siso ŞH, Eren D. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *EÜ Dişhek Fak Derg*. 2006;27:117-24.

116. Rawls HR, Esquivel-Upshaw J. Restorative resins. Phillip's Science of Dental Materials 11th ed St Louis, MO: Saunders. 2003:399-442.
117. Park SH, Noh BD, Cho YS, Kim SS. The linear shrinkage and microhardness of packable composites polymerized by QTH or PAC unit. Operative dentistry. 2006;31(1):3-10.
118. Neeraj Malhotra M, Kundabala Mala M. Light-curing considerations for Resin-based composite materials: A review Part I. Compendium. 2010;31(7).
119. Aw T, Nicholls J. Polymerization shrinkage of composite resins using plasma-arc photocuring. General dentistry. 2001;49(5):473-9.
120. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. Journal-Canadian Dental Association. 1999;65:447-52.
121. Hicks MJ, Westerman GH, Flaitz CM, Powell GL. Surface topography and enamel-resin interface of pit and fissure sealants following visible light and argon laser polymerization: an in vitro study. ASDC journal of dentistry for children. 2000;67(3):169-75, 0.
122. Tarle Z, Meniga A, Ristie M, Sutalo J, Pichler G. Polymerization of composites using pulsed laser. European journal of oral sciences. 1995;103(6):394-8.
123. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. Biomaterials. 2000;21(13):1379-85.
124. Santini A. Current status of visible light activation units and the curing of light-activated resin-based composite materials. Dental update. 2010;37(4):214-27.
125. Soygun K, Unal M, Ozer A, Gulnihar E, Bolayır G. Effects of different curing units on bulk fill composites. Int J Oral Dent Health. 2015;1:1-5.
126. Park S, Kim S, Cho Y, Lee S, Noh B. Comparison of linear polymerization shrinkage and microhardness between QTH-cured & LED-cured composites. OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-. 2005;30(4):461.
127. Soh M, Yap A, Siow K. Comparative depths of cure among various curing light types and methods. OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-. 2004;29(1):9-15.
128. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. European journal of oral sciences. 2002;110(6):471-9.
129. Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. Dental Materials. 2004;20(1):80-7.
130. Ritter AV, Cavalcante LM, Swift EJ, Thompson JY, Pimenta LA. Effect of light-curing method on marginal adaptation, microleakage, and microhardness of

composite restorations. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2006;78(2):302-11.

131. Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. *Journal-Canadian Dental Association*. 2003;69(10):666-.

132. Schneider LFJ, Pfeifer CS, Consani S, Prah SA, Ferracane JL. Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. *Dental Materials*. 2008;24(9):1169-77.

133. Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Properties of four composite veneering materials polymerized with different laboratory photo-curing units. *Journal of oral rehabilitation*. 1998;25:358-64.

134. Brosh T, Ganor Y, Belov I, Pilo R. Analysis of strength properties of light-cured resin composites. *Dental Materials*. 1999;15(3):174-9.

135. Altun C. Restoratif Diş Hekimliğinde Mikrosızıntı; *Gülhane Tıp Dergisi* 2005;47 (1) : 77 - 82.

136. Rueggeberg F, Caughman WF, Curtis J. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Operative dentistry*. 1994;19:26-.

137. 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. *Journal of oral rehabilitation*. 1998;25(6):436-42.

138. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence international*. 1999;30(4).

139. Shahdad S, Kennedy J. Bond strength of repaired anterior composite resins: an *in vitro* study. *Journal of dentistry*. 1998;26(8):685-94.

140. Teixeira EC, Bayne SC, Thompson JY, Ritter AV, Swift EJ. Shear bond strength of self-etching bonding systems in combination with various composites used for repairing aged composites. *The journal of adhesive dentistry*. 2004;7(2):159-64.

141. Hunter A, Treasure E, Hunter A. Increases in cavity volume associated with the removal of class 2 amalgam and composite restorations. *Operative dentistry*. 1994;20(1):2-6.

142. Swift E, LeValley B, Boyer D. Evaluation of new methods for composite repair. *Dental Materials*. 1992;8(6):362-5.

143. Puckett A, Holder R, O'Hara J. Strength of posterior composite repairs using different composite/bonding agent combinations. *Operative dentistry*. 1990;16(4):136-40.

144. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Loomans BA, Huysmans MC. Longevity of repaired restorations: a practice based study. *Journal of dentistry*. 2012;40(10):829-35.

145. Eick JD, Robinson SJ, Chappell RP, Cobb CM, Spencer P. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part III. *Quintessence international*. 1993;24(8).
146. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *dental materials*. 2010;26(2):e11-e6.
147. Philips R.W. *Scinner's Science of Dental Materials*. 1991 9th Ed, Saunders Company. .
148. MEERBEEK BV, LANDUYT KV, MUNCK JD, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental materials journal*. 2005;24(1):1-13.
149. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley D. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *Journal of dental research*. 1994;73(6):1212-20.
150. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*. 2003;28(3):215-35.
151. de Goes MF, Shinohara MS, Freitas MS. Performance of a new one-step multi-mode adhesive on etched vs non-etched enamel on bond strength and interfacial morphology. *The journal of adhesive dentistry*. 2014;16(3):243-50.
152. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, et al. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *Journal of dentistry*. 2012;40(6):475-84.
153. Munoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez I, Szesz AL, Reis A, Loguercio AD, et al. Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. *Journal of dentistry*. 2014;42(5):595-602.
154. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *Journal of dentistry*. 2014;42(7):800-7.
155. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosa M, Cadenaro M, et al. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *Journal of dentistry*. 2014;42(5):603-12.
156. Heintze SD, Thunpithayakul C, Armstrong SR, Rousson V. Correlation between microtensile bond strength data and clinical outcome of Class V restorations. *dental materials*. 2011;27(2):114-25.
157. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*. 2010;26(2):e100-e21.
158. Yap A, Tan D, Goh B, Kuah H, Goh M. Effects of Food-Simulating Liquids on the Flexural Strength of Composite and Polyacid-Modified Composite Restoratives. *Operative dentistry*. 2000;25(3):202-8.

159. Hosaka K, Nakajima M, Takahashi M, Itoh S, Ikeda M, Tagami J, et al. Relationship between mechanical properties of one-step self-etch adhesives and water sorption. *Dental Materials*. 2010;26(4):360-7.
160. Torkabadi S, Nakajima M, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J. Influence of bonded enamel margins on dentin bonding stability of one-step self-etching adhesives. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2009;11(5).
161. Asaka Y, Yamaguchi K, Inage H, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, et al. Effect of thermal cycling on bond strengths of single-step self-etch adhesives to bovine dentin. *Journal of oral science*. 2006;48(2):63-9.
162. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*. 1999;27(2):89-99.
163. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research*. 2005;84(2):118-32.
164. Amaral FL, Colucci V, PALMA-DIBB RG, Corona SA. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2007;19(6):340-53.
165. Tekçe N. İn Vitro Bağlanma Dayanım Testleri ile Klinik Çalışmalar Arasındaki İlişki. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*.34(2):57-65.
166. Altay N, Akça T. Invitro bağlantı kuvveti ölçme testlerinin değerlendirilmesi. *HÜ Diş Hek Fak Derg*. 2002;26:32-8.
167. Pekkan G. Tam seramikler ve dentin arasındaki dual cure rezin simanların kesme ve gerilme dayanıklılığının incelenmesi [Doktora]. Ankara: Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2005.
168. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials*. 1998;14(6):394-8.
169. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas W. Why do shear bond tests pull out dentin? *Journal of dental research*. 1997;76(6):1298-307.
170. ISO I. TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat. 2003.
171. Price R, Hall GC. In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence international* (Berlin, Germany: 1985). 1999;30(2):122-34.
172. Sarkar NK. Internal corrosion in dental composite wear: its significance and simulation. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The*

Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials. 2000;53(4):371-80.

173. Suzuki S, Ori T, Saimi Y. Effects of filler composition on flexibility of microfilled resin composite. *Journal of biomedical materials research Part B: Applied Biomaterials*. 2005;74(1):547-52.

174. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*. 2004;29:481-508.

175. Gordan VV, Shen C, Riley J, Mjör IA. Two-Year Clinical Evaluation of Repair versus Replacement of Composite Restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2006;18(3):144-53.

176. da Rosa Rodolpho PA, Cenci MS, Donassollo TA, Loguércio AD, Demarco FF. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. *Journal of dentistry*. 2006;34(7):427-35.

177. Özcan M, Barbosa SH, Melo RM, Galhano GAP, Bottino MA. Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dental Materials*. 2007;23(10):1276-82.

178. Mjor I. Placement and replacement of restorations. *Oper Dent*. 1981;6:49-54.

179. Sharif MO, Catleugh M, Merry A, Tickle M, Dunne SM, Brunton P, et al. Replacement versus repair of defective restorations in adults: resin composite. *Australian dental journal*. 2010;55(3):351-2.

180. Strassler HE. Clinical decision-making for restoration replacement or repair. *Inside Dentistry*. 2012:2-6.

181. Blum IR, Jagger DC, Wilson NH. Defective dental restorations: to repair or not to repair? Part 1: direct composite restorations. *Dental update*. 2011;38(2):78-80, 2-4.

182. Irmak O, Celiksoz O, Yilmaz B, Yaman BC. Adhesive system affects repair bond strength of resin composite. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*. 2017;51(3):25.

183. Burke F, Wilson N, Cheung S, Mjör I. Influence of patient factors on age of restorations at failure and reasons for their placement and replacement. *Journal of dentistry*. 2001;29(5):317-24.

184. Moll K, Fritzenschaft A, Haller B. In vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator. *Quintessence international*. 2004;35(10).

185. Akova T, Ozkomur A, Uysal H. Effect of food-simulating liquids on the mechanical properties of provisional restorative materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2006;22(12):1130-4.

186. Akova T, Ozkomur A, Aytutuldu N, Toroglu MS. The effect of food simulants on porcelain-composite bonding. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2007;23(11):1369-72.
187. Asmussen E. Softening of BISGMA-based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. *Scand J Dent Res*. 1984;92(3):257-61.
188. Rosales-Leal JI. Microleakage of Class V composite restorations placed with etch-and-rinse and self-etching adhesives before and after thermocycling. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2007;9:255.
189. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*. 2003;19(8):725-31.
190. Özcan M, Cura C, Brendeke J. Effect of aging conditions on the repair bond strength of a microhybrid and a nanohybrid resin composite. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2010;12(6):551.
191. Altinci P, Mutluay M, Tezvergil-Mutluay A. Repair bond strength of nanohybrid composite resins with a universal adhesive. *Acta biomaterialia odontologica Scandinavica*. 2018;4(1):10-9.
192. Loomans B, Cardoso MV, Roeters F, Opdam N, De Munck J, Huysmans M, et al. Is there one optimal repair technique for all composites? *Dental Materials*. 2011;27(7):701-9.
193. Papacchini F, Dall Oca S, Chieffi N, Goracci C, Sadek FT, Suh BI, et al. Composite-to-composite microtensile bond strength in the repair of a microfilled hybrid resin: effect of surface treatment and oxygen inhibition. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2007;9(1):25.
194. Ferracane J, Berge H, Condon J. In vitro aging of dental composites in water—effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials*. 1998;42(3):465-72.
195. Denehy G, Bouschlicher M, Vargas M. Intraoral repair of cosmetic restorations. *Dental Clinics of North America*. 1998;42(4):719-37, x.
196. Söderholm KJM, Roberts MJ. Variables influencing the repair strength of dental composites. *European journal of oral sciences*. 1991;99(2):173-80.
197. Dias W, Ritter AV, Swift JE. Repairability of a packable resin-based composite using different adhesives. *American journal of dentistry*. 2003;16(3):181-5.
198. Swift Jr E, LeValley B, Boyer D. Evaluation of new methods for composite repair. *Dental Materials*. 1992;8(6):362-5.

199. Fornazari I, Wille I, Meda E, Brum R, Souza E. Effect of surface treatment, silane, and universal adhesive on microshear bond strength of nanofilled composite repairs. *Operative dentistry*. 2017;42(4):367-74.
200. Kupiec K, Barkmeier W. Laboratory evaluation of surface treatments for composite repair. *Operative dentistry*. 1996;21:59-62.
201. Yesilyurt C, Kusgoz A, Bayram M, Ulker M. Initial Repair Bond Strength of a Nano-filled Hybrid Resin: Effect of Surface Treatments and Bonding Agents. *Journal of esthetic and restorative dentistry*. 2009;21(4):251-60.
202. Valente LL, Silva MF, Fonseca AS, Münchow EA, Isolan CP, Moraes RR. Effect of Diamond Bur Grit Size on Composite Repair. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2015;17(3).
203. Hemadri M, Saritha G, Rajasekhar V, Pachlag KA, Purushotham R, Reddy VKK. Shear bond strength of repaired composites using surface treatments and repair materials: An in vitro Study. *Journal of international oral health: JIOH*. 2014;6(6):22.
204. Oskoe PA, Kimyai S, Talatahari E, Rikhtegaran S, Pournaghi-Azar F, Oskoe JS. Effect of mechanical surface treatment on the repair bond strength of the silorane-based composite resin. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*. 2014;8(2):61.
205. Rathke A, Tymina Y, Haller B. Effect of different surface treatments on the composite-composite repair bond strength. *Clinical oral investigations*. 2009;13(3):317.
206. Acharya GS, Manjunath M. The effect of surface treatments and bonding regimens on microtensile bond strengths of repaired composite: An in vitro study. *Journal of conservative dentistry: JCD*. 2012;15(4):383.
207. Gordan VV, Mjor IA, Blum IR, Wilson N. Teaching students the repair of resin-based composite restorations: a survey of North American dental schools. *Journal of the American Dental Association*. 2003;134(3):317-23; quiz 38-9.
208. Junior SAR, Ferracane JL, Della Bona Á. Influence of surface treatments on the bond strength of repaired resin composite restorative materials. *Dental Materials*. 2009;25(4):442-51.
209. Cavalcanti AN, De Lima AF, Peris AR, Mitsui FHO, Marchi GM. Effect of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2007;19(2):90-8.
210. Bonstein T, Garlapo D, John Jr D, Bush PJ. Evaluation of varied repair protocols applied to aged composite resin. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2005;7(1).
211. Gregory W, Pounder B, Bakus E. Bond strengths of chemically dissimilar repaired composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990;64(6):664-8.

212. Loomans B, Cardoso M, Opdam N, Roeters F, De Munck J, Huysmans M, et al. Surface roughness of etched composite resin in light of composite repair. *Journal of dentistry*. 2011;39(7):499-505.
213. Ahmadizenouz G, Esmaeili B, Taghvaei A, Jamali Z, Jafari T, Daneshvar FA, et al. Effect of different surface treatments on the shear bond strength of nanofilled composite repairs. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*. 2016;10(1):9.
214. Özcan M, Corazza PH, Marocho SMS, Barbosa SH, Bottino MA. Repair bond strength of microhybrid, nanohybrid and nanofilled resin composites: effect of substrate resin type, surface conditioning and ageing. *Clinical oral investigations*. 2013;17(7):1751-8.
215. Barcellos DC, Santos VMM, Niu L-N, Pashley DH, Tay FR, Pucci CR. Repair of composites: effect of laser and different surface treatments. *International Journal of Adhesion and Adhesives*. 2015;59:1-6.
216. Shahdad S. Bond strength of repaired anterior composite resins: an in vitro study. 1998. *Journal of dentistry*.26:8.
217. Papacchini F, Radovic I, Magni E, Goracci C, Monticelli F, Chieffi N, et al. Flowable composites as intermediate agents without adhesive application in resin composite repair. *American journal of dentistry*. 2008;21(1):53-8.
218. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative dentistry*. 2003;28(3):215-35.
219. Chen C, Niu LN, Xie H, Zhang ZY, Zhou LQ, Jiao K, et al. Bonding of universal adhesives to dentine--Old wine in new bottles? *Journal of dentistry*. 2015;43(5):525-36.
220. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials*. 1998;14(1):64-71.
221. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, et al. Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *Journal of dental research*. 2012;91(4):376-81.
222. Staxrud F, Dahl JE. Silanising agents promote resin-composite repair. *International dental journal*. 2015;65(6):311-5.
223. Mason P, Ferrari M, Cagidiaco M, Davidson C. Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *Journal of dentistry*. 1996;24(3):217-22.
224. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(3):268-74.

225. Kitasako Y, Burrow M, Katahira N, Nikaido T, Tagami J. Shear bond strengths of three resin cements to dentine over 3 years in vitro. *Journal of dentistry*. 2001;29(2):139-44.
226. Takemori T, Chigira H, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S. Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin. *Dental Materials*. 1993;9(2):136-8.
227. Knight J, Holmes J, Bradford H, Lawson C. Shear bond strengths of composite bonded to porcelain using porcelain repair systems. *American journal of dentistry*. 2003;16(4):252-4.
228. Yesil Z, Karaoglanoglu S, Akgül N, Ozdabak N, Ilday N. Effect of different surfaces and surface applications on bonding strength of porcelain repair material. *The New York state dental journal*. 2007;73(3):28-32.
229. Güler AU, Yilmaz F, Yenisey M, Güler E, Ural Ç. Effect of acid etching time and a self-etching adhesive on the shear bond strength of composite resin to porcelain. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2006;8(1).
230. Kaptan A. Kavite Dezenfeksiyonu Amacıyla Kullanılan Farklı Antimikrobiyal Solüsyonları ve Lazer Sistemlerinin Siloran Bazlı Kompozitlerin Tamir Dayanımı Üzerine Etkisi [Doktora]. Sivas: Cumhuriyet Üniversitesi; 2014.
231. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Van Meerbeek B. Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dental materials*. 2013;29(3):269-77.
232. Jose-Luis R. Dental technique—restorations with resin-based, bulk fill composites. *AEGIS Communications*. 2010;31.
233. Lowe RA. The search for a low-shrinkage direct composite. *Oral Health*. 2010;100(3):64.
234. Brendeke J, Özcan M. Effect of physicochemical aging conditions on the composite-composite repair bond strength. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2007;9(4).
235. Hisamatsu N, Atsuta M, Matsumura H. Effect of silane primers and unfilled resin bonding agents on repair bond strength of a prosthodontic microfilled composite. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(7):644-8.
236. Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *The journal of adhesive dentistry*. 2001;3(1):45-64.
237. Rode K, Kawano Y, Turbino M. Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization. *Operative dentistry*. 2007;32(6):571-8.
238. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring—a review. *Dental Materials*. 2011;27(1):39-52.
239. Price R, Ferracane J, Shortall A. Light-curing units: a review of what we need to know. *Journal of dental research*. 2015;94(9):1179-86.

240. Vandewalle KS, Roberts HW, Andrus JL, Dunn WJ. Effect of light dispersion of LED curing lights on resin composite polymerization. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2005;17(4):244-54.
241. Vandewalle KS, Roberts HW, Rueggeberg FA. Power distribution across the face of different light guides and its effect on composite surface microhardness. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2008;20(2):108-17.
242. Shimokawa CAK, Turbino ML, Giannini M, Braga RR, Price RB. Effect of light curing units on the polymerization of bulk fill resin-based composites. *Dental Materials*. 2018.
243. Sabatini C. Comparative study of surface microhardness of methacrylate-based composite resins polymerized with light-emitting diodes and halogen. *European journal of dentistry*. 2013;7(3):327.
244. Rencz A, Hickel R, Ilie N. Curing efficiency of modern LED units. *Clinical oral investigations*. 2012;16(1):173-9.
245. Bala O, Ölmez A, Kalayci Ş. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. *Journal of oral rehabilitation*. 2005;32(2):134-40.
246. Yaman BC, Efes BG, Dörter C, Gömeç Y, Erdilek D, Büyükgökçesu S. The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins. *Journal of conservative dentistry : JCD*. 2011;14(2):136-9.
247. Nishad NS, R; Thomas T. Curing Efficacy of LED and QTH Light Curing Units for Curing Nanocomposite Resins – A Systematic Review. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*2013. 36-44 p.
248. Hammouda IM. Effect of light-curing method on wear and hardness of composite resin. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2010;3(2):216-22.
249. Antonson S, Antonson D, Hardigan PC. Should my new curing light be an LED? *Operative dentistry*. 2008;33(4):400-7.
250. Miyazaki M, Hinoura K, Onose H, Moore B. Influence of light intensity on shear bond strength to dentin. *American journal of dentistry*. 1995;8(5):245-8.
251. Saipullaev, M. (2017). Farklı ışık kaynakları ile farklı sürelerde polimerize edilen Bulk fill kompozitlerin alt/üst yüzey sertlik değerlerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hastalıkları ve Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.
252. Zakavi F, Hagh LG, Sadeghian S, Freckelton V, Daraeighadikolaei A, Ghanatir E, et al. Evaluation of microleakage of class II dental composite resin restorations cured with LED or QTH dental curing light; Blind, Cluster Randomized, In vitro cross sectional study. *BMC research notes*. 2014;7(1):416.

253. Bennett AW, Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dental materials*. 2004;20(1):72-9.
254. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*. 2000;21(13):1379-85.
255. Saraç Ş, Saraç D, Külünk T, Kurt M. Porselen Tamirinde Kullanılan Bir Kompozitin Kesme Dayancı Üzerinde Farklı Işık Kaynağı ve Yüzey İşlemlerinin Etkisi. *Acta Odontologica Turcica*. 2005;22(1):31.
256. Külünk, T. (2006). Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Ve Tam Seramiklerde Tamir Dayancı Üzerinde Tamir Materyallerinin Ve Işık Kaynaklarının Etkilerinin İncelenmesi, Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Samsun.
257. Camilotti V, Grullón PG, Mendonça MJ, D'Alpino PHP, Gomes JC. Influence of different light curing units on the bond strength of indirect resin composite restorations. *Brazilian oral research*. 2008;22(2):164-9.
258. Ergün, G. (2005). Restoratif Kompozitlerin Farklı Işık Kaynakları Kullanılarak Cam Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Materyaline Bağlantı Dirençlerinin İncelenmesi, Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Samsun.
259. Barghi N, Berry T, Hatton C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. *Journal of the American Dental Association* (1939). 1994;125(7):992-6.
260. Karaman E, GÖNÜLOL N. Does the light source affect the repairability of composite resins? *Brazilian oral research*. 2014;28(1):1-6.
261. Esmaceli B, Safarcherati H, Vaezi A. Hardness Evaluation of Composite Resins Cured with QTH and LED. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*. 2014;8(1):40-4.
262. Hodson NA, Dunne SM, Pankhurst CL. The effect of infection-control barriers on the light intensity of light-cure units and depth of cure of composite. *Primary dental care : journal of the Faculty of General Dental Practitioners*. 2005;12(2):61-7.
263. Arisu HD, Bala O, Üçtaşlı MB. Halojen veya led ışık kaynakları ile sertleştirilen farklı restoratif materyallerin barcoll sertlikleri. *Acta Odontologica Turcica*. 2008;25(2):19.
264. Rahiotis C, Patsouri K, Silikas N, Kakaboura A. Curing efficiency of high-intensity light-emitting diode (LED) devices. *Journal of oral science*. 2010;52(2):187-95.
265. Lucey SM, Santini A, Roebuck EM. Degree of conversion of resin-based materials cured with dual-peak or single-peak LED light-curing units. *International journal of paediatric dentistry*. 2015;25(2):93-102.

266. Shimokawa C, Sullivan B, Turbino M, Soares C, Price R. Influence of Emission Spectrum and Irradiance on Light Curing of Resin-Based Composites. *Operative dentistry*. 2017;42(5):537-47.
267. Wayne RP. *Photochemistry*: Butterworths; 1970.
268. Menees TS, Lin CP, Kojic DD, Burgess JO, Lawson NC. Depth of cure of bulk fill composites with monowave and polywave curing lights. *American journal of dentistry*. 2015;28(6):357.
269. Elipar DeepCure Technical Product Profile. https://multimedia.3m.com/mws/media/1138935O/3m-elipar-deepecure-s-led-curing-light-tpp-ltr-us.pdf&fn=Elipar%20DeepCure%20Technical%20Product%20Profile_NA_R4.pdf [Erişim: 08.06.2018]
270. de Jesus Tavaréz RR, Júnior LJdSA, Guará TCG, Ribeiro IS, Maia Filho EM, Firoozmand LM. Shear bond strength of different surface treatments in bulk fill, microhybrid, and nanoparticle repair resins. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*. 2017;9:61.
271. Rodrigues SA, Jr., Ferracane JL, Della Bona A. Influence of surface treatments on the bond strength of repaired resin composite restorative materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009;25(4):442-51.
272. Silikas N, Kavvadia K, Eliades G, Watts D. Surface characterization of modern resin composites: A multitechnique approach. *American journal of dentistry*. 2005;18(2):95-100.
273. Hickel R, Brühshaver K, Ilie N. Repair of restorations—criteria for decision making and clinical recommendations. *Dental Materials*. 2013;29(1):28-50.
274. Kalore Technical Manual http://www.gcamerica.com/products/operator/Kalore/KALORE_Technical_Manual.pdf Erişim: 30.05.2018.
275. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. 2003;24(4):655-65.
276. Oliveira DCRSd, Rovaris K, Hass V, Souza-Júnior EJ, Haiter-Neto F, Sinhoreti MAC. Effect of low shrinkage monomers on physicochemical properties of dental resin composites. *Brazilian dental journal*. 2015;26(3):272-6.
277. Koç-Vural U, Kerimova L, Baltacıoğlu İH, Kiremitçi A. Bond strength of dental nanocomposites repaired with a bulkfill composite. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2017;9(3):e437.
278. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *International dental journal*. 1993;43(5):492-8.

279. Bek B, Gülmez A. Farklı cam iyonomer simanların dentine bağlanmalarının araştırılması. *Acta Odontologica Turcica*. 2001;18(1):19.
280. Baur V, Ilie N. Repair of dental resin-based composites. *Clinical oral investigations*. 2013;17(2):601-8.
281. Teixeira EC, Bayne SC, Thompson JY, Ritter AV, Swift EJ. Shear bond strength of self-etching bonding systems in combination with various composites used for repairing aged composites. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2005;7(2).
282. Tabatabaei MH, Alizade Y, Taalim S. Effect of various surface treatment on repair strength of composite resin. *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences*. 2004;1(4):5-11.



9. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı : Vahti KILIÇ
Doğum Yeri ve Tarihi : Kayseri - 1989
Medeni Hali : Evli
Yabancı Dil : İngilizce
İletişim Adresi : Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi,
Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, 58140,
Merkez / SİVAS

E-posta Adresi : dt.vahtikilic@gmail.com

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise : Sema Yazar Anadolu Lisesi, 2003-2007
Lisans-Yüksek Lisans : Erciyes Üniversitesi, 2007-2012
Ünvan : Araştırma Görevlisi

İş Tecrübesi

Özel Sektör : Kayseri, 11/2013 - 01/2014
Sağlık Bakanlığı : Halfeti İlçe Devlet Hastanesi, 05/2014 - 12/2014
Uzmanlık : Cumhuriyet Üniversitesi, 2015-2018

EKLER

GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Işıkt kaynaklarının farklı kompozit rezinlerin bulk-fill kompozitle tamirinde bağlanma dayanımı üzerine etkisi
-----------------------	----------------------------------------------------------------------------------------------------------------

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili	
		ARAŞTIRMA PROTOKOLU			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
		BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
		OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı		Açıklama		
		SİGORTA	<input type="checkbox"/>		
		ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input type="checkbox"/>		
		BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>		
		İLAN	<input type="checkbox"/>		
		YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>		
		SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>		
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 2016-10/12		Tarih: 21.10.2016		
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmann/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmann/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerden gerekli izin alınarak gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplanmış katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.				

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu, Helsinki Bildirgesi, Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Yönergesi
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Doç. Dr. Gülay Yıldırım

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
			E <input type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Şahande Elagoz	Patoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	İznil
Prof. Dr. Serpil Değerli	Parazitoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	<i>[Signature]</i>
Prof. Dr. Naim Nur	Halk Sağlığı	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	<i>[Signature]</i>
Doç. Dr. Ercan Özdemir	Fizyoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	<i>[Signature]</i>
Doç. Dr. Dığdem Eren	Diş Hastalıkları ve Tedavisi	Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	<i>[Signature]</i>
Doç. Dr. Sulhattin Arslan	Göğüs Hastalıkları	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	<i>[Signature]</i>
Doç. Dr. Gülay Yıldırım	Tıp Tarihi ve Etik	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	<i>[Signature]</i>
Doç. Dr. Zehra Gölbaşı	Doğum-Kadın Hastalıkları Hemşireliği	Cumhuriyet Üniversitesi, Sağlık Bilimler Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	<i>[Signature]</i>
Yrd. Doç. Dr. Ceylan Hepokur	Eczacılık Biyokimya	Cumhuriyet Üniversitesi, Eczacılık Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	<i>[Signature]</i>

* Toplantıda bulunma

Etik Kurul Başkanı
Unvanı/Adı/Soyadı: Doç. Dr. Gülay Yıldırım
İmza:

[Signature]

GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Işık kaynaklarının farklı kompozit rezinlerin bulk-fill kompozitle tamirinde bağlanma dayanımı üzerine etkisi
-----------------------	---------------------------------------------------------------------------------------------------------------

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Cumhuriyet Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Tıp Fakültesi Ek Derslik Binası (Acil Karşısı), Klinik Araştırmalar Etik Kurulu TR-58140 Merkez/Sivas
	TELEFON	0 346 258 00 25
	FAKS	0 346 258 00 24
	E-POSTA	gokack2014@gmail.com

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Feridun Hürmüzlü
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Restoratif Diş Tedavisi
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı
	DESTEKLEYİCİ	-
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Uzmanlık tezi
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/> ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/> ULUSAL <input type="checkbox"/> ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

Etik Kurul Başkanı
Unvanı/Adı/Soyadı: Doç. Dr. Gülay Yıldırım
İmza:

