

T.C  
EGE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ



RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

GÜÇLENDİRİLMİŞ LED IŞIK CİHAZI İLE POLİMERİZE EDİLEN FARKLI  
TÜRDEKİ KOMPOZİT REZİNLERİN DÖNÜŞÜM DERECELERİNİN VE  
MİKROSERTLİKLERİNİN İNCELENMESİ

DT. GÖZDE ÖZÇİFTCİ

DANIŞMAN  
PROF. DR. LEZİZE ŞEBNEM TÜRKÜN

İZMİR  
2025

T.C  
EGE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

GÜÇLENDİRİLMİŞ LED IŞIK CİHAZI İLE POLİMERİZE EDİLEN FARKLI  
TÜRDEKİ KOMPOZİT REZİNLERİN DÖNÜŞÜM DERECELERİNİN VE  
MİKROSERTLİKLERİNİN İNCELENMESİ

DT. GÖZDE ÖZÇİFTCİ

DANIŞMAN  
PROF. DR. LEZİZE ŞEBNEM TÜRKÜN

İZMİR  
2025

## Tez Değerlendirme Kurulu Üyeleri

**Başkan:** Prof. Dr. L. Şebnem TÜRKÜN .....  
(Danışman)

**Üye:** Prof. Dr. Ayşegül DEMİRBAŞ .....

**Üye:** Doç. Dr. Çiğdem ATALAYIN ÖZKAYA .....

Uzmanlık Tezinin kabul edildiği tarih: .....

## Önsöz ve Teşekkür

Bu tez, yeni nesil kompozit rezin sistemleri ve yeni nesil ışık cihazları alanında yapılan bilimsel araştırmalara katkı sağlamak amacıyla hazırlanmıştır. Çalışma sürecinde, bilgi birikimimi derinleştirme, analitik düşünme becerilerimi geliştirme ve bilimsel yöntemleri uygulama fırsatı bulduğum için büyük bir öğrenme deneyimi yaşadım.

Uzmanlık eğitimime başladığım günden beri bilgisiyle, disipliniyle ve özverisiyle bana ışık tutan, sadece akademik gelişimim de değil ayrıca mesleki etik ve bakış açımı şekillendirmemde rehber olan, destekleyici yaklaşımı sayesinde her zaman yanımda olup ilham kaynağım olan tez danışmanım, saygıdeğer hocam Prof. Dr. Lezize Şebnem Türkün'e,

Uzmanlık eğitimim süresince, rehberlikleri, profesyonellikleri ve destekleriyle her zaman yanımda olan Ege Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Restoratif Dış Tedavisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine,

Çalışmamın yürütülmesi sürecinde, istatistiksel analizlerin gerçekleştirilmesinde sağladığı değerli katkılar ve desteği için Prof. Dr. Hayal Boyacıoğlu'na,

Çalışmamın FTIR analizlerinin yapılmasına olanak sağlayan Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsüne ve FTIR analizlerini gerçekleştiren değerli hocam Araş. Gör. Dr. Emine Nostar Aslan'a,

Analiz sonuçlarının değerlendirilmesinde yardımlarını esirgemeyen Dr. Öğr. Üyesi Sevde Gül Batmaz'a,

Çalışma ortamımızda huzur, uyum ve iş birliğini sağlayarak her an desteklerini hissettiren değerli asistan arkadaşlarıma, hemşirelerimize, sekreterlerimize ve tüm yardımcı personelimize,

Eğitim ve çalışma hayatımız boyunca bilgi ve tecrübelerimizi paylaşarak birbirimize destek olduğumuz, yalnızca iş arkadaşı değil adeta bir aile gibi kenetlendiğimiz, bu süreci daha anlamlı ve değerli hale getiren sevgili eş kıdemlerime,

Bugünlere gelmemde büyük emekleri olan, her zaman eğitimime öncelik veren ve sevgilerini benden esirgemeyen canım annem Jale Özçiftci'ye, bedenen yanımda olamasa da varlığını her zaman yanımda hissettiğim ve beni bir yerlerden görüyor olduğuna inandığım canım babam Hüseyin Özçiftci'ye, her zaman beni destekleyen canım kardeşim Hasan Özçiftci'ye,

Hayatımın her anında yanımda olup, bana güç ve umut veren, mesafeler ne olursa olsun desteğini daima hissettiren sevgili Fürkan Gürbuğa'ya,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışmanın, alanında bilimsel gelişmelere katkı sağlamasını ve gelecek araştırmalara ışık tutmasını dilerim.

GÖZDE ÖZÇİFTCİ

İZMİR, 2025

## ÖZET

### GÜÇLENDİRİLMİŞ LED IŞIK CİHAZI İLE POLİMERİZE EDİLEN FARKLI TÜRDEKİ KOMPOZİT REZİNLERİN DÖNÜŞÜM DERECELERİNİN VE MİKROSERTLİKLERİNİN İNCELENMESİ

**Amaç:** Çalışmamızın amacı; kısa sürede 4mm'ye kadar etkin polimerizasyon sağlayabilen geliştirilmiş bir LED ışık cihazının farklı sürelerde uygulamasının (3sn/10sn/20sn) üç kompozit rezin materyalin dönüşüm derecesine, mikrosertliğine ve mikrosertlik oranına etkilerini değerlendirmektir.

**Gereç ve Yöntem:** Silindirik örnekler (3x4mm) PowerFill (Ivoclar, Liechtenstein) PowerFlow (Ivoclar) ve Omnichroma Flow Bulk (Tokuyama, Japonya) kompozit rezinlerinden hazırlandı ve polimerizasyon sürelerine göre üç gruba ayrıldı (n=10): 3 saniye hızlı polimerizasyon (3s-RP), 10 saniye geleneksel polimerizasyon (10s-CP) ve 20 saniye geleneksel polimerizasyon (20s-CP). Tüm örnekler, Işık Yayan Diyot (LED) polimerizasyon cihazı (Bluephase PowerCure, Ivoclar) ile polimerize edildi. Örneklerin dönüşüm dereceleri (%DC) Fourier Transform Infrared Spektroskopisi (FTIR) ile analiz edildi. Mikrosertlik değerleri ise Vickers mikrosertlik testi ile belirlendi ve alt yüzey/üst yüzey mikrosertlik oranları hesaplandı. Veriler istatistiksel analizlere tabi tutuldu. Dönüşüm derecelerinin ve mikrosertlik verilerinin gruplar arası karşılaştırmalarında paired T testi, ANOVA testi ve Tukey testleri kullanıldı (p<0.05).

**Bulgular:** Tüm grup karşılaştırmaları hem üst hem de alt yüzey monomer dönüşüm derecesi (DC) açısından istatistiksel olarak anlamlı bulundu (p<0.05). PowerFill gruplarında, 3 saniyelik polimerizasyon süresi ile üst ve alt yüzeylerde daha yüksek DC elde edilirken; PowerFlow gruplarında bu süre 10 saniye, Omnichroma Flow Bulk gruplarında ise 20 saniye olarak belirlendi (p<0.05). Materyal grupları ile üst-alt yüzey DC değerleri birlikte değerlendirildiğinde, yalnızca 10 saniyelik polimerizasyon süresi için anlamlı bir fark bulunmadı. Polimerizasyon sürelerine göre kompozit rezinlerin üst mikrosertlik verileri karşılaştırıldığında; 3sn için PowerFlow ve Omnichroma Flow Bulk arasında fark olmadığı saptandı (p=0.623). Yine 20sn polimerizasyon sonrasında PowerFill ve Omnichroma Flow Bulk'ın üst mikrosertlik değerleri arasında fark olmadığı

gözlendi ( $p=0.082$ ). Analiz sonuçları, kompozit rezin türü ve polimerizasyon süresinin alt yüzey mikrosertlik değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olduğunu gösterdi ( $p=0.000$ ). Polimerizasyon süresi arttıkça, tüm kompozit rezin gruplarının alt mikrosertlik değerleri artış gösterdi.

Oranlamalara (HR) baktığımızda, PowerFill grubunda polimerizasyon süresi 20 saniyeye eriştiğinde en yüksek mikrosertlik oranları elde edildi ( $p=0.029$ ). PowerFlow grubunda, 10sn ve 20sn polimerizasyon sonucunda elde edilen HR değerleri arasında fark saptanmadı ( $p=0.238$ ). Omnichroma Flow Bulk grubunda, tüm polimerizasyon sürelerinin karşılaştırılması anlamlı farklar gösterdi ( $p=0.000$ ).

**Sonuç:** Güçlendirilmiş LED ışık cihazı ile kısa sürede gerçekleştirilen polimerizasyon işlemi, farklı kompozit rezin tiplerinde farklı polimerizasyon etkinlikleri ortaya çıkardı. 3 saniyelik hızlı polimerizasyon protokolü, PowerFill’de yüzeysel olarak yeterli %DC sağlasa da alt yüzeylerde polimerizasyonun yetersiz olduğu belirlendi. Daha homojen polimerizasyon için, ışık uygulama süresinin 10 saniye veya daha uzun tutulması tavsiye edilmektedir. Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde, hızlı polimerizasyon protokollerinin klinik uygulamalarda dikkatle değerlendirilmesi gerektiğini düşünmekteyiz

**Anahtar Kelimeler:** polimerizasyon; kompozit rezin, LED ışık cihazı; dönüşüm derecesi; mikrosertlik; bulk-fill

## ABSTRACT

### **Evaluation of the Degree of Conversion and Microhardness of Different Composite Resins Polymerized with an Enhanced LED Light-Curing Unit**

**Objective:** The aim of this study was to evaluate the effects of different curing times (3s/10s/20s) of an advanced LED curing unit, which provides efficient polymerization up to 4 mm in a short time, on the degree of conversion (DC%), microhardness, and hardness ratio of three different composite resin materials.

**Materials and Methods:** Cylindrical specimens (3x4mm) were prepared from PowerFill (Ivoclar, Liechtenstein), PowerFlow (Ivoclar), and Omnicroma Flow Bulk (Tokuyama, Japan) and divided into three groups (n=10) based on polymerization times: 3-second rapid polymerization (3s-RP), 10-second conventional polymerization (10s-CP), and 20-second conventional polymerization (20s-CP). All specimens were irradiated using a Light-Emitting Diode (LED) curing unit (Bluephase PowerCure, Ivoclar). The degree of conversion (DC%) of the specimens was analyzed using Fourier Transform Infrared Spectroscopy (FTIR). Microhardness values were determined using the Vickers microhardness test, and the bottom-to-top hardness ratios were calculated. The data were subjected to statistical analyses. The group comparisons for the degree of conversion and microhardness were performed with paired T test, ANOVA and Tukey tests ( $p < 0.05$ ).

**Results:** Comparisons among all groups revealed statistically significant differences in top and bottom degree of conversion values ( $p < 0.05$ ). PowerFill exhibited higher DC values on both surfaces after 3s polymerization, while PowerFlow required 10s and Omnicroma Flow Bulk required 20s to achieve similar results ( $p < 0.05$ ). When composite resin groups and top-bottom DC values were analyzed together, no statistically significant difference was found for the 10-second polymerization time. When the top surface microhardness values of composite resins were compared according to polymerization duration, no significant difference was found between PowerFlow and Omnicroma Flow Bulk in the 3s group ( $p = 0.623$ ). Similarly, after 20s polymerization, there was no significant difference between the top surface hardness values of PowerFill and Omnicroma Flow Bulk ( $p = 0.082$ ). The analysis results indicated that composite

resin type and polymerization duration had a significant effect on bottom surface microhardness values ( $p=0.000$ ). As the polymerization time increased, the bottom microhardness values of all composite resin groups also increased.

The highest microhardness ratio (HR) was obtained in the PowerFill group when the polymerization duration reached 20 seconds ( $p=0.029$ ). In the PowerFlow group, no significant difference was found between HR values obtained after 10s and 20s polymerization ( $p=0.238$ ). In contrast, in the Omnicroma Flow Bulk group, all polymerization durations showed statistically significant differences ( $p=0.000$ ).

**Conclusion:** The polymerization process performed with an enhanced LED curing unit in a short time (3 s) resulted in varying polymerization efficiencies among different types of composite resins. The 3-second rapid polymerization protocol provided sufficient surface DC% in PowerFill group; however, insufficient polymerization was observed at the bottom surfaces. To achieve more homogeneous polymerization, it is recommended that the light exposure duration be extended to 10 seconds or longer. Within the limitations of this study, it is advised to use rapid polymerization protocols with caution in clinical situations.

**Keywords:** Polymerization; composite resin; LED curing unit; degree of conversion; microhardness; bulk-fill

## İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR.....	II
ÖZET.....	IV
ABSTRACT.....	VI
İÇİNDEKİLER.....	VIII
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	XI
TABLolar LİSTESİ.....	XIII
GRAFİKLER LİSTESİ.....	XIV
KISALTMALAR LİSTESİ.....	XV
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Kompozit Resinler.....	3
2.1.1 Organik Matris.....	3
2.1.2 İnorganik Doldurucular.....	5
2.1.3 Ara Faz.....	6
2.2 Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması.....	7
2.2.1 Kompozit Resinlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması.....	7
2.2.2 Kompozit Resinlerin Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması..	9
2.2.2.1 Megafil Kompozit Resinler.....	9
2.2.2.2 Makrofil Kompozit Resinler.....	10
2.2.2.3 Midifil Kompozit Resinler.....	10
2.2.2.4 Minifil Kompozit Resinler.....	10
2.2.2.5 Mikrofil Kompozit Resinler.....	10
2.2.2.6 Hibrit Kompozit Resinler.....	11
2.2.2.7 Mikrohibrit Kompozit Resinler.....	12
2.2.2.8 Nanokompozitler.....	12
2.2.2.8.1 Nanofil Kompozit Resinler.....	14
2.2.2.8.2 Nanohibrit Kompozit Resinler.....	16
2.2.3 Kompozit Resinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması.....	16
2.2.3.1 Kondense Edilebilen Kompozit Resinler (Packable Kompozit Resinler).....	16
2.2.3.2 Akışkan Kompozit Resinler.....	17
2.3 Kompozit Resinlerde Güncel Gelişmeler.....	17
2.4 Bulk-Fill Kompozit Resinler.....	18
2.4.1 Bulk-Fill Kompozit Resinlerin Yapısı.....	19

24.2 Bulk-Fill Kompozit Rezinlerin Sınıflandırması.....	20
2.4.2.1 Düşük Viskoziteli Bulk-fill Kompozit Rezinler .....	21
2.4.2.2 Yüksek Viskoziteli Bulk-fill Kompozit Rezinler.....	21
2.4.3 Bulk-Fill Kompozit Rezinlerin Klinik Performansları.....	22
2.5 Akıllı Monokromatik Kompozit Rezinler.....	23
2.6 Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonu.....	23
2.6.1 Kondansasyon Polimerizasyonu.....	24
2.6.2 İlave Polimerizasyon.....	24
2.7 Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları.....	25
2.7.1 Quartz-Tungsten-Halojen Işık Kaynakları.....	26
2.7.2 Argon Lazer Işık Kaynakları.....	27
2.7.3 Plazma Ark Işık Kaynakları.....	28
2.7.4 LED Işık Kaynakları.....	29
2.8 Dönüşüm Derecesi.....	31
2.8.1 Dönüşüm Derecesi Belirleme Yöntemleri.....	33
2.8.1.1 Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR).....	33
2.9 Mikrosertlik.....	35
2.9.1 Mikrosertlik Belirleme Yöntemleri.....	35
2.9.1.1 Vickers Mikrosertlik Test.....	36
2.9.2 Mikrosertlik Oranı.....	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	38
3.1 Çalışmada Kullanılan Kompozit Rezinler.....	38
3.1.1 PowerFill.....	38
3.1.2 PowerFlow.....	40
3.1.3 Omnichroma Flow Bulk.....	41
3.2 Çalışmada Kullanılan Işık Cihazı.....	42
3.3 Çalışmada Kullanılan FTIR cihazı.....	43
3.4 Çalışmada Kullanılan Mikrosertlik Cihazı.....	43
3.5 Kompozit Rezin Örnek Gruplarının Hazırlanması.....	44
3.6 Kompozit Rezin Örneklerin Dönüşüm Derecelerinin Ölçümü.....	48
3.7 Kompozit Rezin Örneklerin Mikrosertlik Ölçümü İçin Hazırlanması.....	49
3.8 Kompozit Rezin Örneklerinin Mikrosertlik Ölçümlerinin Yapılması.....	50
3.9 Kompozit Rezin Örneklerin Mikrosertlik Oranları.....	51
4. BULGULAR.....	53
4.1 Kompozit Rezinlerin Dönüşüm Derecesi Bulguları.....	53

4.1.1 Üst Yüzeye Ait Dönüşüm Derecesi Bulguları.....	55
4.1.2 Alt Yüzeye Ait Dönüşüm Derecesi Bulguları.....	56
4.2 Kompozit Rezinlerin Mikrosertlik Ölçümlerine İlişkin Elde Edilen Bulgular.....	58
4.2.1 Üst Yüzey Mikrosertlik Ölçüm Bulguları.....	58
4.2.2 Alt Yüzey Mikrosertlik Ölçüm Bulguları.....	60
4.3 Kompozit Rezinlerin Mikrosertlik Oran (HR) Bulguları.....	65
5. TARTIŞMA .....	67
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	85
7. KAYNAKLAR .....	86
8. ÖZGEÇMİŞ VE BİLİMSEL ESERLER.....	109

## ŞEKİLLER LİSTESİ

<b>Şekil 1.</b> Bis-GMA molekülünün yapısı (Sakaguchi ve ark., 2019) .....	4
<b>Şekil 2.</b> UDMA molekülünün yapısı (Sakaguchi ve ark., 2019) .....	4
<b>Şekil 3.</b> TEGDMA molekülünün yapısı (Sakaguchi ve ark., 2019) .....	4
<b>Şekil 4.</b> Silan molekülünün hidroksil grupları ile polimer arasında oluşan bağın yapısal etkileşimi (Sakaguchi ve ark., 2019).....	7
<b>Şekil 5.</b> Kompozit rezinlerin doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflandırılması (Ferracane, 2011) .....	9
<b>Şekil 6.</b> Doldurucu dağılımının mevcut sınıflandırmaya göre şematik tanımı (Randolph ve ark., 2016). Hibrit kompozit rezinleri, mikro ve nanopartiküllerin bir kombinasyonunu içermektedir. Sayılar, küresel (1) veya düzensiz partiküllerle (2) sürekli dağılımları ve mikro partiküllerin bimodal dağılımını (3) göstermektedir. ....	12
<b>Şekil 7.</b> Nano-öbekler ve nanometrik doldurucuların bir karışımını içeren nanokompozite ait şematik bir diyagram (Sakaguchi ve ark., 2019).....	15
<b>Şekil 8.</b> Farklı mikrosertlik belirleme yöntemlerinin uç yapıları (Anusavice, 2021) ....	36
<b>Şekil 9.</b> PowerFill kompozit rezin (Ivoclar) .....	39
<b>Şekil 10.</b> PowerFlow kompozit rezin (Ivoclar).....	41
<b>Şekil 11.</b> Omnichroma Flow Bulk kompozit rezin (Tokuyama) .....	42
<b>Şekil 12.</b> Bluephase PowerCure LED ışık cihazı (Ivoclar).....	42
<b>Şekil 13.</b> FTIR-ATR cihazı (Perkin Elmer Spectrum Two, Waltham, ABD) .....	43
<b>Şekil 14.</b> Vickers mikrosertlik cihazı (HMV-2, Microhardness Tester, Shimadzu, Japonya) .....	44
<b>Şekil 15.</b> Kompozit rezinlerin kalıplara enjeksiyonu ile örneklerin hazırlanması .....	45
<b>Şekil 16.</b> Kondanse edilebilen kompozit rezin örneklerinin hazırlanışı .....	45
<b>Şekil 17.</b> Radyometre (Bluephase Meter, Ivoclar, Lichtenstein) ile LED ışık cihazının ışınım şiddetinin ölçümü .....	46
<b>Şekil 18.</b> Kompozit rezin örneklerin polimerize edilmesi .....	47
<b>Şekil 19.</b> Çalışmada kullanılan kompozit rezin örnekler .....	47
<b>Şekil 20.</b> Kompozit rezin örneklerin FTIR ile spektral ölçümlerinin alınması .....	48
<b>Şekil 21.</b> Örneklerin hazırlığı için kullanılan cilalama diskleri (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD).....	49
<b>Şekil 22.</b> Kompozit rezin örneklerde intendantör uç ile çentik oluşturulması.....	50

<b>Şekil 23.</b> Kompozit örneğin büyütme altında Vickers mikrosertlik değerinin hesaplanması .....	51
<b>Şekil 24.</b> PowerFill kompozit rezininin farklı sürelerde polimerizasyonu sonucunda elde edilen üst ve alt yüzey mikrosertlik ölçüm görüntüleri. ....	63
<b>Şekil 25.</b> PowerFlow kompozit rezininin farklı sürelerde polimerizasyonu sonucunda elde edilen üst ve alt yüzey mikrosertlik ölçüm görüntüleri. ....	64
<b>Şekil 26.</b> Omnichroma Flow Bulk kompozit rezininin farklı sürelerde polimerizasyonu sonucunda elde edilen üst ve alt yüzey mikrosertlik ölçüm görüntüleri. ....	64



## TABLULAR LİSTESİ

<b>Tablo 1.</b> Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin içerikleri, üretici firmaları ve lot numaraları .....	40
<b>Tablo 2.</b> Kompozit Resin Gruplarının Mikrosertlik Oranları (HR) ve standart sapma değerleri (SS). Sütunlardaki aynı üst bilgi harfler istatistiksel olarak gruplar arasında fark olmadığını göstermektedir. Aynı süreler için aralarında fark olmayan gruplar okla belirtilmiştir.....	65



## GRAFİKLER LİSTESİ

- Grafik 1.** PowerFill kompozit rezininin polimerizasyon öncesi ve Bluephase PowerCure LED ışık cihazı ile 3 farklı ışık uygulama süresinde polimerize edilmesi sonrası oluşan FTIR/ATR spektrumları.....53
- Grafik 2.** PowerFlow kompozit rezininin polimerizasyon öncesi ve Bluephase PowerCure LED ışık cihazı ile 3 farklı ışık uygulama süresinde polimerize edilmesi sonrası oluşan FTIR/ATR spektrumları.....54
- Grafik 3.** Omnichroma Flow Bulk kompozit rezininin polimerizasyon öncesi ve Bluephase PowerCure LED ışık cihazı ile 3 farklı ışık uygulama süresinde polimerize edilmesi sonrası oluşan FTIR/ATR spektrumları.....54
- Grafik 4.** Kompozit Rezinlerin Üst Yüzeyden Ölçülen Dönüşüm Derecelerinin Grafikselleştirilmesi. Sütunların üzerindeki farklı harfler, istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları göstermektedir ( $p<0.05$ ).....55
- Grafik 5.** Kompozit Rezinlerin Alt Yüzeyden Ölçülen Dönüşüm Derecelerinin Grafikselleştirilmesi. Sütunların üzerindeki farklı harfler, istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları göstermektedir ( $p<0.05$ ).....57
- Grafik 6.** Kompozit Rezinlerin Üst Yüzeyden Ölçülen Mikrosertlik Değerlerinin Grafikselleştirilmesi. Aynı renkteki sütunların üzerindeki farklı harfler, aynı materyalin farklı sürelerdeki istatistiksel olarak anlamlı farklılıklarını göstermektedir ( $p<0.05$ )...59
- Grafik 7.** Kompozit Rezinlerin Alt Yüzeyden Ölçülen Mikrosertlik Değerlerinin Grafikselleştirilmesi. Aynı renkteki sütunların üzerindeki farklı harfler, aynı materyalin farklı sürelerdeki istatistiksel olarak anlamlı farklılıklarını göstermektedir ( $p<0.05$ ). ...60
- Grafik 8.** Kompozit Rezinlerin üst ve alt Yüzeylerinden Ölçülen Mikrosertlik Değerlerinin Beraberce Grafikselleştirilmesi. Aralarında istatistiksel fark olan gruplar p değerleri ile grafikte işaretlenmiştir.....62

## KISALTMALAR LİSTESİ

LED: Işık Yayan Diyot

CQ: Kamforokinon

Nm: Nanometre

RAFT: Geri Dönüşümlü Ekleme-Fragmentasyon Zincir Transferi

AFCT:  $\beta$ -allyl sulfone bileşeni

Bis-GMA: Bisfenolglisidil Metakrilat

UDMA: Üretan Dimetakrilat

MMA: Metil Metakrilat

EDMA: Etilen Glikol Dimetakrilat

TEGDMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat

DMAPE: 4-n, n- demetilamino-fenil-etanol

TPO: Fosfin oksit

PPD: Fenilpropanedion

UV: Ultraviyole

MPTS: 3-Metakriloksi Propil Trimetoksi Silan

$\mu$ m: Mikrometre

Mm: Milimetre

AFM: İlave Fragmentasyon Monomerleri

J: Joule

mW: Miliwatt

Sn: Saniye

Gr: Gram

$^{\circ}$ C: Santigrat derece

Rpm: Dakikadaki devir sayısı

QTH: Kuartz Tungsten Halojen

PAC: Plazma Ark

LCU: Işık polimerizasyon cihazı

DC: Dönüşüm Derecesi

FTIR: Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi

ATR: Attenuated Total Reflection

VHN: Vickers Sertlik Number

HR: Mikrosertlik oranı

## 1. GİRİŞ

Son yıllarda kompozit rezinlerin fiziksel, adeziv ve estetik özelliklerinde kaydedilen ilerlemeler, bu malzemeleri direkt restorasyonlar için en yaygın tercih edilen materyaller haline getirmiştir (Ferracane, 2011). Ağız ve diş sağlığı merkezlerinde çalışan diş hekimlerinin, mesailerinin önemli bir bölümünü ışıkla polimerize edilen direkt restorasyonlara ayırdığı belirtilmiştir (Kopperud ve ark., 2017). Bu doğrultuda, klinisyenler genellikle hızlı sertleşen materyaller ve daha az uygulama adımı içeren teknikler arayarak toplam işlem süresini ve maliyetleri azaltmayı amaçlamaktadır. Restoratif işlemlerin süresini kısaltma eğilimi, dental endüstride daha hızlı polimerizasyon sağlayan restoratif tekniklerin geliştirilmesi yönünde rekabeti artırmıştır. Ancak bu gelişmeler, diş hekimlerinin yeni materyal ve ekipmanlara dair bilgi düzeylerini artırmalarını ve güvenli klinik uygulamalar konusunda bilinçlenmelerini zorunlu kılmaktadır (Cadenaro ve ark., 2019; Demarco ve ark., 2012).

LED ışık cihazları, diş hekimliğinde kompozit rezinlerin polimerizasyonunu sağlamak için kullanılan ışık yayan diyot (Light-Emitting Diode-LED) teknolojisine dayanan polimerizasyon cihazlarıdır. Halojen, plazma ark ve lazer ışık kaynaklarına kıyasla daha verimli, uzun ömürlü ve enerji tasarruflu olmaları nedeniyle günümüzde yaygın olarak tercih edilmektedir. Geniş spektrumlu (400–500 nm) ve çok dalga boylu (multi-wave) üçüncü nesil LED ışık cihazları, kompozit rezinlerde yaygın olarak kullanılan tüm fotobaşlatıcıları etkin bir şekilde aktive edebilme kapasitesine sahiptir. Bu sayede, restorasyonların daha homojen polimerizasyonu, daha iyi mekanik dayanıklılık ve uzun süreli klinik başarısı sağlanmaktadır (Rueggeberg ve ark., 2017). Çoğu ticari kompozit rezinde, bir Tip II foto-başlatıcı olan kamforokinon (CQ) ve ko-başlatıcı olarak üçüncül amin bileşimi kullanılmaktadır (Lima ve ark., 2019). Fotobaşlatıcı sistem, foton absorbe ettikten hemen sonra serbest radikal polimerizasyon sürecini başlatmaktadır. Ancak önceki araştırmalar, metakrilat bazlı kompozit rezinlerin tamamlanmamış çapraz bağlanma gösterdiğini ve matris içerisinde dönüştürülmemiş çift bağlar (C=C) bırakarak yaklaşık %10 oranında serbest monomer içerebileceğini ortaya koymuştur. Bu durum, kompozit rezinin fiziksel stabilitesini olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Ferracane, 2006).

Polimer ağ yapısının stabilitesini artırmak amacıyla radikal polimerizasyon mekanizması üzerinde kontrol sağlanması önerilmiş ve adım-adım ilerleyen bir polimerizasyon mekanizmasının uygulanmasıyla daha homojen ve dayanıklı bir polimer açı elde edilebileceği belirtilmiştir. Kompozit rezinlerin yapısına  $\beta$ -allyl sulfone bileşenin eklenmesi, geri dđnüşümlü ekleme-fragmentasyon zincir transferi (AFCT) polimerizasyon mekanizmasının sağlanmasına olanak tanımaktadır (Algamaiah ve ark., 2020). Yapılan araştırmalar, AFCT reaktif bileşenin dimetakrilat matrise entegre edilmesiyle polimerizasyon sırasında ağ yapısının daha homojen hale geldiğini ve fiziksel özelliklerin iyileştiğini göstermektedir (Gorsche ve ark., 2014; Ilie ve Watts, 2020). Bu tür bir modifikasyon, PowerFill (Ivoclar) ve PowerFlow (Ivoclar) kompozit rezinlerinin bir bileşeni olarak geliştirilmiş ve 3 saniyede polimerize olabilecek şekilde tasarlanmıştır. Bu süreç, multi-wave ışık yayan Bluephase PowerCure (Ivoclar) cihazı ile gerçekleştirilmiştir (Algamaiah ve ark., 2020; Hayashi ve ark., 2020; Ilie ve Watts, 2020).

Her ne kadar polimerizasyon süreci kimyasal olarak ilerlese de reaksiyonun bazı kritik parametreleri klinisyenler tarafından yönetilmektedir. Polimerizasyon süresi ve ışık enerjisinin yoğunluğu, fotobaşlatıcıların aktive edilmesi için gerekli enerji miktarını ve dolayısıyla polimerizasyon kalitesi ile hızını belirlemektedir (Aromaa ve Vallittu, 2018; Ferracane, 2011). Yetersiz ışık uygulaması, monomer dđnüşüm oranının düşmesine ve mekanik zayıflıkların ortaya çıkmasına neden olabilir. Bunun sonucunda hacimsel kırılmalar, marjinal bozulmalar ve sekonder çürükler gibi restoratif başarısızlıklara yol açabilmektedir (Besegato ve ark., 2019). Ancak hızlı ve yüksek yoğunluklu ışık ile polimerizasyon protokolünün etkileri henüz tam anlamıyla araştırılmamıştır. Burada, 3 saniyelik PowerCure protokolünün başka bir markaya ait bulkfill bir kompozit rezinle uygulanıp uygulanamayacağı veya PowerFill ve PowerFlow kompozit rezinlerinin geleneksel 20 saniyelik ışık polimerizasyon protokolü ile polimerize edilip edilemeyeceği gibi sorular ortaya çıkmaktadır. Bu potansiyel klinik senaryolar, restorasyonun uzun vadeli başarısını etkileyebilecek istenmeyen sonuçlara yol açabileceğinden, laboratuvar bazlı araştırmalara olan ihtiyaç oldukça önemlidir. Diş hekim, kompozit rezinin yalnızca yüzey tabakasını gözlemleyebildiğinden, materyalin yüzeyde sert ve tamamen polimerize olduğu izlenimi edinilebilir. Ancak, yüzeyin altında kalan katmanların yetersiz polimerizasyon nedeniyle tam sertleşmemiş olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır (Garoushi ve ark., 2021).

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 Kompozit Rezinler

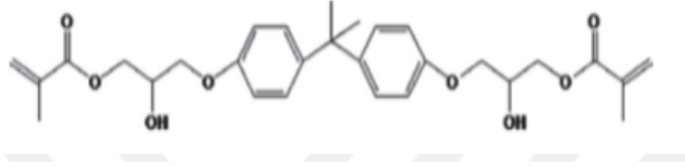
Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler, direkt yöntemle yapılan diş restorasyonlarında en popüler dolgu malzemesi haline gelmiş olup, amalgam restorasyonlar, doğal diş görünümüyle uyumsuz bir estetik, potansiyel toksisite ve çevresel kirlilik gibi olumsuz etkiler nedeniyle klinik kullanımdan giderek çıkarılmaktadır. Kompozit rezinlerin üstün mekanik ve estetik özellikleri, günlük çiğneme fonksiyonlarını ve diş rengi açısından estetik beklentileri karşılamalarını sağlamaktadır. Ayrıca, uygun adeziv sistemlerle birlikte kullanıldıklarında, diş dokularına güçlü bir şekilde bağlanabilirler ve bu süreç, diş kavitesinin geniş bir şekilde prepare edilmesini gerektirmez. Bu durum, amalgam kullanımında yaygın olarak görülen sağlıklı diş dokularının aşırı oranda uzaklaştırılma gerekliliğini ortadan kaldırır. Bu avantajlar sayesinde kompozit rezinler hem bilimsel araştırmalarda hem de klinik uygulamalarda büyük ilgi görmektedir (“Composite Resin Versus Amalgam for Dental Restorations”, 2018).

Kompozit rezinlerin temel bileşenleri rezin matrisi (%20-30 ağırlık), doldurucu materyaller (%70-80 ağırlık) ve katalizör ile başlatıcıdan oluşmaktadır. Polimerizasyon sonrasında, rezin matrisi ve doldurucu materyalleri kapsayan üç boyutlu bir ağ yapısı oluştururlar. Doldurucu materyallerin stabilitesi ve mekanik özellikleri, nihai kompozit rezinin özelliklerinin sağlanması için kritik önem taşır (Liu ve ark., 2021).

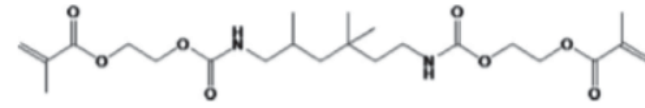
#### 2.1.1 Organik Matris

Kompozit rezinin kimyasal olarak aktif bileşeni olan organik faz, içerdiği monomerler sayesinde rezin sisteminin temel yapısını oluşturur. Günümüzde en yaygın kullanılan monomerler, Bisfenol-A ile Glisidilmetakrilat reaksiyonu sonucu elde edilen Bisfenolglisidil metakrilat (Bis-GMA) ve Üretan dimetakrilat (UDMA) olarak öne çıkar. Bis-GMA ve UDMA monomerleri, yüksek moleküler ağırlıkları nedeniyle oldukça viskoz bileşenlerdir (Noort ve Barbour, 2015) (Şekil 1 ve 2). Bu monomerlerin az miktarda eklenmesi bile klinik uygulamalarda son derece viskoz bir kompozit rezin oluşturur. Bu sorunu aşmak için, viskoziteyi kontrol eden düşük viskoziteli monomerlerin eklenmesi gerekir. Bu amaçla metil metakrilat (MMA), etilen glikol dimetakrilat (EDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi monomerler kullanılmaktadır;

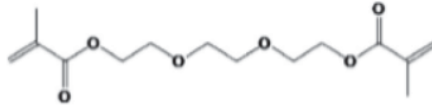
bunlar arasında en yaygın tercih edilen ise TEGDMA'dır (Şekil 3). (Szczenio-Wlodarczyk ve ark., 2022).



Şekil 1. Bis-GMA molekülünün yapısı (Sakaguchi ve ark., 2019)



Şekil 2. UDMA molekülünün yapısı (Sakaguchi ve ark., 2019)



Şekil 3. TEGDMA molekülünün yapısı (Sakaguchi ve ark., 2019)

Rezin matris, polimerizasyon sürecini başlatmak amacıyla, polimerizasyon başlatıcıları (inisyatörler) ve hızlandırıcı (akseleratör) sistemler içermektedir. Bu bileşenler, uygulanan reaksiyon türüne göre kimyasal polimerizasyon, görünür ışıkla başlatılan fotopolimerizasyon veya hem kimyasal hem de ışıkla etkinleştirilen polimerizasyon yöntemleriyle işlem görebilir (Bordina ve ark., 2022).

Kimyasal olarak polimerizasyonu başlatılan kompozit rezinlerde, polimerizasyon başlatıcısı olarak dibenzolperoksit ve hızlandırıcı olarak aromatik tersiyer amin sınıfından n,n-dihidroksietil-p-toluidin kullanılır. Buna karşılık, görünür ışıkla polimerize edilen kompozit rezinlerde, 450-500 nm dalga boyundaki ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatan alfa-diketon (örneğin, kamforokinon- CQ) başlatıcı işlevi görürken, hızlandırıcı olarak tersiyer alifatik amin türlerinden 4-n, n-dimetilamino-fenil-etanol (DMAPE) tercih edilmektedir (Bordina ve ark., 2022).

Yüksek klinik başarılarına karşın, CQ esaslı fotobaşlatıcı sistemler zamanla rezin esaslı materyallerde sararmaya neden olabilir. Günümüzde, bu renk değişimini en aza indirmek amacıyla, dental materyallerde – özellikle rezin esaslı kompozit rezinlerde

– CQ'nun yerine geçebilecek alternatif fotobaşlatıcı sistemler geliştirilmiştir. Ancak bu alternatif fotobaşlatıcıların, yalnızca başlangıç ve uzun vadeli estetik gereksinimleri karşılması değil, aynı zamanda yeterli mekanik özellikler sunması da beklenir. Sık kullanılan bu fotobaşlatıcılar arasında difenil (2,4,6-trimetilbenzoil) fosfin oksit (TPO), dibenzoil germanyum türevi olan Ivocerin, fenilpropanedion (PPD), monoasilfosfin oksit (MAPO veya Lucirin TPO) ve bisasilfosfin oksit (BAPO veya Irgacure 819) yer almaktadır (De Oliveira ve ark., 2016).

Kompozit rezin malzemelerin uzun raf ömrünü koruyabilmesi için erken polimerizasyonun önlenmesi kritik bir öneme sahiptir. Bu amaçla, genellikle %0,1 veya daha düşük oranlarda hidrokinon gibi inhibitörler formülasyona dahil edilmektedir (Noort ve Barbour, 2015).

Kompozit rezinlerin ultraviyole (UV) ışığa maruz kalmaktan kaynaklanabilecek etkilerden korunması ve böylece renk stabilitesinin sağlanabilmesi için organik matris içerisinde ultraviyole stabilizatörler bulunmaktadır (Kowalska ve ark., 2021).

### **2.1.2 İnorganik Doldurucular**

Doldurucular, kompozit rezinlerinin temel bileşenlerindedir, materyale dayanıklılıklarını verir ve bu malzemelerin toplam ağırlığının yaklaşık %70-80'ini oluşturur (Ülkü ve Ünlü, 2020). Restoratif kompozit rezinlerde gerekli mekanik dayanıklılığın sağlanabilmesi için doldurucu partiküller, şekil, boyut, tip, miktar ve çeşitlilik açısından dikkatle seçilmekte ve inorganik doldurucularla matris arasındaki bağın etkinliği de gözetilmektedir (Kundie ve ark., 2018). Kompozit rezinlerde bulunan doldurucular, termal genleşme katsayısını azaltarak materyalin su emilimini düşürür ve yapının sertliğini artırır. Bu özellikler, malzemenin aşınmaya karşı dayanıklılığını ve elastiklik modülünü yükselterek rezin matrisini daha güçlü hale getirir (Ravi ve ark., 2013). Kompozit rezinlerde doldurucu miktarının artması, organik matris hacmini azaltarak polimerizasyon büzülmesini minimize eder. Ayrıca, inorganik doldurucuların eklenmesi, kompozit rezinin kıvamını artırarak manipülasyonunu kolaylaştırmayı amaçlar (Fidalgo-Pereira ve ark., 2022).

Kompozit rezinlerin inorganik bileşenleri, matris içerisinde dağılan çeşitli boyut ve şekillerdeki doldurucu partiküllerinden oluşmaktadır (Yadav ve ark., 2022). Bu

partiküller arasında kuartz, zirkonyum, baryum, kolloidal silika, çinko, borosilikat cam, baryum alüminyum silikat, lityum alüminyum silikat, stronsiyum ve yitrium cam gibi maddeler bulunmaktadır (Dayangaç, 2011). Restoratif kompozit rezinlerde bulunan çinko, stronsiyum, baryum ve yitrium elementleri, materyale radyoopasite kazandırır. Silika partikülleri ise kompozit rezinin mekanik özelliklerini ve ışık geçirgenliğini iyileştirir. Saf silika, kristal (kristobalit, tridimit, kuvars) ve amorf (silikat cam) olmak üzere iki formda bulunur. Günümüzde kompozit rezinlerde genellikle silikanın amorf formu tercih edilmektedir (Atash ve ark., 2024). Kristal formlarının tercih edilmemesinin nedeni ise daha rijit yapıda olmaları nedeniyle materyallerin bitirme ve cilalama işlemlerini zorlaştırmasıdır (Willems ve ark., 1993).

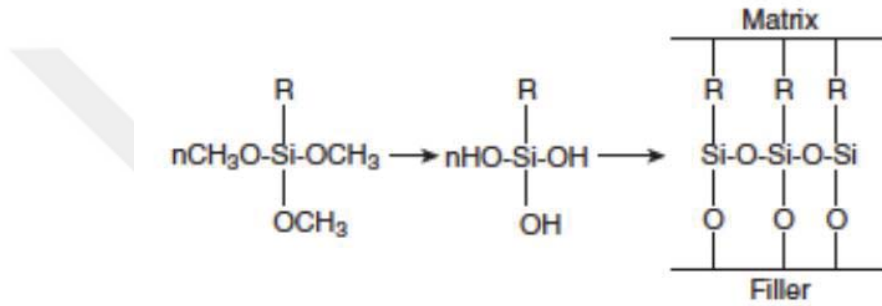
İnorganik doldurucu madde miktarını en üst seviyeye çıkarmak amacıyla parçacık boyut dağılımı stratejisi kullanılır. Büyük partiküllerin yanına daha küçük partiküllerin eklenmesi, doldurucu yüklemesinin artırılmasını sağlar. Ayrıca, küçük partiküllerin dahil edilmesiyle birlikte estetik özelliklerin iyileştirilmesi de mümkündür (Anusavice, 2021). Ayrıca, partikül boyutları, kompozit rezinlerin bitirme ve cilalama işlemleri sonrasındaki yüzey pürüzlülük düzeyini belirlemede önemli bir rol oynamaktadır (Nair ve ark., 2016).

Farklı doldurucu geometrileri, doldurucu partiküller arasındaki ara yüzey bölgesinde bulunan rezin matrisinin miktarını etkileyen çeşitli yüzey alanları sunar. Küresel şekilli doldurucu içeren kompozit rezinlerin, doldurucu miktarının artırılabilmesi ve mekanik yüklerin partiküllerin yüzeylerinde yoğunlaşma eğilimi göstermesi nedeniyle kırılma dayanımını iyileştirme gibi birçok avantaj sağladığı bilinmektedir. Öte yandan, düzensiz şekilli doldurucular, partiküllerin açılı olduğu bölgelerde stres birikimine yol açmaktadır (Agrawal ve ark., 2020; Satterthwaite ve ark., 2012).

### **2.1.3 Ara Faz**

Kompozit rezinlerin yapısında yer alan organik matris ve inorganik doldurucular arasındaki güçlü bağlanma, materyalin klinik açıdan başarılı olması için temel bir faktördür (Konakanchi ve ark., 2017). Bu bağlanma genellikle silan adı verilen organo-silikon bileşiği ile sağlanır (Şekil 4). Kompozit rezin üretimi sırasında, inorganik doldurucular, 3-Metakriloksi Propil Trimetoksi Silan (MPTS) ile kaplanmaktadır. Çift fonksiyonlu özellik taşıyan bu molekülün bir ucu, hidroksil grupları ile bağlanabilirken;

diğer ucu matris fazındaki monomerlerle çift bağlar yoluyla kopolimerleşme yeteneğine sahiptir. Silanlar, kompozit rezinlerin yapısında önemli bir işlev üstlenir; organik matris ile inorganik doldurucular arasında köprü oluşturarak bu iki yapı arasında güçlü bir bağlanma sağlar. Bu bağ, kompozit rezinin mekanik özelliklerini geliştirir ve ağız ortamında kullanılan rezinlerde cilalama sonrasında veya aşınma süreçlerinde doldurucuların matristen ayrılma riskini azaltır (Matinlinna ve ark., 2018). Ayrıca, polimer matris ve doldurucular arasında stresin dengeli bir şekilde dağıtılmasına katkıda bulunarak arayüz işlevi görür. Silanların hidrofobik özellikleri de kompozit rezinlerin su emilimini sınırlayarak malzemenin dayanıklılığını artırır (Burgess ve ark., 2002).



**Şekil 4.** Silan molekülünün hidroksil grupları ile polimer arasında oluşan bağın yapısal etkileşimi (Sakaguchi ve ark., 2019).

## 2.2 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler, inorganik doldurucu partiküllerin boyutu, bu partiküllerin ağırlık veya hacim oranları, polimer matrisine eklenme yöntemleri, polimerizasyon süreçleri ve viskoziteleri gibi çeşitli özelliklere göre sınıflandırılabilir. Bununla birlikte, hızla gelişim gösteren bu materyaller için evrensel bir sınıflandırma sisteminin mevcut olmadığını belirtmek gerekir.

### 2.2.1 Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

Kompozit rezinler, polimerizasyon yöntemlerine bağlı olarak üç ana grupta sınıflandırılabilir: kimyasal olarak polimerize olanlar, ışıkla polimerize olanlar ve hem

kimyasal hem de ışıkla polimerizasyon sağlayan (dual-cure) kompozit rezinler (Bordina ve ark., 2022).

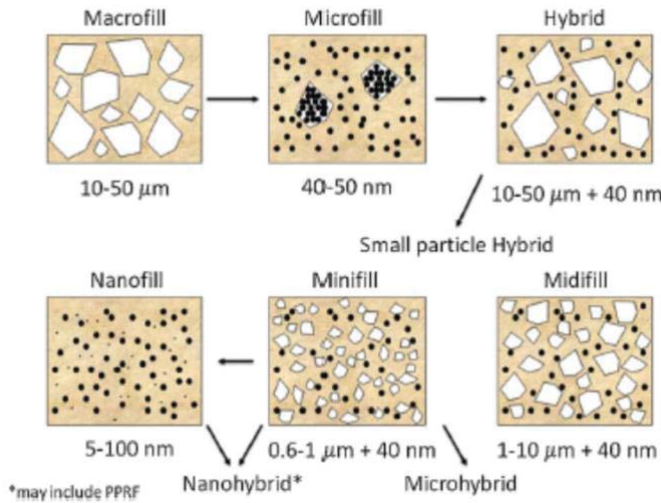
İlk üretilen kompozit rezinler, kimyasal yolla polimerleşerek sertleşen materyaller olup, "kendiliğinden sertleşen," "otomatik sertleşen" ya da "kimyasal olarak sertleşen" kompozit rezinler olarak adlandırılmaktadır. Bu materyaller, genellikle benzoil peroksit gibi bir başlatıcı ile tersiyer amin gibi bir aktivatör içeren iki farklı patın bir araya getirilip karıştırılmasıyla uygulanmaktadır. Ancak, bu materyallerin içerdiği tersiyer aminler, sınırlı kullanım ömrüne sahip olup zamanla sarı ya da turuncu renge dönüşme eğilimi göstermektedir. Bu nedenle, renk stabilitesi açısından dayanıksız özellik gösterirler. Bu kompozit rezinlerin ömrünü uzatmak amacıyla, soğuk bir ortamda muhafaza edilmeleri önerilmektedir (Noort ve Barbour, 2015).

Kompozit rezinler, ışık ile polimerize olma özelliklerine göre ultraviyole ve görünür ışıkla aktive edilen türlere ayrılabilir. Ancak ultraviyole ışık kaynaklarının güvenilirliğinin düşük olması ve hem hasta hem de hekim açısından potansiyel kanserojen etkilerinin bulunması nedeniyle, günümüzde bu tür ışık kaynaklarının yerine görünür ışık kaynakları tercih edilmektedir. Tek pat şeklinde ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerin yapısında, başlatıcı olarak diketonlar ve aktivatör olarak aminler bulunur. Bu malzemeler, 400-470 nm dalga boyundaki mavi görünür ışıkla aktive olan fotobaşlatıcılar içerir. Fotobaşlatıcılar arasında en yaygın kullanılan, diketon yapıda olan ve uzun dalga boylu, yüksek yoğunluklu ışık altında hızla serbest radikal oluşturan kamforokinondur. Görünür ışıkla sertleşen kompozit rezinlerin en belirgin avantajı, hekimin işlem süresini kontrol edebilmesi ve materyalin uzun süreli renk stabilitesidir (Nicholson, 2020).

Diğer bir kompozit rezin türü hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan (dual-cure) kompozit rezinlerdir. Bu materyaller genellikle yapıştırıcı siman veya kor materyalleri olarak tercih edilmektedir. Bu rezinlerde, belirli bir dalga boyundaki görünür ışık ile başlatılan polimerizasyon reaksiyonu, ışık kaynağı devreden çıktığında bile yavaşça devam etmektedir (Ritter ve ark., 2018).

## 2.2.2 Kompozit Resinlerin Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması

Günümüzde yaygın olarak kabul gören sınıflandırma, inorganik doldurucu partiküllerin boyutu ve miktarını temel almaktadır (Lang ve Wang, 1992; Randolph ve ark., 2016). Bu yaklaşıma göre kompozit rezinler, partikül boyutlarına bağlı olarak megafil, makrofil, midifil, minifil, mikrofil, nanofil ve hibrit kompozitler olarak gruplandırılmaktadır (Dayangaç, 2011). Son yıllarda nanoteknolojinin diş hekimliği alanındaki uygulamaları sayesinde, kompozit materyaller hibrit, mikrohibrit, nanofil ve nanohibrit olmak üzere daha ayrıntılı alt kategorilere de ayrılmıştır (Dayangaç, 2011) (Şekil 5).



Şekil 5. Kompozit resinlerin doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflandırılması (Ferracane, 2011)

### 2.2.2.1 Megafil Kompozit Resinler

Megafil kompozit resinlerde inorganik doldurucu partiküllerin boyutları genellikle 50-100 µm aralığında değişmektedir. Ayrıca, oklüzal temas yüzeyleri veya yoğun aşınmaya maruz kalan bölgelerde kullanılmak üzere önerilen ve "insert" olarak adlandırılan cam partiküller (0.5-2 µm), mega doldurucu partiküller kategorisinde değerlendirilmektedir (Çelik, 2017).

### **2.2.2.2 Makrofil Kompozit Rezinler**

Makrofil kompozit rezinler, geleneksel olarak ortalama 5 ila 25µm büyüklüğünde partiküller içeren malzemelerdir. Bu grup materyallerde doldurucu oranı ağırlıkça yaklaşık %75-80 arasındadır. Doldurucu partiküllerin büyük boyutu ve yüksek sertlikleri nedeniyle yüzeyde daha az cilalanabilen bir tabaka oluşur. Rezin matris yapısı daha düşük sertlikte olduğu için yüzeydeki pürüzlülük artar ve malzeme daha hızlı aşınmaya eğilimlidir. Oklüzal temas yüzeylerindeki pürüzlülük, renk değişimleri ve aşınma, bu materyallerde diğer kompozit rezin türlerine kıyasla daha hızlı plak birikimine yol açmaktadır (Garg ve Garg, 2010).

### **2.2.2.3 Midifil Kompozit Rezinler**

İnorganik doldurucu partikül boyutları 1-10 µm arasında değişen kompozit rezinlerdir. Bu kompozit rezinler makrofillerin dezavantajlarını en aza indirmek amacıyla geliştirilmişlerdir. Bu materyaller, cilalanabilirlik açısından makrofil kompozit rezinlere kıyasla daha üstün özellikler göstermelerine rağmen, fiziksel dayanıklılıklarının yetersizliği nedeniyle klinik uygulamalarda sınırlı bir kullanım alanına sahiptir (Cangul ve Adiguzel, 2017).

### **2.2.2.4 Minifil Kompozit Rezinler**

İnorganik doldurucu partiküllerin boyutları 0.1-1 µm arasında değişmekte olup, bu partiküllerin miktarı makrofil kompozit rezinlere kıyasla daha fazladır. Küçük boyutlu ve yoğun dağılım gösteren bu partiküller, makrofil kompozit rezinlere oranla daha pürüzsüz bir yüzey elde edilmesine olanak tanır. Ayrıca, bu materyallerde aşınma direnci artırılmış olup, kompozit rezine radyoopak özellik kazandırılmıştır (Cangul ve Adiguzel, 2017).

### **2.2.2.5 Mikrofil Kompozit Rezinler**

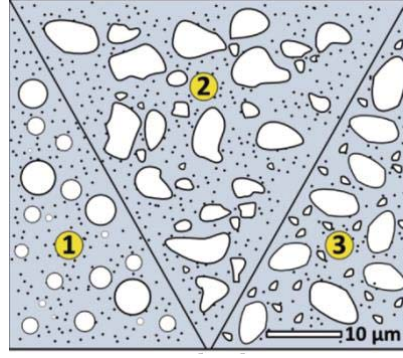
1980'lerde geliştirilen mikrofil kompozit rezinlerde, inorganik doldurucu parçacık boyutları 0,04-0,1 µm arasında olup, ağırlık oranı açısından %35-50 oranında doldurucu içermektedir (Schwartz ve ark., 1996). Doldurucu partikül boyutunun küçük

olması, yüksek cilalanabilirlik sağlayarak plak birikimini azaltmakta, renklenme oluşumunu engellemekte ve estetik beklentileri karşılayan restorasyonların yapılmasına olanak tanımaktadır (Freedman, 2012). Elastiklik modülü ve çekme dayanımı düşük olan mikrofil kompozit rezinlerin, düşük doldurucu oranları nedeniyle bazı fiziksel özellikleri daha zayıftır. Dezavantajları arasında yüksek su emilimleri, düşük renk stabiliteyi, aşınmaya karşı düşük dirençleri, yüksek termal genleşme katsayıları gibi unsurlar yer almaktadır (Garg ve Garg, 2010).

### **2.2.2.6 Hibrit Kompozit Rezinler**

Farklı boyutlardaki doldurucu partikülleri bir araya getiren iki farklı kompozit rezin karışımı, hibrit kompozit rezinler olarak adlandırılmaktadır. Bu materyaller, her iki materyalin özelliklerini bünyesinde barındırmakla birlikte, hibrit türünün tanımlanmasında, karışımdaki oranı en yüksek olan partikül boyutuna referans verilir. Mikro partiküller diğer partiküllere göre daha yüksek bir orana sahipse, bu kompozitler mikrohibrit; nano partiküller ağırlıklı ise nanohibrit olarak adlandırılmaktadır (Dayangaç, 2011).

Hibrit kompozit rezinlerde, koloidal silika ve ağır metaller içeren cam partikülleri harmanlanarak inorganik doldurucu olarak organik matrise entegre edilmiştir. Bu yapısal düzenleme, doldurucu partiküllerin ağırlıkça yaklaşık %10-20'sinin koloidal silikadan oluşmasıyla birlikte, toplam doldurucu oranının %75-80 seviyesine ulaşmasını sağlamaktadır. Submikron boyutundaki inorganik doldurucu partiküller (1-3 $\mu$ m), daha büyük partiküller arasına rastgele dağıldığından, bu kompozit rezinlerin yüzeyi pürüzsüz bir yapı sergilemektedir (Dayangaç, 2011)(Şekil 6).



**Şekil 6.** Doldurucu dağılımının mevcut sınıflandırmaya göre şematik tanımı (Randolph ve ark., 2016). Hibrit kompozit rezinleri, mikro ve nanopartiküllerin bir kombinasyonunu içermektedir. Sayılar, küresel (1) veya düzensiz partiküllerle (2) sürekli dağılımları ve mikro partiküllerin bimodal dağılımını (3) göstermektedir.

#### 2.2.2.7 Mikrohibrit Kompozit Rezinler

Mikrohibrit kompozit rezinler, hibrit materyallerin geliştirilmiş bir versiyonudur. İçerdikleri doldurucu yoğunluğuna bağlı olarak, bu kompozit rezinlerin ağırlıkça %77 ila %84, hacimce ise %60 ila %70 oranında doldurucu içerdiği görülür. Bu malzemelerde partikül boyutu ortalama olarak 0,4 ila 0,8µm arasında değişiklik göstermektedir. Küçük partiküllerin eklenmesi, mikrohibrit kompozit rezinlerin cilalanma ve uygulanma süreçlerini hibrit materyallere göre daha başarılı hale getirir. Yüksek doldurucu içeriği sayesinde mikrohibrit kompozit rezinler, mikrofillere kıyasla üstün fiziksel özellikler ve aşınma direnci sunmaktadır (Sakaguchi ve ark., 2018).

#### 2.2.2.8 Nanokompozitler

Son yıllarda, kompozit rezinlerin tasarımı ve üretiminde nanoteknolojinin kullanılması, bu malzemelerin özelliklerini büyük ölçüde geliştirmiştir (Sakaguchi ve ark., 2019). Nano boyutlu inorganik doldurucu maddeleri içeren kompozit rezinler, nanokompozitler olarak adlandırılmaktadır. Nanokompozitlerde bulunan inorganik doldurucu partiküllerinin küçük boyutları, yaklaşık %90-95 oranında yüksek doldurucu içeriği sağlama potansiyeline sahiptir. Kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesi,

organik matrise bağlıdır. Bu nedenle, nanokompozitlerde polimerizasyon büzülmesinin azaltılması, doldurucu madde miktarının artırılması ve buna bağlı olarak rezin miktarının düşürülmesiyle mümkün olmaktadır (Fidalgo-Pereira ve ark., 2022; Kumar ve Krishnamoorti, 2010).

Kompozit rezin teknolojisindeki en son gelişmelerden biri, doldurucuların geliştirilmesinde nanoteknolojinin kullanılması olmuştur. Nanoteknoloji 1 ile 100 nm aralığında (nano-olek) yer alan fonksiyonel malzeme ve yapılarının çeşitli fiziksel ve kimyasal yöntemlerle üretilmesini ifade eder. "Nano" kelimesi, Yunanca kökenli olup, bir nanometrenin bir metrenin milyarda biri ve bir mikrometrenin binde biri olması nedeniyle nanoskopik olekteki yapıları ifade eder (Langer ve Weissleder, 2015). Nanoteknoloji, k uk boyutlarından dolayı yeni özellikler ve işlevler sergileyen yapılar oluşturmak için cihazlar ve sistemler gerektirir. Bu bağlamda, atomik ve/veya moleküler düzeyde yapıların kontrol edilmesi ve manipüle edilmesi yeteneğini içerir (Ariga, 2020).

Gerçek nanokompozitlerin tüm doldurucu partiküllerinin nanometre boyutunda olması gerekmesine rağmen, nanoteknoloji terimi bazen abartılı bir Şekilde kullanılmakta ve yanlış bir biçimde materyalleri tanımlamak için kullanılabilir (Sakaguchi ve ark., 2019). Günümüze kadar, dental kompozit rezinlerde en yaygın kullanılan nanomalzemeler, oksit nanopartiküller olmuştur. H lihazırda, nanopartikül içeren iki farklı kompozit rezin türü bulunmaktadır:

1. **Nanodoldurucu içerenler:** Bu kompozit rezinler, rezin matrisi içerisinde nanometre boyutundaki partiküller (1-100 nm) içerir ve daha büyük başka doldurucular bulunmaz (Sakaguchi ve ark., 2019).
2. **Nanohibritler:** Bu tür kompozit rezinler, büyük partiküller (0,4-5 m) ile nanometre boyutunda eklenmiş partiküllerin bir araya gelmesiyle oluşur. Dolayısıyla, bu materyaller hibrit özellikler taşır ve gerçek nanodoldurucu kompozitler değildirler (Sakaguchi ve ark., 2019).

Başlangıçta estetik kaliteyi artırmak amacıyla tanıtılan nanopartiküller, günümüzde bazı modern malzemelerde nano boyutlu öbekler Şeklinde kullanılmakta ve özellikle dayanıklılığı artırmak üzere mekanik özelliklerin iyileştirilmesi hedeflenmektedir. Görünür işık dalga boyundan daha k uk olan ayrı nano boyutlu doldurucular, işıkla polimerize olan malzemelere ek bir avantaj sağlamaktadır; çünkü bu

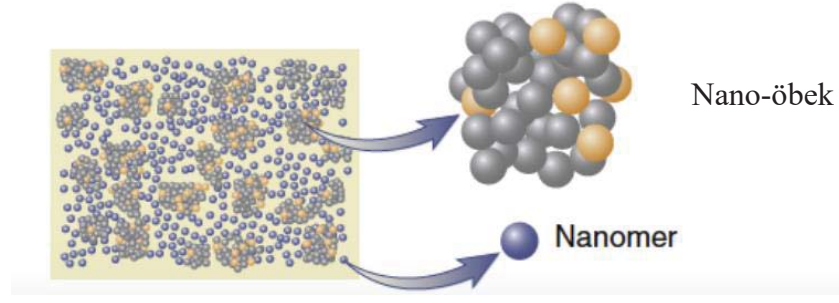
durum, kırılma ve saçılmayı azaltarak polimerize etme derinliğinde belirgin bir iyileşme sunabilir (Randolph ve ark., 2016).

Günümüzde kompozit rezinlerin neredeyse tamamında düşük miktarlarda kolloidal silika bulunur. Bu katkı, partikül boyutlarını mikrofil materyallere benzer hale getirir; ancak, aradaki fark partiküllerin dağılımında gözlemlenir. Mikrofil kompozit rezinlerde, partiküller viskoziteyi artıran üç boyutlu kümeler veya ağlar şeklindedir. Buna karşılık, nanofil kompozit rezinlerde partiküller genellikle ayrıktır ve viskozite üzerinde minimum etkiye sahiptir. Sonuç olarak, nanofil kompozit rezinler, mikrofillerde olduğu gibi optik özellikler sunar ve yüksek cilalanabilirlik sağlar. Ancak üretimdeki farklılıklar sayesinde, viskozitedeki artış azalır, bu da dolgu maddesi içeriğinin hacimce %60'a ve ağırlıkça %78'e kadar yükselmesine olanak tanır (Anusavice, 2021).

#### **2.2.2.8.1 Nanofil Kompozit Rezinler**

Gerçek nanodolduruculu kompozit rezinlerin tüm doldurucu partikülleri nanometre aralığındadır. Nanodoldurucuların dental kompozit rezinlere dahil edilmesinin birkaç amacı bulunmaktadır. İlk olarak, nanometrik partiküllerin boyutları görünür ışık (400-800 nm) aralığının altında olduğu için, yüksek derecede translüent (ışık geçirgen) malzemeler oluşturma fırsatı sunar. Ayrıca, nanopartiküllerin yüzey alanı/hacim oranı oldukça büyüktür. En küçük nanopartiküllerin boyutları, polimer moleküllerine yaklaşacak kadar küçük olduğundan, ana rezin matrisi ile moleküler düzeyde etkileşim oluşturabilirler (Sakaguchi ve ark., 2019).

Bu sınıf kompozit rezinlerin hazırlanma aşamasında iki tür nanopartikül sentezlenmiş ve uygulanmıştır. İlk tür, silika veya zirkonya partiküllerinden oluşan nanometrik partiküllerdir. Bu nanopartiküllerin yüzeyi, kompozit yerleştirildikten sonra polimerize edildiğinde, rezin matrisine bağlanmalarını sağlayan silan bağlayıcı ajanlarla işlem görmüştür. Ancak, yalnızca nanometrik partiküller kullanılarak yüksek doldurucu oranına sahip kompozit rezinler üretildiğinde, reolojik özellikler oldukça zayıf olmaktadır. Bu dezavantajı gidermek için, bir üretici tarafından "nano-öbek" adı verilen ikinci bir nanopartikül türü tasarlanmıştır. Nano-öbekler, kontrollü bir partikül boyutu dağılımı oluşturmak amacıyla nanometrik oksitlerin hafif sinterlenmesiyle üretilmiştir. Nano-öbeklerin hazırlanmasında kullanılan nanomerlerin birincil partikül boyutu 5 ile 75 nm arasında değişmektedir (Sakaguchi ve ark., 2019).



**Şekil 7.** Nano-öbekler ve nanometrik doldurucuların bir karışımını içeren nanokompozite ait şematik bir diyagram (Sakaguchi ve ark., 2019).

Nanofil kompozit rezinin benzersizliği, mikrohibrit bir kompozit rezinin mekanik dayanımına sahip olmasının yanı sıra, kullanım sırasında mikrofil materyaller gibi yüzey pürüzsüzlüğünü koruyabilmesidir. Birçok restoratif malzemenin başlangıçtaki parlaklığı oldukça iyi olmasına rağmen; hibrit kompozit rezinlerde (mikrohibritler, nanohibritler) daha büyük doldurucuların kopması parlaklık kaybına neden olmaktadır. Buna karşın, nanofil kompozit rezinlerde nano-öbekler, aşınma sırasında çevredeki matrise benzer bir hızda kayarak restorasyonun uzun süreli parlaklık koruması için daha pürüzsüz bir yüzey sağlamasına olanak tanır (Sakaguchi ve ark., 2019).

Nanodoldurucular, optik özellikler açısından da avantajlar sunmaktadır. Genel olarak, pigment içermeyen dental kompozit rezinlerde düşük görsel opaklık sağlanması arzu edilir. Bu durum, geniş bir renk ve opaklık yelpazesi oluşturulmasına olanak tanıyarak, klinisyenin yüksek estetik özelliklere sahip bir restorasyon tasarlamasını mümkün kılar (Sakaguchi ve ark., 2019).

Düşük opaklığa sahip bir nanokompozit üretme yeteneği, çok tabakalı restorasyonlarda insizal kenar veya son tabaka için gereken oldukça translüsent tonlardan, mine, gövde ve dentin tonlarında istenen daha opak tonlara kadar geniş bir renk ve opaklık seçeneği sunulmasını mümkün kılar. Bu durum, klinisyene estetik gereksinimlere bağlı olarak tek tonlu bir seçenek veya çok katmanlı bir teknik seçme esnekliği sağlar. Bu malzemenin klinik kullanım sonrasında 3 ve 5 yıllık aşınma direnci, doğal insan minesine benzer bulunmuştur (Sakaguchi ve ark., 2019).

### **2.2.2.8.2 Nanohibrit Kompozit Rezinler**

Doldurucu maddelerin etkisi, kompozit rezinin mikro yapısal özelliklerini iyileştirerek mekanik özelliklerin daha da geliştirilmesini sağlamaktadır. Bazı kompozit rezinler yalnızca mikro veya nano yapılı doldurucularla tasarlanmış olsa da dental kompozitlerdeki en yeni trendler hem mikro hem de nano doldurucuları bir arada kullanarak nanohibrit yapılar olarak tanımlanan sistemler oluşturmaktadır (Elfakhri ve ark., 2022). Nanohibrit kompozit rezinler, mikro yapı içinde mekanik zorlanmaların karmaşık bir şekilde dağıtılması için tasarlanmıştır. Bu durum partiküllerin ayrılmasını ve çatlakların ilerlemesini önlemeyi amaçlamaktadır. Bu özellik, nanohibrit yapıların artırılmış basınç ve eğilme dayanımı değerleriyle desteklenmektedir (Mohamad-Kharib ve ark., 2023; Soares ve ark., 2023).

### **2.2.3 Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması**

#### **2.2.3.1 Kondanse Edilebilen Kompozit Rezinler (Packable Kompozit Rezinler)**

Kondanse edilebilen kompozit rezinler, posterior restorasyonlarda amalgama alternatif olarak yaygın şekilde kullanılan dental kompozit rezinlerdir. 1990'ların sonunda tanıtılan kondanse edilebilen kompozit rezinler, geleneksel materyallere kıyasla daha sert, daha az yapışkan ve klinisyenler için daha kolay uygulanabilir özelliklere sahiptir. Bu materyaller, geleneksel kompozit rezinlere göre daha kolay şekillendirilebilme ve daha iyi operasyonel performans ile karakterize edilir. Kondanse edilebilen kompozit rezinler, bir aletle sıkıştırıldığında veya kuvvet uygulandığında iyi aproksimal temas noktaları oluşturabilir. Ancak, bazı araştırmalar, bu kompozit rezinlerin mekanik veya fiziksel özelliklerinin geleneksel kompozit rezinlerden üstün olmadığını göstermiştir. Kondanse edilebilen kompozit rezinlerin uzun vadeli klinik performanslarına yönelik daha fazla değerlendirme yapılması gerekmektedir (X. Zhou ve ark., 2019).

### 2.2.3.2 Akışkan Kompozit Reziner

Düşük viskoziteye sahip akışkan kompozit reziner, uygulama kolaylığı sağlamakta ve kavite duvarlarına yüksek düzeyde adaptasyon göstermektedir. Geleneksel kompozit rezinerle kıyaslandığında, akışkan kompozit reziner daha yüksek polimerizasyon büzülmesi, daha yüksek aşınma direnci, daha kolay kırılma ve renk değişimine yatkınlık sergilemektedir. Bu özellikler, akışkan kompozit rezinerin düşük oranda inorganik doldurucu içermesinden kaynaklanmaktadır (Gupta ve ark., 2017). Akışkan kompozit reziner, hacimce %37-53 oranında doldurucu partikül içeriğine sahiptir (Gallo ve ark., 2010).

Akışkan kompozit reziner, düşük doldurucu oranları nedeniyle sadece fissür örtücü olarak değil, aynı zamanda farklı diş hekimliği uygulamalarında da tercih edilmektedir. Bu materyaller, kavite tabanında kaide olarak kullanılarak kondanse edilebilir kompozit rezinerin kaviteye adaptasyonunu iyileştirir ve mikrosızıntıyı azaltır (Asadian ve ark., 2021). Düşük elastiklik modülleri sayesinde Sınıf V abfraksiyon kaviterinde restorasyon materyali olarak tercih edilirler ve geleneksel kompozit rezinerin altına bir stres emici tabaka oluşturarak restorasyonun dayanıklılığını artırır (Beauchamp ve ark., 2008; Kubo ve ark., 2010).

Akışkan kompozit reziner günümüzde; dişlerin splintlenmesi, amalgam ve kompozit rezin restorasyonların onarımı, porselen ve kompozit veneerlerin simantasyonu ve ortodontik braketlerin yapıştırılması gibi birçok farklı alanda yaygın olarak kullanılmaktadır (Baroudi ve Rodrigues, 2015).

## 2.3 Kompozit Rezinerde Güncel Gelişmeler

Estetik restorasyonlara yönelik talebin artışı ve 2013 yılında toplamda 128 ülkenin cıva içeren dental amalgam kullanımını kademeli olarak azaltmayı hedefleyen Minamata Sözleşmesi'ne imza atması, diş hekimliği eğitiminde rezin esaslı kompozit rezin uygulama tekniklerinin giderek daha fazla öğretilmesine yol açmıştır. Bu gelişmeler ışığında, kompozit rezinerin posterior dişlerin restorasyonunda kullanımına olan güvenin de artması beklenmektedir (Lynch ve Wilson, 2013; Lynch ve ark., 2010). Rezin esaslı kompozit rezin materyaller, dental amalgama kıyasla birçok avantaja sahiptir. Daha koruyucu bir kavite preparasyonuna olanak tanırken, uygun bir adeziv sistem kullanılarak

uygulanırlar. Yapılan araştırmalar hem Sınıf I hem de Sınıf II kavitelelerin restorasyonunda rezin esaslı kompozit rezin materyallerin uzun süreli kullanımını desteklemektedir (Hickel ve Manhart, 2001; Demarco ve ark., 2012).

Bununla birlikte, posterior kompozit rezin restorasyonlarının uygulanmasında bazı kısıtlamalar bulunmaktadır. Restore edilen dişin düzgün bir şekilde izole edilmesi, izolasyonun işlem süresince korunması ve materyalin tüm tabakalarının yeterli sürede ve güçte bir ışıkla polimerize edilmesi gerektiği unutulmamalıdır. Bu süreçler sırasında, tabakalar arasında boşluklar oluşabilir veya kontaminasyon riski ortaya çıkabilir. Uygulama yeterince dikkatli bir şekilde yapılmazsa, kompozit rezin materyalinde tamamen ya da kısmen polimerize olmamış alanlar bırakabilir. Bu tür hatalar, restorasyonun uzun vadeli başarısızlığına yol açma ihtimalini artırmaktadır (Chesterman ve ark., 2017).

Tabakalama tekniği kullanılarak meydana gelebilecek teknik hataların olasılığını azaltmak ve uygulama sürecinde zaman kazancı sağlamak amacıyla; bazı üreticiler, dental amalgamlar gibi tek bir tabakada uygulanabilen modern ‘Bulk-fill’ kompozit rezin materyalleri geliştirmiştir. Bu yeni nesil kompozit rezin materyaller, özel monomer ve dolgu malzemeleri kullanılarak formüle edilmiş olup, düşük polimerizasyon büzülmesi ile 4-5 mm'ye kadar etkili bir polimerizasyon derinlikleri sunmaktadır (Yap ve ark., 2016; Van Ende ve ark., 2017).

## **2.4 Bulk-Fill Kompozit Reziner**

Kompozit rezinlerin kronolojik gelişimi içinde, bulk-fill kompozit rezinler en yeni gelişmelerden birini temsil etmektedir. Bu materyaller, geleneksel olarak 2 mm'lik tabakalar halinde uygulanan kompozit rezin dolgularının, artık 4 ila 5 mm kalınlığında tek seferde uygulanmasına olanak tanıyarak tedavi süresini önemli ölçüde azaltmak amacıyla geliştirilmiştir (Vianna-de-Pinho ve ark., 2017). Ayrıca, iki tabaka arasında hava boşlukları veya yabancı maddelerin oluşma riskinin de azaldığı belirtilmektedir. Klasik tabakalama (inkremental) tekniği, özellikle geniş hacimli posterior kavitelelerde zaman alıcı ve teknik hassasiyeti yüksek bir yöntem olduğundan, bulk-fill uygulaması alternatif bir yaklaşım olarak ilgi görmektedir. Günümüzde bu konsept yerleşmiş olup, tabakalama tekniğine kıyasla yaklaşık %20 oranında klinikte zaman tasarrufu sağladığı belgelenmiştir (Ilie, 2022).

Gelişmiş translüent özelliklere sahip bulk-fill kompozit rezinler, bu özellikleri sayesinde geleneksel kompozit rezinlere kıyasla daha yüksek polimerizasyon derecesine ulaşabilmektedir. Polimerizasyon derecesindeki artış, bu materyallerin kavitelere daha büyük kütleler halinde yerleştirilmesine olanak tanımaktadır (Abed ve ark., 2015). Bunun yanı sıra, yeterli radyoopasiteye sahip olmaları, yüzey özelliklerinin uygunluğu ve renk uyumunun klinik olarak kabul edilebilir düzeyde olması da bu malzemelerin tercih edilme nedenlerindedir (Aydın ve ark., 2019).

Genel olarak, posterior restorasyonlarda bulk-fill kompozit rezinlerin kullanımı, *in vitro* çalışmalarla değerlendirildiğinde, tüberkül deformasyonunun ve polimerizasyon stresinin azalmasına katkı sağladığı, aynı zamanda kırılma direncini artırdığı tespit edilmiştir (Fugolin ve Pfeifer, 2017).

#### **2.4.1 Bulk-Fill Kompozit Rezinlerin Yapısı**

Bulk-fill kompozit rezinlerin kimyasal yapısı, temel olarak geleneksel kompozit rezinlerle benzerlik göstermektedir. Ancak, daha kalın tabakalarda uygulanabilmesi ve yeterli polimerizasyon derinliğinin sağlanabilmesi için bu materyallerin yapısında belirli farklılaşmalar yapılmıştır (Abed ve ark., 2015). Bu değişikliklerden biri, polimerizasyon stresini azaltarak kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini iyileştirmek amacıyla organik matrise aromatik UDMA ve ilave fragmentasyon monomerleri (AFM) gibi özel monomerlerin eklenmesidir (De Almeida ve ark., 2020).

Bulk-fill kompozit rezin materyallerin rezin matris yapısına, hidroksil grubu içeren serbest Bis-GMA, alifatik üretan dimetakrilat, kısmen aromatik üretan dimetakrilat veya yüksek dallanma gösteren metakrilatlar eklenmiştir (Srivastava ve ark., 2018). Organik matris ve monomer yapısındaki bu modifikasyon, materyalin polimerizasyon büzülmesini %70 oranına kadar azaltmakta ve kompozit rezinin translüent yapısını iyileştirerek, polimerizasyon için gerekli ışığın materyal boyunca daha homojen bir şekilde yayılmasını sağlamaktadır. Bu sayede, polimerizasyon derinliğinde belirgin bir artış elde edilmektedir (Gupta ve ark., 2017).

Bulk-fill kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinlerin monomer yapısında gerçekleştirilen kimyasal farklılaşmalar sonucunda geliştirilmiştir. Üreticiler, Bowen monomeri olarak bilinen (Bis-GMA: 2,2-Bis [4-(2-hydroxy-3-methacryloxypropoxy) phenyl] propane) bileşiğin kimyasal yapısını değiştirerek, düşük viskoziteye sahip yeni bir monomer elde etmişlerdir (Czasch ve Ilie, 2013). Bu

materyallerin geliştirilmiş translüsent özellikleri ve metakrilat rezin matrisine entegre edilen fotoaktif gruplar, polimerizasyon kinetiğinin daha etkili bir şekilde kontrol edilmesine olanak tanımakta ve 4 ile 5 mm' ye kadar "bulk" tekniği ile polimerizasyonun gerçekleştirilmesini sağlamaktadır (Alves ve ark., 2024).

Bulk-fill kompozit rezinlerde, tek tabakada yeterli polimerizasyon sağlanabilmesi amacıyla farklı inorganik doldurucular eklenmiş ve organik yapıda çeşitli kimyasal farklılaşmalar gerçekleştirilmiştir. Organik yapı incelendiğinde, geleneksel kompozit rezinlerden farklı olarak yüksek molekül ağırlıklı monomerlerin (örneğin, Surefil SDR flow; Dentsply Sirona, Konstanz, Almanya) kullanıldığı dikkati çekmektedir. Bulk-fill kompozit rezinlerde kullanılan modifiye edilmiş metakrilat rezinler, polimerizasyon sürecinin geciktirilmesine ve materyalin işlenebilirlik süresinin uzatılmasına olanak sağlamaktadır (Moorthy ve ark., 2012).

Geleneksel kompozit rezinlere kıyasla, bulk-fill kompozit rezinlerin inorganik içeriğinde çeşitli farklılıklar bulunmaktadır. Üretici firmalara bağlı olarak değişiklik göstermekle birlikte, bu materyallerde genellikle ytterbium triflorid (örneğin, Filtek Bulk-fill; 3M ESPE, Seefeld, Almanya/ Tetric EvoCeram Bulk-fill; Ivoclar, Lichtenstein), proakrilat, zirkonyum/silika (Filtek Bulk-fill) baryum camı ve karmaoksit (Tetric EvoCeram Bulk-fill) gibi partiküller yer almaktadır. Bu partiküller, materyalin radyoopasitesini artırarak ışığın daha derin tabakalara ulaşmasını ve polimerizasyon derinliğinin artmasını sağlamaktadır Ayrıca, translüsensiyi artırarak estetik özelliklerde iyileşme sağlamaktadır (Fronza ve ark., 2017). İnorganik doldurucu oranı ise üretici firmalar arasında farklılık göstermektedir (Lazarchik ve ark., 2007; El-Safty ve ark., 2012).

#### **2.4.2 Bulk-fill Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması**

Bulk-fill kompozit rezinler, doldurucu içerikleri ve mekanik özelliklerine göre iki ana gruba ayrılmaktadır (Iwasaki ve ark., 2022):

- Düşük viskoziteli bulk-fill kompozit rezinler (akışkan yapıda olanlar)
- Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinler (kondanse edilebilir yapıda olanlar)

#### **2.4.2.1 Düşük Viskoziteli Bulk-fill Kompozit Rezinler**

Düşük viskoziteye sahip bulk-fill kompozit rezinler, genellikle dar uç açıklıklarına sahip enjektörler aracılığıyla uygulanmakta olup, bu özellikleri sayesinde erişimi zor olan kavitelere ve tabanlarında kullanımı ve adaptasyonu kolaylaştırmaktadır. Bu tür kompozit rezin malzemeler, yüksek elastikiyetleri ve nispeten düşük doldurucu oranları nedeniyle yüzey aşınma direnci bakımından sınırlı performans sergilemektedir. Ayrıca, düşük yüzey sertliği ve yüksek su emilimi özellikleri, posterior bölgede kullanım için bazı kısıtlamalar da yaratmaktadır. Bu nedenle, üretici firmalar, bu materyallerin posterior bölgede yalnızca kaide olarak kullanılmasını ve restorasyonun üstte kalan son 2 mm'lik kısmının geleneksel bir kompozit rezinle mutlaka örtülenmesini önermektedir (Aydın ve ark., 2019).

#### **2.4.2.2 Yüksek Viskoziteli Bulk-fill Kompozit Rezinler**

Yüksek viskoziteye sahip bulk-fill kompozit rezinler, daha yüksek doldurucu içerikleri sayesinde üstün mekanik özellikler sunmaktadır. Bu özellikleri, akışkan bulk-fill kompozit rezinlerden farklı olarak, posterior kavitelere tek başlarına kullanılabilmesine olanak tanır. Tüm restorasyonun herhangi bir ek örtüleme tabakası gerektirmeksizin tek bir uygulamada gerçekleştirilebilmesi, bu malzemelerin gerçek bir bulk-fill olarak değerlendirilmesini sağlamaktadır. Yüksek doldurucu oranı, bu materyallerin viskozitesini artırarak yüzey şekillendirme işlemlerinin daha kolay yapılabilmesine imkân sağlar. Bu grupta yer alan istisnalardan biri, kompozit rezinin hava basınçlı özel bir mikromotor yardımıyla sonik titreşim kullanılarak uygulandığı Sonic Fill (KerrHawe SA, Bioggio, İsviçre) sistemidir. Üretici firma, bu sonik titreşimlerin materyalin viskozitesini %84 oranında düşürdüğünü, böylelikle akışkan bir kıvama benzer bir yapı sağlayarak adaptasyon sürecini kolaylaştırdığını belirtmektedir (Van Ende ve ark., 2017).

Alert Condensable Composite (Pentron; Orange, CA, ABD) ve EverX Posterior (GC, Japonya) gibi kondanse edilebilir bulk-fill kompozit materyaller, doldurucu olarak cam fiberler içermeleri sayesinde özel mekanik özellikler sunmaktadır. Fiber takviyeli bu kompozit rezinler, dentin replasmanı olarak kullanılmak üzere tasarlanmış olup, mine replasmanı amacıyla geleneksel kompozit rezinlerle birlikte kullanılmaktadır. Materyallerin içeriğinde bulunan cam fiberlerin herhangi bir travma

sonucunda dişin çatlaması durumunda, bu çatlağın ilerlemesini önleyici ve durdurucu etkileri olduğu bilinmektedir. Bu tür materyaller esas olarak kuron altı kor yapılarının oluşturulması ve kanal tedavisi sonrasındaki restorasyonları yapmak üzere geliştirilmiştir ve bu nedenle yüksek düzeyde parlaklık elde edilmesi için cilalanmaları gerekmemektedir. Fiber takviyeli kor yapıları kompozit rezinler, diğer bulk-fill materyallere benzer şekilde artırılmış polimerizasyon derinliği sunmalarına rağmen; bileşimleri ve endikasyonları açısından önemli farklılıklar göstermektedir. Ancak, kısa fiber doldurucuların ağız içi ortamda aşınmaya/kopmaya yatkın olmaları nedeniyle, bu materyallerin restorasyonun son 2 mm'lik üst tabakasının geleneksel kompozit rezinlerle örtülenmesi önerilmektedir. Bu yaklaşım, restorasyonun uzun vadeli dayanıklılığını artırmayı amaçlamaktadır (Van Ende ve ark., 2017).

### **2.4.3 Bulk-fill Kompozit Rezinlerin Klinik Performansları**

İdeal bir bulk-fill materyali, minimum düzeyde polimerizasyon büzülmesi, yüzeyden tabana kadar yüksek dönüşüm derecesi, uzun süreli dayanıklılık ve belirtilen 4 ile 5 mm derinliğe sahip tek bir tabakanın yeterli düzeyde polimerizasyonunu sağlayabilme özelliklerine sahip olmalıdır. Üreticiler, bulk-fill kompozit rezin materyallerin performansını artırmak için geliştirme çalışmalarına devam etmekte olup, bu konuda mevcut araştırmalar hâlâ sınırlı düzeydedir (Yap ve ark., 2016).

Menezes ve arkadaşlarının yapmış olduğu sistematik haritalama incelemesinde toplam 26 çalışma dahil edilmiştir. İncelemeye alınan çalışmaların büyük bir kısmı, yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinleri değerlendirmiştir. Yüksek viskoziteli bulk-fill materyallerinin en uzun takip süresi 10 yıl olarak belirlenirken, düşük viskoziteli olanların en uzun takip süresi 6 yıl olmuştur. Genel olarak bulk-fill restorasyonları düşük bir başarısızlık oranı sergilemiş olup, en yaygın başarısızlık nedeni, dolgu materyalinde veya dişte meydana gelen kırıklardır. Bulk-fill kompozit restorasyonlarının takip süresi 1 haftadan 10 yıla kadar değişmekte olup, bu restorasyonlar için sağkalım oranı %78,9 ile %100 arasında rapor edilmiştir. Çoğu çalışma, bulk-fill restorasyonlarının 1 yıl boyunca takip edildiğini göstermektedir. Postoperatif hassasiyet de bulk-fill kompozit rezinlerin klinik başarısını etkileyen önemli bir faktör olarak değerlendirilmiştir. Bu çalışmaya dahil edilen beş araştırma, bulk-fill kompozit rezin kullanıldığında düşük postoperatif hassasiyet oranları rapor etmiştir. Ayrıca, restorasyon tekniğinin (tabakalı veya bulk-fill uygulanması) postoperatif

hassasiyet üzerinde önemli bir etkisinin olmadığı gösterilmiştir. Ancak, literatürde farklı sonuçlar da bulunmaktadır ve bulk-fill kompozit rezinlerin postoperatif hassasiyete etkisini daha iyi anlamak için uzun dönem takip süresine sahip çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu haritalama incelemesi, bulk-fill kompozit rezinlerin kısa ve orta vadede kabul edilebilir klinik performans sunduğunu ortaya koymaktadır. Ancak, uzun dönem sonuçları değerlendirebilmek için daha fazla klinik araştırmaya ihtiyaç vardır (De Menezes ve ark., 2024).

## 2.5 Akıllı Monokromatik Kompozit Rezinler

Akıllı monokromatik kompozit rezinler, akıllı kromatik teknolojiye dayanan ve çevredeki diş rengini yakalama özelliğine sahip bir materyal türüdür. Kompozit rezinin yapısında kullanılan dolgu partiküllerinin boyutu, çevredeki dişin rengini yakalama yeteneğine katkıda bulunur. Bu malzeme, ilave boya veya pigment içermezken dolgular kendisiyle eşleşen yapısal renklere sahiptir (Eliezer ve ark., 2020).

Akıllı monokromatik kompozit rezinler, farklı renk tonları ile karıştırılmadan, tek bir renk tonuyla restorasyonlar yapabilme özelliği sunar. Bu kompozit rezinlerin temel özellikleri arasında cilalama kabiliyetleri, dayanıklılıkları, kolay kullanımları ve ortam ışığına karşı dirençleri bulunmaktadır (Eliezer ve ark., 2020). Materyal, manipülasyon ve yerleştirme sırasında daha görünür olmak için opak-beyaz pasta formunda bulunur. Akıllı monokromatik kompozit rezinler, posterior diş restorasyonlarında tek bir renk tonu kullanmayı sağlarken; anterior dişlerin daha geniş restorasyonlarında veya renklenmelerinde, bloke edici bir ajanla (blocker) beraber kullanılıp renk değişikliğini kamufle edebilirler (Chaudhary ve ark., 2023).

## 2.6 Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonu

Birçok monomer molekülünün kimyasal reaksiyonlar yoluyla birleşerek yüksek moleküler ağırlığa sahip büyük yapılar oluşturması, polimerizasyon olarak adlandırılır. Bu süreç, iki temel mekanizma ile gerçekleşir: kondensasyon polimerizasyonu ve ilave polimerizasyonu (Noort ve Barbour, 2015).

## 2.6.1 Kondansasyon Polimerizasyonu

Farklı monomerlerin birden fazla fonksiyonel gruba sahip olması durumunda, bu monomerler kimyasal olarak reaktif hale gelerek, benzer reaksiyonlar aracılığıyla daha basit moleküller oluşturmak üzere birleşir. Bu süreçte, ana bileşenlerin tepkimesi sonucu su, alkol, halojen asit veya amonyak gibi yan ürünler açığa çıkar. Reaksiyonlar, bir dizi ardışık işlem şeklinde ilerleyerek sonunda yüksek molekül ağırlıklı bir polimerin oluşumuyla sonuçlanır. Bu tür polimerizasyon süreci, "basamaklı polimerizasyon" olarak da adlandırılır (Anusavice, 2021).

## 2.6.2 İlave Polimerizasyon

Benzer yapıdaki moleküllerin kimyasal bileşimlerinde herhangi bir değişim olmaksızın, aynı kimyasal yapıya sahip yüksek moleküler ağırlıklı makromoleküllere dönüşmesi olarak tanımlanır. İlave polimerizasyonlar, çift bağ içeren doymamış moleküllerin katılımıyla gerçekleşir. Bir monomer molekülünde yer alan iki karbon atomu arasındaki çift bağın kırılması, monomerin reaktif hale gelmesini sağlar. Bu durum, monomerin başka bir monomerle etkileşime girmesine ve reaktivitesini diğer moleküle aktarmasına olanak tanır. Ardından, başka bir molekülde bulunan çift bağ açılarak süreç devam eder. Bu şekilde bir zincir reaksiyonu tetiklenmiş olur ve polimerizasyon ilerler (Anusavice, 2021).

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin büyük bir kısmı, genellikle ilave polimerizasyon reaksiyonlarıyla polimerize olmaktadır. Polimerizasyon süreci ise sırasıyla aktivasyon, başlangıç, ilerleme ve sonlanma olmak üzere üç temel aşamadan oluşur (Bordina ve ark., 2022).

Polimerizasyon süreci şu aşamalardan oluşmaktadır:

- (a) **Başlangıç:** Polimerizasyonun başlaması için serbest radikallerin oluşumu.
- (b) **İlerleme:** Serbest radikallerin aktif kalarak zincir oluşumunu sağlaması ve metakrilat monomerlerine radikal saldırıları ile daha büyük moleküllerin oluşumuna yol açması.
- (c) **Sonlanma:** Polimerizasyonun durduğu bu aşama, iki serbest radikalın birleşerek (coupling) veya bir molekülün diğerinden hidrojen atomu alması sonucu C-C çift bağının oluştuğu orantısızlaşma gibi farklı mekanizmalarla tanımlanmaktadır.

Etkili bir polimerizasyon süreci, kompozit rezinlerin restorasyonlarda istenen fiziksel ve biyolojik özellikleri göstermesi açısından kritik öneme sahiptir (Çelik ve Özel,

2008). Yetersiz polimerizasyon, çeşitli olumsuz sonuçlara yol açabilir. Bunlar arasında mikrosızıntı, renk değişimleri, yüzey sertliğinde azalma, restorasyon yüzeyinde artan aşınma, kırılma direncinin düşmesi, su emiliminin artışı, restorasyonun kavite duvarlarına adezyonunda zayıflama, artık monomer oluşumu, pulpal reaksiyonlar ve restorasyonun düşmesi yer almaktadır (Ersoy ve ark., 2007).

Polimerizasyon reaksiyonunu başlatan mavi ışığın dalga boyu genellikle 420-470 nm arasında yer almaktadır. Bu nedenle, kompozit rezinlerde 400-470 nm aralığındaki mavi ışığa duyarlı fotobaşlatıcılar bulunmaktadır. Bu fotobaşlatıcılar arasında ışık emici bir diketon absorban olan kamforokinon yer alırken; ko-başlatıcı olarak etil benzoat ve hızlandırıcı olarak alifatik amin kullanılmaktadır. Polimerizasyonun etkin bir şekilde başlaması için, ışık kaynaklarının kompozit rezinlerdeki polimerizasyonu başlatan bileşenlerle uyumlu dalga boyunda ışık yayması gereklidir (Dayangac, 2011).

Kompozit rezinlerde uygun dalga boyunda ışık uygulanmadığında, yeterli polimerizasyon sağlanamaz. Bunun yanı sıra, polimerizasyon reaksiyonu birçok faktörden etkilenmektedir. Restoratif materyalin türü, rengi, tabaka kalınlığı, kullanılan ışık kaynağının tipi, ışığın yoğunluğu ve uygulama süresi-mesafesi gibi özellikler bu süreci doğrudan etkiler. Ayrıca, ışık cihazının ucunun çapı, restorasyon ile ışık kaynağı arasındaki mesafe ve uygulama açısı da polimerizasyonun etkinliğinde önemli rol oynamaktadır (Ikemura ve Endo, 1999; Ritter ve ark., 2018).

## **2.7 Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları**

1970'li yıllarda tanıtılan ilk kompozit rezinlerin polimerizasyonunda ultraviyole ışık (UV) kullanılmıştır. Ancak, UV ışıkla polimerize olan bu malzemelerde polimerizasyon derinliğinin yetersiz olması (1-2 mm), polimerize olmamış monomerlerin restorasyon içinde kalmasına yol açmıştır. Bu durum, mekanik özelliklerin zayıflamasına ve pulpada istenmeyen etkilerin ortaya çıkmasına neden olmuştur. Ayrıca, UV ışığın göz ve deri üzerinde fototoksik etkiler oluşturma riski, bu yöntemle polimerize edilen kompozit rezinlerin kullanımının zamanla terk edilmesine yol açmıştır (Sakaguchi ve Powers, 2012; Mitra ve ark., 2003).

Kompozit rezin restorasyonlarda polimerizasyon sırasında en kritik faktör, rezin tarafından absorbe edilen toplam enerji miktarıdır ( $J/cm^2$ ). Yeterli ışık fotonunun ulaşmaması durumunda, materyalin polimerizasyonu yetersiz kalabilir. Bu durum özellikle restorasyonun altında önemli bir sorun haline gelmektedir. Polimerizasyon sonuçlarının optimize edilebilmesi için, belirli bir zaman diliminde ve doğru konumda, uygun dalga boylarında yeterli ışık yoğunluğunun ( $mW/cm^2$ ) sağlanması gereklidir. Özellikle bulk-fill materyallerde, 2 mm'den daha kalın tabakalarda yeterli polimerizasyonun elde edilmesi için ışık dağılımının restorasyonun en derin bölgelerine ulaşması büyük önem taşımaktadır (Karacolak ve ark., 2018).

Günümüzde kompozit rezinlerin polimerizasyonu için kuartz tungsten halojen (QTH), LED, argon lazer ve plazma ark (PAC) ışık cihazları kullanılmaktadır. Polimerizasyonun etkin bir şekilde gerçekleşebilmesi için bu ışık cihazlarının doğru dalga boyunda ve yeterli güçte ışık üretebilmesi gerekmektedir (Price ve Felix, 2009).

### **2.7.1 Quartz-Tungsten-Halojen Işık Kaynakları (QTH)**

Quartz Tungsten Halojen ışık kaynaklarında, tungsten filament içeren halojen lambalar kullanılmaktadır (Hasanain ve Nassar, 2021). Bu lambalar, voltaj dalgalanmalarından etkilenmekte ve ortalama 80-100 saatlik bir kullanım ömrüne sahiptir. Lambadan yayılan ışık, gümüş kaplı aynalar aracılığıyla fiber optik zincir üzerinden uç kısmına iletilmektedir. Ancak üretilen ışığın büyük bir kısmı ısıya dönüşmekte olup, yalnızca yaklaşık %0,5'i polimerizasyon için uygun özellik taşımaktadır. Ortaya çıkan bu ısı, pulpa üzerinde olumsuz etkiler yaratma potansiyeline sahiptir. Bu nedenle, polimerizasyon sırasında ısı oluşumunu en aza indirmek için ışık filtreleri kullanılmaktadır. Bu filtreler, ultraviyole ve kızıl ötesi gibi istenmeyen ışık dalga boylarını bertaraf ederek o enerjiyi ısıya dönüştürür. Cihazda oluşan ısının soğutulması için ise bir fan sistemi bulunmaktadır. Ancak bu cihazların soğutma fanları oldukça gürültülüdür. Ayrıca, filtreler zamanla ısıtma ve soğutma döngülerine bağlı olarak hasar görebilir ve bu durum cihazın verimliliğinin azalmasına neden olabilir (Ritter ve ark., 2018).

QTH cihazları genellikle taşınabilir el tipi cihazlar olup, sert ve esnek olmayan çıkarılabilir ışık kılavuzları içermektedir. Bu kılavuzlar ışığın belirli bir yöne ve hedef bölgeye yoğunlaştırılarak iletilmesini sağlayan optik bileşenlerdir. Işık kılavuzları, daha geniş bir kapsama alanı sağlayarak ve dental arkın belli bölgelerinde daha kolay

erişime olanak sağlayarak cihazın kullanım etkinliğini arttırmaktadır (Rueggeberg ve ark., 2017).

Bu süreçte, kullanım kolaylığı ve etkinliği artırmaya yönelik çeşitli modifikasyonlar gerçekleştirilmiş olup, ampul gücü el tipi cihazlarda 35 W'tan 100 W'a, masaüstü modellerde ise 340 W'a kadar yükseltilmiştir. QTH ışık kaynaklarının ışık çıkışı, ortalama 400-500 mW/cm<sup>2</sup> arasında değişmekte olup, bazı modellerde bu değer 3000 mW/cm<sup>2</sup>'ye kadar ulaşabilmektedir. Örneğin, Electro Medical Systems (Nyon, İsviçre) tarafından üretilen Swiss Master Light modeli, en yüksek ışık çıkışına sahip sistemlerden biri olarak öne çıkmaktadır (Rueggeberg, 2011).

Bu cihazlar şebeke gücü ile çalışıklarından nispeten düşük ışık şiddeti ve ışık gücü sağlamaktadır. Bu nedenle, 2 mm kalınlığındaki bir dental kompozit rezinin yeterli düzeyde polimerize edilebilmesi için 40 ila 60 saniyelik bir ışık uygulaması gerekmektedir (Hasanain ve Nassar, 2021).

QTH ışık kaynaklarının, daha yüksek ışık çıkışı sağlayan sistemlerle rekabet etmesi amacıyla, hedef bölgeye iletilen ışık yoğunluğunu artırmak için "turbo-tip" adı verilen özel ışık kılavuzları geliştirilmiştir. Bu kılavuzlar, aproksimal çapın distal çaptan daha geniş olmasıyla, belirli bir alana daha yüksek ışık yoğunluğu (mW/cm<sup>2</sup>) sağlamaktadır. Ancak, küçük uç çapı nedeniyle uygulayıcının restorasyonun tüm bölgelerine yeterli ışık uygulayabilmesi için birden fazla, örtüşen ışık uygulaması yapması gerekmektedir. Ayrıca, artırılmış ışık çıkışı yalnızca uca yakın mesafelerde etkili olup, daha uzak noktalarda ışık açısının genişlemesi nedeniyle ışık yoğunluğu azalmaktadır (Rueggeberg ve ark., 2017).

### **2.7.2 Argon Lazer Işık Kaynakları**

Lazer ışık kaynakları, diş hekimliğinde sadece rezinlerin polimerizasyonunda değil, aynı zamanda kavite preparasyonu, dentin hassasiyetinin azaltılması ve başlangıç çürüklerinin tespiti gibi farklı uygulama alanlarında kullanılmaktadır. Resin esaslı materyallerin polimerizasyonunda, 400-500 nm dalga boyu aralığında ışık spektrumu gereklidir. Argon lazerler, kamforokinonun aktivasyonunu gerçekleştirebilen tek lazer türü olarak bilinmektedir ve yaklaşık 500 nm dalga boyunda enerji üretirler (Martins ve ark., 2006; Popovic ve Djokic, 2009). Kızılötesi ışın içermemeleri, pulpa dokusunda ısı artışına yol açmamaları açısından önemli bir avantaj sunmaktadırlar. Ayrıca,

polimerizasyon sürecinin kısa olması bu lazerlerin tercih edilme nedenlerinden biridir (Lloret ve ark., 2004). Ancak, enerji dönüşümü sırasında yüksek enerji kaybı yaşanması ve bu sistemlerin maliyetlerinin yüksek olması, argon lazerlerin polimerizasyon amacıyla yaygın kullanımını sınırlayan faktörlerdir (Caughman ve Rueggeberg, 2002).

### 2.7.3 Plazma Ark Işık Kaynakları (PAC)

Plazma ark ışık kaynakları (PAC), diş hekimliğinde kompozit rezinlerin polimerizasyon süresini kısaltmak ve etkinliğini artırmak amacıyla geliştirilmiştir. Bu cihazlar, ksenon gazı ve iki elektrot arasındaki küçük bir boşluktan oluşan bir yapı ile ışık üretirler. Yüksek enerji yoğunlukları sayesinde, polimerizasyon süresini önemli ölçüde azaltabilirler. Ancak, kısa polimerizasyon sürelerinin bazı mekanik özellikler üzerinde olumsuz etkileri olabileceği de bildirilmiştir. Örneğin, bazı çalışmalar, PAC ışık kaynaklarıyla polimerize edilen kompozit rezinlerde tam polimerizasyonun gerçekleşmediğini ve bunun da materyalin performansını etkileyebileceğini belirtmektedir (Türkoğlu ve Bulut, 2019).

PAC ışık cihazlarında, ışık kaynağı plazmanın parlaması sonucu oluşmaktadır. Bu plazma, iyonize moleküller ile elektronların gaz fazındaki karışımını içerir. Cihazlar, yüksek miktarda elektromanyetik enerji üretebilme kapasitesine sahiptir. Ancak, istenmeyen ve potansiyel olarak zararlı dalga boylarını engellemek için daha etkili bir filtrasyon sistemine ihtiyaç duyulmaktadır. PAC ışık cihazları, 2000 mW/cm<sup>2</sup>'nin üzerinde bir ışık şiddeti üretebilmekte olup, ömürleri halojen lambalara kıyasla daha uzundur (Sharkey ve ark., 2001).

PAC ışık cihazlarının yüksek maliyetine ek olarak, ürettikleri ışığın dalga boyunun birçok kompozit rezin ve bağlayıcı ajanın başlatıcı sistemi ile uyumlu olmaması nedeniyle polimerizasyonun gerçekleşmediği durumlar mevcuttur. Ayrıca, başlatıcıların yayılan ışığın dalga boyu ile uyumlu olduğu durumlarda bile, üreticiler tarafından önerilen kısa polimerizasyon sürelerinin birçok kompozit rezin için yeterli olmadığı gösterilmiştir (Park ve ark., 2002). Bunun yanı sıra, bu tür ışık cihazlarının pulpa dokusunda ısı artışına ve restorasyon ile diş dokuları arasındaki ara yüzeyde polimerizasyon büzülme streslerinde artışa neden olduğu gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Caughman ve Rueggeberg, 2002).

#### 2.7.4 Light-Emitting-Diode (LED) Işık Kaynakları

QTH ışık cihazlarının dezavantajlarını gidermek amacıyla geliştirilen LED ışık cihazları, sadece mavi ışık üretimini sağlamak için galyum nitrür esaslı katkılı yarı iletkenlerin p-n bağlantılarından faydalanmaktadır (Bektaş ve ark., 2006). LED ışık cihazları, genellikle uzun kullanım ömrüne sahiptir ve 440-480 nm dalga boyu aralığında güçlü mavi ışık üretir. Düşük voltajda çalışabilmeleri ve pille kullanılabilir olmaları, bu cihazların taşınabilirliğini ve kullanım kolaylığını artırmaktadır. Isı üretmemeleri sayesinde soğutma fanına ihtiyaç duymazlar ve bu durum, sessiz bir çalışma ortamı sağlamalarına olanak tanır. Ayrıca, zamanla ışık çıkışında yalnızca minimal bir azalma gözlenir ve filtre kullanımına gerek duyulmazlar (Bektaş ve ark., 2006; Garg ve Garg, 2010).

LED ışık cihazları, zamanla geliştirilmiştir ve yeniliklere bağlı olarak "kuşaklar" halinde sınıflandırılmıştır. Birinci kuşak LED cihazları tasarım özellikleri nedeniyle, geleneksel QTH ışık cihazlarına kıyasla daha düşük ışınım gücüne ve zayıf polimerizasyon performansına sahiptirler. QTH ışıklarından daha uzun polimerize etme sürelerine ihtiyaç duyarlar ve bu süreçte hedeflenenden daha düşük bir sıcaklık üretirler. Birinci kuşak LED ışık cihazlarının ışınım gücü genellikle 150-400 mW/cm<sup>2</sup> arasında olup, toplam ışık güçleri ise yaklaşık 1 W düzeyindedir (Mahant ve ark., 2016).

2000'li yılların başlarında LED çip teknolojisinde yaşanan ilerlemeler, tek bir çip üzerinde birden fazla ışık yayan bileşenin kullanılmasına olanak sağlamış ve böylece fotopolimerizasyon ışık kaynaklarının toplam ışık çıkışı önemli ölçüde artmıştır. Bu gelişmeler sonucunda, diş hekimliği üreticileri 1 W gücündeki yeni çipleri entegre ederek "ikinci nesil" LED ışık kaynaklarını geliştirmiştir (Rueggeberg, 2011). Bu özellikleri, birinci kuşak LED cihazlara kıyasla daha yüksek ışık gücü ve üstün performans sunmalarını sağlamaktadır. Ayrıca, QTH ışık cihazları ile benzer polimerize etme sürelerinde, eşdeğer düzeyde polimerizasyon ve sertleşme performansı gösterirler. İkinci kuşak LED cihazlar, 800 mW/cm<sup>2</sup>'ye kadar ışınım gücü ve 5 W'lık toplam ışık gücü ile dikkat çekmektedir (Asmussen ve Peutzfeldt, 2005; Mahant ve ark., 2016; Wahbi ve ark., 2012).

Üçüncü kuşak LED ışık cihazları, daha geniş bir renk spektrumunda ışık üretmek amacıyla farklı LED birimlerinin kombinasyonu ile tasarlanmıştır. Bu sayede, ikinci kuşak cihazlara kıyasla daha geniş bir resin yelpazesinin polimerizasyonunu da gerçekleştirebilirler (Poly-wave). Üçüncü nesil LED cihazlar, 1100 mW/cm<sup>2</sup>'nin

üzerinde ışınım gücü ve 8 W'ı aşan toplam ışık gücü ile dikkat çekmektedir (Mahant ve ark., 2016; Wahbi ve ark., 2012). Tasarımlarındaki yenilikler sayesinde boyutları önemli ölçüde küçültülmüş, daha hafif, ergonomik ve kullanımı kolay hale getirilmiştir. Yüksek ışık güçleri sayesinde, daha derin ve başarılı bir polimerizasyon elde edilmesini sağlamaktadırlar. Ayrıca, LED ışık cihazları ile polimerize edilen kompozit rezin materyallerin polimerizasyon derinliklerinin, QTH ışık cihazları ile polimerize edilenlere kıyasla daha yüksek olduğu da rapor edilmiştir (Sakaguchi ve Powers, 2012).

2011 yılından sonra, dental firmalar tarafından kamforokinonun neden olduğu yoğun sarı rengin önüne geçmek ve daha açık diş renk tonlarına uyum sağlayabilen beyazlatılmış diş renklerine de uyum sağlayabilen kompozit rezinler geliştirmek amacıyla alternatif fotobaşlatıcılar kullanılmaya başlanmıştır. Bu doğrultuda, fotobaşlatma verimliliğini artırmak için fenilpropanedion (PPD), monoasilfosfin oksit (MAPO veya Lucirin TPO) ve bisasilfosfin oksit (BAPO veya Irgacure 819) gibi alternatif fotobaşlatıcılar kompozit rezinlere ilave edilmiştir. Ancak, bu moleküllerin ışık absorpsiyon spektrumları kamforokinonunkinden farklıdır. Bu sorunu çözmek adına, mavi ve mor olmak üzere iki farklı ışık pik noktasını birleştiren üçüncü kuşak LED ışık cihazları tasarlanmıştır. Bu cihazlarla elde edilen sonuçlar, ikinci kuşak LED ışık cihazlarının sonuçlarına benzer hatta daha da üstün olup, umut verici bir gelişme olarak değerlendirilmektedir (Flury ve ark., 2013; J. Leprince ve ark., 2010; Mahant ve ark., 2016).

Yeni nesil LED ışık polimerizasyon cihazları, dördüncü nesil teknolojiye işaret eden özelliklerle piyasaya sunulmuştur. Bu cihazlardaki çeşitli iyileştirmeler arasında, en önemli gelişme olarak dalga boyu tarama teknolojisi öne çıkmaktadır. Bu teknoloji, klinisyenin kullanılan malzeme ve klinik duruma uygun ışık çıkış modunu seçmesine olanak tanımaktadır (Almeida ve ark., 2021).

Işıkla polimerize etme teknolojisi hızlı bir şekilde gelişmeye devam etmektedir. Yetersiz ışık çıkışı sağlayan ilk nesil LED ışık polimerizasyon cihazlarından, kısa maruziyet süresi içinde daha yüksek ışık emisyonu sağlayabilen günümüz üçüncü nesil cihazlarına kadar önemli ilerlemeler kaydedilmiştir. Bu gelişmiş cihazlar, birden fazla dalga boyu bandı yayarak Poly-wave özellikli hale gelmiştir (Jandt ve Mills, 2013; Mohammed ve Ario, 2015).

Yüksek güçlü ışık polimerizasyon cihazları (LCU'lar), artan ışık yoğunluğu ile daha kısa maruz kalma sürelerinde kullanılabileceğini öne sürerek, rezin esaslı dolgu malzemelerinin polimerizasyon süresini azaltmayı hedeflemektedir. Ancak, yeni

geliştirilen yüksek güçlü LCU'ların rezin esaslı malzemelerin klinik dayanıklılık oranları ve polimerizasyon kalitesi üzerindeki etkileri hakkında yeterli araştırma bulunmamaktadır (Daugherty ve ark., 2018).

Günümüzde ışıkla polimerizasyon teknolojileri, dental restorasyonlarda etkili ve hızlı polimerizasyon sağlamak için sürekli gelişmektedir. Bu doğrultuda, Bluephase PowerCure, gelişmiş Polyvision teknolojisi ile donatılmış, akıllı bir LED polimerizasyon cihazı olarak öne çıkmaktadır. Polyvision, cihazın konumunun kaymasını algılayarak titreşim yoluyla kullanıcıyı uyarır ve gerektiğinde uygulama süresini otomatik olarak %10 oranında artırarak polimerize etme hatalarını önlemeye yardımcı olan bir teknolojidir. Eğer cihaz hedeflenen alandan önemli ölçüde uzaklaşırsa, işlem otomatik olarak durdurularak uygulayıcının restorasyona doğru dozda ışık uygulamasına olanak tanır (3s PowerCure System; Vivadent, 2021).

Bluephase PowerCure, Poly-wave LED teknolojisi sayesinde 385 nm ile 515 nm arasındaki geniş bir spektrumda ışık yayarak günümüzde kullanılan tüm fotobaşlatıcı sistemlerle uyumlu çalışabilmektedir. Cihaz, yüksek performanslı polimerize etme kapasitesine sahip olup, dört farklı polimerizasyon modu (yüksek güç, turbo, 3 saniyelik PowerCure modu ve pre-polimerize etme modu) sunmaktadır. 3sn PowerCure modu, özellikle çocuk hastalar, fissür örtücüler ve refleks hassasiyeti olan bireyler için hızlı ve etkili bir polimerize etme imkânı sağlamaktadır (3s PowerCure System; Vivadent, 2021).

## 2.8 Dönüşüm Derecesi

Dönüşüm derecesi (degree of conversion, DC), polimerik bir rezin oluşturulması sırasında karbon-karbon çift bağlarının (C=C) tekli bağlara dönüşüm oranını, yani monomerlerin polimere dönüşüm yüzdesini ifade etmektedir (Anand Yokesh ve ark., 2017). Işıklı polimerize olan kompozit rezinlerin aktivasyonu için daha yüksek yoğunlukta ışık enerjisi kullanıldığında, rezin içerisindeki fotobaşlatıcı moleküller daha fazla foton absorbe edebilir ve uyarılmış duruma geçebilir. Bu süreçte, uyarılmış fotobaşlatıcı bir amin molekülü ile etkileşime girerek serbest radikal oluşumunu başlatır. Oluşan serbest radikal, monomer moleküllerindeki karbon-karbon çift bağları ile reaksiyona girerek polimerizasyon sürecini tetikler. Dolayısıyla, artan ışık enerjisi

genellikle monomerlerin daha yüksek bir dönüşüm derecesiyle polimere dönüşmesini sağlar (Arikawa ve ark., 2008; Pereira ve ark., 2016).

Dönüşüm derecesi, kompozit rezinlerin klinik performansı ve uzun vadeli başarısı üzerinde belirleyici bir etkidir. Başarılı bir kompozit rezin restorasyon elde edebilmek için yeterli polimerizasyon kritik bir gereklilik olarak kabul edilir. Işıkla polimerize edilen kompozit rezinlerde optimum fiziksel, mekanik ve biyolojik özellikler, fotobaşlatıcı sistemin uygun dalga boyundaki toplam ışık enerjisiyle etkinleştirilmesi sonucu elde edilen yüksek dönüşüm derecesine bağlıdır (Obici ve ark., 2005; Silikas ve ark., 2000; Vaidyanathan ve Vaidyanathan, 1992).

Yetersiz ışık enerjisinin iletimi, polimerizasyonun tamamlanamamasına yol açarak artık monomerlerin, özellikle asılı metakrilat grupları formunda kalmasına neden olur (Lohbauer ve ark., 2005). Bu artık monomerler, pulpa hücreleri üzerinde toksik etkiler oluşturabilir (Sigusch ve ark., 2007, 2009). Ayrıca, tekrarlayan çürüklerin gelişimine zemin hazırlayarak restorasyon sınırlarında yapısal destek eksikliklerine yol açabilirler. Bu durum, yetersiz kırılma dayanımı, düşük bağlanma dayanımı, artan aşınma ve materyal bozulması gibi olumsuz sonuçlarla ilişkilidir (Mills ve ark., 2002; Uhl ve ark., 2002).

Bis-GMA esaslı bir kompozit rezinde, monomer dönüşüm derecesinin %50-60 arasında olması, yüksek çapraz bağlanma yoğunluğunu ve metakrilat gruplarının yaklaşık %50-60'ının polimerizasyonunu ifade eder. Ancak bu durum, sistemde %40-50 oranında serbest monomerin kaldığı anlamına gelmez. Bunun nedeni, dimetakrilat moleküllerinde bulunan karbon-karbon çift bağlarından (C=C) yalnızca birinin polimer zincirine katılması, diğerinin ise bağlı olmadan yani asılı kalabilmesidir. Kimyasal veya ışıkla polimerize edilen kompozit rezinlerde, aynı monomerler ve yeterli ışık kullanıldığında toplam dönüşüm derecesi açısından belirgin bir fark gözlenmez. Her iki sistemde de oda sıcaklığında dönüşüm oranı genellikle %50-70 arasında gerçekleşmektedir (Anusavice, 2021).

Serbest radikaller, oksijenle reaksiyona girme eğilimleri nedeniyle, oksijen varlığında reaktif olmayan peroksit radikalleri oluştururlar. Bu durum, polimerizasyonun gerçekleşmesini engeller ve monomerlerin reaksiyona girmeden kalmasına yol açar. Bu süreç, polimerizasyonun oksijen tarafından inhibisyonu olarak adlandırılır. Oksijenle etkileşim sonucunda yüzeyde oluşan tabakaya oksijen inhibisyon tabakası denir. Bu tabakada polimerizasyon derecesi %35'e kadar düşebilmektedir (Altunsoy ve ark., 2013; Ferracane, 1994).

## 2.8.1 Dönüşüm Derecesi Belirleme Yöntemleri

Kompozit rezin örneklerinde monomerden polimere dönüşüm derecesini belirlemek amacıyla Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR), Elektron Spin Rezonansı (ESR), Lazer Raman Spektroskopisi (LRS), Kızılötesi Spektroskopisi (IR), Attenuated Total Reflection (ATR) ve Dinamik Mekanik Termal Analiz (DMTA) gibi farklı analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Özellikle FTIR, kompozit rezinlerin polimerizasyon sürecinde karbon-karbon çift bağlarının gerilme titreşimlerini, polimerizasyon işlemi öncesinde ve sonrasında tespit edebilmesi sayesinde, monomer dönüşüm derecesini belirlemede en güvenilir yöntemlerden biri olarak kabul edilir (Herrera-González ve ark., 2019; Tonetto ve ark., 2013). Bu yöntemde dönüşüm derecesi, alifatik ve aromatik çift bağların karakteristik pik yüksekliklerinin oranlanması yoluyla hesaplanmaktadır (Anand Yokesh ve ark., 2017).

### 2.8.1.1 Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopi (FTIR)

Katı, sıvı ve gaz formundaki kimyasal maddelerin yapısında bulunan fonksiyonel grupların tespiti amacıyla Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR) yaygın olarak kullanılmaktadır. FTIR spektrometreleri, dental materyallerin polimerizasyon süreçlerinin nicel olarak analiz edilmesinde güvenilir ve etkili bir yöntem olarak değerlendirilmektedir (Anand Yokesh ve ark., 2017; L. G. P. Moraes ve ark., 2008).

FTIR analizinde, moleküller üzerine kızılötesi ışık yönlendirilir ve molekül tarafından absorbe edilen ışık, molekülün sürekli titreşim hareketine dayalı olarak titreşim frekansını ve dolayısıyla titreşim enerji seviyesini belirler. Titreşim frekansı ve enerji seviyeleri, her bir kimyasal grubun yapısına ve çevresindeki komşu grupların türlerine bağlı olarak değişkenlik gösterir. Bu titreşimlerin ölçümü, cihaz tarafından gerçekleştirilir ve elde edilen veriler, materyalin kimyasal bağ yapısına ilişkin önemli bilgiler sunar (Ferracane ve Greener, 1986).

Alifatik çift karbon bağları genellikle  $1638\text{ cm}^{-1}$  dalga boyunda, aromatik çift karbon bağları ise  $1608\text{ cm}^{-1}$  dalga boyunda titreşim oluşturur. Ancak, bu dalga boyu değerleri belirli koşullara bağlı olarak değişiklik gösterebilir. Polimerizasyon öncesi materyalin analiz edilmesinin ardından, aynı materyalin polimerize edilmiş hali incelenir

ve her iki duruma ait bant değerleri belirlenir. Bu değerler ilgili formül kullanılarak, rezin içeren restoratif materyalin dönüşüm derecesi hesaplanır (Neves ve ark., 2005; Sideridou ve ark., 2002).

Monomerin dönüşüm derecesi, aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanmaktadır:

$$\%DC=1-\frac{(A_{C=C}/A_{C-C})_{\text{Polimer}}}{(A_{C=C}/A_{C-C})_{\text{Monomer}}} \times 100$$

Bu formülde,  $A_{C=C}$  ve  $A_{C-C}$  sırasıyla çift bağların ve tek bağların absorpsiyon piklerini temsil etmektedir. Monomer ve polimer durumlarına ait bu değerlerin oranı kullanılarak, materyalin polimerizasyon dönüşüm derecesi yüzdesel olarak ifade edilir.

FTIR analizinin sağladığı avantajlar şunlardır: (Akkurt ve ark., 2013)

- Farklı bileşiklerin eş zamanlı olarak analiz edilebilmesi
- Kısa sürede sonuç alınabilmesi
- Diğer yöntemlere kıyasla daha kapsamlı bilgi sunması
- Yüksek doğrulukta sonuçlar elde edilmesi
- Materyalin yalnızca küçük bir miktarıyla bile analiz yapılabilmesi
- Mobil bir laboratuvar gereksinimi olmaması
- Hem zaman hem de maliyet açısından tasarruf sağlaması

FTIR analizinde, örnek hazırlama sürecinde ve opak, ışık geçirmeyen örneklerin incelenmesinde karşılaşılan zorluklar, Attenuated Total Reflectance (ATR) aksesuarlarının kullanımının yaygınlaşmasıyla birlikte aşılmıştır (Schmitt ve Flemming, 1998). ATR spektrometresinin çalışma prensibi, total iç yansıma ilkesine dayanmaktadır (Ghauch ve ark., 2006; Thongnopkun ve Ekgasit, 2005). Bu yöntemde, ışık özel bir kristalden geçmekte ve kristal içinde yansımalar oluşturmaktadır. Bu yansımalar sonucunda, kristal yüzeyinde mikron seviyesinde bir elektromanyetik dalga oluşmaktadır. Kristal yüzeyine sıkı temas eden örnek, bu elektromanyetik dalgayı absorbe ederek karakteristik bir spektrum oluşturur. Absorbe edilen enerji miktarı dedektör tarafından ölçülür ve bu ölçümler sonucunda materyalin özgün absorpsiyon spektrumu elde edilir (Ghauch ve ark., 2006; Thongnopkun ve Ekgasit, 2006). Kullanılan ATR kristalinin kızıl ötesi ışığı yansıma özellikleri, ışığın örnek içine nüfuz etme derinliğini etkileyerek ölçüm sonuçlarını değiştirebilir (Goormaghtigh ve ark., 1999).

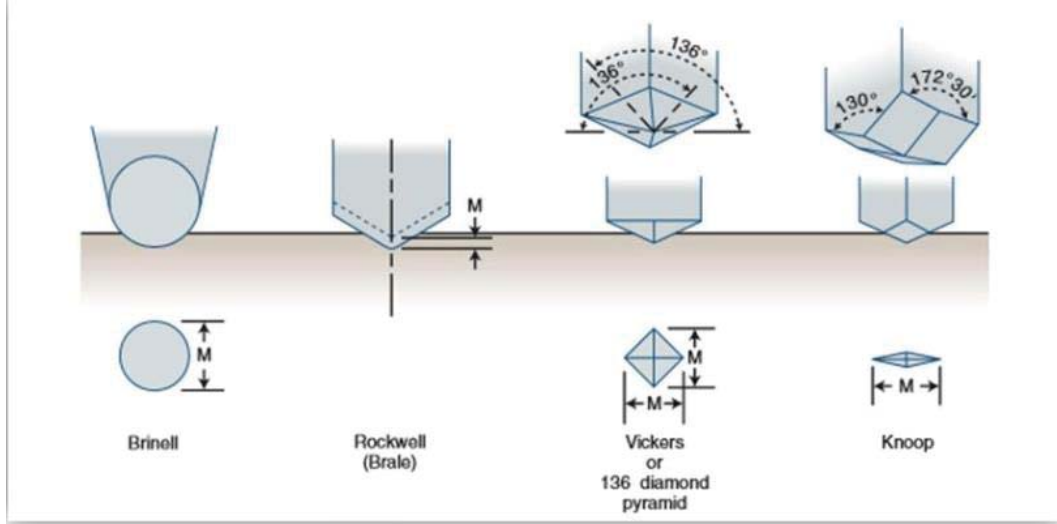
## 2.9 Mikrosertlik

Bir malzemenin sertliği, sabit bir yük altında girinti oluşumuna karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir (Edwards, 2011). Sertlik ölçümleri, bir malzemenin çizilmeye ve aşınmaya karşı dayanıklılığını değerlendirmede kullanılan önemli bir parametredir. Polimerize olmuş restoratif materyallerin mekanik özelliklerini belirleyen sertlik; bu materyallerin çizilme ve aşınma direncini artırarak klinik performanslarını iyileştirmede önemli bir rol oynar. Sertliğin artması, uygulanan kuvvetlere karşı deformasyonu önleyerek malzemenin uzun vadeli dayanıklılığını desteklemektedir (Chandrasekharan ve ark., 2022). Yüzey sertliği, bir malzemenin uzayabilme kabiliyeti, elastiklik sınırı, şekil değiştirebilme kapasitesi, çekme ve basma dayanımı gibi mekanik özellikleriyle yakından ilişkilidir (Baum ve ark., 1995).

### 2.9.1 Mikrosertlik Belirleme Yöntemleri

Restoratif materyallerin mikrosertliğini değerlendirmek için yaygın olarak kullanılan test yöntemleri arasında Vickers, Brinell, Knoop, Shore, Rockwell ve Barcol sertlik testleri bulunmaktadır (Herrman, 2011). Bu testler, benzer temel prensiplere sahip olmakla birlikte, her birinin farklı avantajları ve sınırlamaları bulunmaktadır. Tüm bu yöntemlerde, test edilecek malzeme üzerinde belirli bir kuvvetle çentik açıcı bir uç ile etki sağlanarak bir çentik/çukur oluşumu gözlemlenir (Şekil 8).

Çentik açıcı uçlar, her bir yöntemde şekil, geometri ve uygulanan kuvvet açısından farklılıklar gösterir; bu uçlar metal, tungsten karbit veya elmas gibi sert malzemelerden yapılabilir ve küre, koni, piramit veya iğne gibi çeşitli geometrilere sahip olabilir. Mikrosertlik testi seçimi, malzemenin özelliklerine bağlı olarak yapılmaktadır. Örneğin, Rockwell ve Brinell testleri, kırılğan materyaller için uygun olmayıp, genellikle elastik malzemelere yönelik olarak modifiye edilmiş yöntemlerdir (Walker, 2003).



**Şekil 8.** Farklı mikrosertlik belirleme yöntemlerinin uç yapıları (Anusavice, 2021)

### 2.9.1.1 Vickers Mikrosertlik Testi

Vickers mikrosertlik testi, küçük alanların yanı sıra, çok sert ve kırılğan materyaller ile diş dokularının mikrosertlik ölçümünde tercih edilen yöntemdir (Mária Kolářová ve ark., 2024; Şakar-Deliormanli ve Güden, 2006; Wenzelburger ve ark., 2010). Bu testte kullanılan çentik açıcı uç, kare tabanlı, dört yüzlü eşkenar üçgen geometrisinde bir elmas piramittir ve piramit yüzeyleri arasında 136°'lik bir açı bulunur. Çentik açıcı ucun oluşturduğu iz, dörtgen bir şekil alır ve sertlik değeri  $N/mm^2$  cinsinden ifade edilir. Vickers mikrosertlik testinde, cihazın elmas ucunun uyguladığı kuvvet karşısında malzemenin gösterdiği direnç ölçülür; bu direnç, iz alanı ile ters orantılıdır (Roberson ve Heymann, 2006).

Vickers test yöntemi, örnek yüzeyinde oluşturulan izin köşegenlerinin ölçülmesiyle mikrosertlik değerlerinin hesaplandığı bir yöntemdir. Sertlik değeri, genellikle örnek yüzeyinde farklı alanlarda yapılan 3 ila 5 ölçümün ortalaması alınarak belirlenir ve bu değer, ilgili örneğin sertlik değeri olarak kaydedilir (Polanco ve ark., 2022; D. Zhou ve ark., 2021). Vickers mikrosertlik değerleri, VHN (Vickers Hardness Number) birimiyle ifade edilir. Bu yöntem, elde edilen sonuçların güvenilirliği ve tekrarlanabilirliği açısından önemli avantajlara sahiptir. Test sırasında örnek yüzeyinde hasar oluşmaması, ölçümlerin tekrarlanabilmesine olanak tanırken; kullanılan elmas ucun uzun süre yıpranmaması da yöntemin güvenilirliğini artırmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012; W. D. Callister, 2013).

## 2.9.2 Mikrosertlik Oranı

Polimerizasyon derinliğinin değerlendirilmesinde, üst ve alt yüzey sertlik ölçümlerine dayalı olarak hesaplanan mikrosertlik oranı (HR) yaygın olarak kullanılan bir parametredir. Bu oran, alt yüzeyin mikrosertlik değerinin üst yüzey mikrosertlik değerine bölünmesiyle elde edilmekte olup, ışıkla polimerize edilen kompozit rezinlerin homojen bir şekilde sertleşip sertleşmediğini belirlemede kritik bir gösterge olarak kabul edilmektedir. Klinik uygulamalarda, alt yüzeyin yeterli düzeyde polimerize olduğunu gösterebilmek için belirli minimum eşik değerlerinin karşılanması gerekmektedir. Bu bağlamda, 0.80 ve 0.85 mikrosertlik oranları, kompozit materyallerin alt yüzeyde yeterli polimerizasyon seviyesine ulaştığını değerlendirmek için yaygın olarak kullanılan referans değerler arasındadır. Mikrosertlik oranının bu eşik değerlerin altında olması, materyalin alt yüzeyinde yetersiz polimerizasyon gerçekleştiğini ve mekanik dayanıklılığının olumsuz etkilenebileceğini göstermektedir. Bu yaklaşım, özellikle yüksek opasiteye sahip veya kalın tabakalar halinde uygulanan kompozit rezinlerde, ışık penetrasyonunun sınırlarını anlamak ve optimal polimerizasyon sürelerini belirlemek açısından büyük önem taşımaktadır (Lombardini ve ark., 2012).

Bu genel bilgilerin ışığında, çalışmamızın amacı; kısa sürede 4mm'ye kadar etkin polimerizasyon sağlayabilen geliştirilmiş bir LED ışık cihazının farklı modlarının (3sn/10sn/20sn) üç farklı grup kompozit rezin materyalin dönüşüm derecesine, mikrosertliğine ve sertlik oranına etkilerini değerlendirmektir.

Çalışmamızın H0 hipotezi, ışık cihazının 3sn uygulanmasının farklı grup kompozit rezinlerin dönüşüm derecesini etkilemediği yönündedir. H1 hipotezi, 3sn ışık uygulanıp polimerize edilen farklı grup kompozit rezinlerin mikrosertliklerinin farklı olmadığı şeklindedir. H2 hipotezi ise, 3sn polimerize edilen farklı grup kompozit rezinlerin mikrosertlik oranlarının farklı olmayacağı yönündedir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu *in vitro* çalışma, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü FTIR Laboratuvarı bünyesinde gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada laboratuvar işlemleri iki ana aşamada gerçekleştirilmiştir:

- . Kompozit rezin örneklerin alt ve üstlerinin dönüşüm derecelerinin ölçülmesi
- . Kompozit rezin örneklerin alt ve üstlerinin mikrosertlik değerlerinin ölçülmesi ve bu değerlerden örneklerin mikrosertlik oranlarının hesaplanması

Çalışmada PowerFill (Ivoclar, Liechtenstein), PowerFlow (Ivoclar) ve Omnicroma Flow Bulk (Tokuyama, Japonya) kompozit rezinleri kullanılmıştır. Tablo 1’de bu materyallerin içerikleri, üretici numaraları ve firmalarını göstermektedir. Çalışmada kullanılan ışık tabancası 3. kuşak bir LED cihazı olan Bluephase PowerCure (Ivoclar) olup 20sn (1000 mW/cm<sup>2</sup>), 10sn (1000 mW/ cm<sup>2</sup>) ve 3 sn (3050 mW/cm<sup>2</sup>) ışık güçlerinde ve sürelerinde kullanılmıştır.

Tek yönlü Varyans Analizi kullanılarak 0.05 hata payı ve 0.80 güç ile 0.50 etki büyüklüğünde minimum örneklem sayısı toplam 42 (her kompozit rezin grupta 14 örnek) olarak bulunmuştur. Güç analizi G\*Power 3.1 programı ile yapılmıştır. Ancak muhtemel veri kayıpları göz önüne alınarak toplamda 90 (n:30, her bir kompozit rezin grup için) örneğin araştırmaya dahil edilmesi planlandı. Bu nedenle çalışmamızda her bir kompozit rezin grubu için 30 örnek hazırlandı.

#### 3.1 Çalışmada Kullanılan Kompozit Reziner

##### 3.1.1 PowerFill

PowerFill (Ivoclar), doğrudan restoratif uygulamalar için geliştirilen bir nano-hibrit kompozit rezin materyaldir (Şekil 9). 400-500 nm dalga boyu aralığında ışıkla polimerize olabilen ve 4 mm'ye kadar katmanlar halinde uygulanabilen bulk-fill bir materyal olarak tasarlanmıştır. Organik bileşenleri arasında Bis-GMA, Bis-EMA,

UDMA, aromatik dimetakrilat ve Tricyclodecane-dimethanol dimethacrylat (DCP) yer alırken; inorganik içeriği baryum alüminyum silikat cam, ytterbium triflorür, küresel karışık oksitler ve isofiller içermektedir. Bu kompozit rezin, yüksek mekanik dayanıklılık ve ışık geçirgenliği sağlamak amacıyla formüle edilmiştir.

PowerFill'in formülasyonu,  $\beta$ -allyl sulfone içeren bir ayrışma zinciri transfer (AFCT) bileşeni eklenerek optimize edilmiştir. Bu modifikasyon, materyalin polimerizasyon kinetiğini iyileştirerek daha etkin bir çapraz bağlanma mekanizması sağlamaktadır. Bluephase PowerCure (3050 mW/cm<sup>2</sup>) ışık kaynağı ile yalnızca 3 saniyede polimerize edildiğinde, materyalin tam polimerizasyonunu tamamlaması için sınırlı bir süre bulunmaktadır. Bu nedenle, hızlı polimerizasyon sürecinin etkinliğini artırmak amacıyla, bileşime dahil edilen AFCT bileşeni, polimer zincir oluşumunu hızlandırarak daha dengeli ve kontrollü bir sertleşme mekanizması sağlamaktadır.



**Şekil 9.** PowerFill kompozit rezin (Ivoclar)

**Tablo 1.** Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin içerikleri, üretici firmaları ve lot numaraları

<b>Kompozit Resinler</b>	<b>Matris İçerikleri</b>	<b>Doldurucu İçerikleri</b>	<b>Doldurucu Oranları (ağırlıkça/hacimce)</b>	<b>Üretici Firmaları</b>	<b>Lot Numaraları</b>
<b>PowerFill</b>	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, Aromatik dimetakrilat, DCP	Baryum aliminyum silikat cam, yiterbiyum triflorid, spherical mixed oxide, isofiller	%79 %53-54	Ivoclar; Schaan, Liechtenstein	Z009GW
<b>PowerFlow</b>	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA	Baryum cam, yiterbiyum triflorid, kopolimer	%68,2 %46,4	Ivoclar; Schaan, Liechtenstein	Z00V4H
<b>Omnichroma Flow Bulk</b>	UDMA, TEGDMA	Supranano sferik doldurucu, (SiO <sub>2</sub> -ZrO <sub>2</sub> )	%69 %55	Tokuyama; Japonya	011E03

### 3.1.2 PowerFlow

PowerFlow, ışıkla sertleşen, akışkan, radyoopak ve bulk-fill özellikli bir kompozit rezin olup posterior dişlerin direkt restoratif tedavisinde kullanılır (Şekil 10). Bu materyal EvoFlow Bulk Fill ile aynı yapıya sahip olup, PowerFill ile benzer bileşime sahiptir. Geleneksel polimerizasyon cihazları ile polimerize olabildiği gibi, PowerCure ışık cihazı ile 3 saniyede de polimerize edilebilir. Aessencio Teknolojisi sayesinde, polimerizasyon sırasında translüsensi özelliği azalarak dentin benzeri doğal bir görünüm sağlar ve derin polimerizasyon sağlamak için mavi ışığın nüfuz etmesini kolaylaştırır.



**Şekil 10.** PowerFlow kompozit rezin (Ivoclar)

### 3.1.3 Omnicroma Flow Bulk

Omnichroma Flow Bulk, küresel doldurucu teknolojisini temel alan ve geliştirilmiş özelliklere sahip yenilikçi bir kompozit rezindir (Şekil 11). Matris bileşeni olarak UDMA ve TEGDMA içermekte olup, bu monomerler polimerizasyon sonrası dengeli mekanik dayanıklılık ve işlenebilirlik sağlamaktadır. Doldurucu sistemi, 260 nm çapında, üniform boyutlu supra-nano küresel  $\text{SiO}_2\text{-ZrO}_2$  partiküllerinden oluşmakta olup, bu partiküller hem doğrudan hem de kompozit rezin doldurucu bileşeni olarak yer almaktadır. Omnicroma Flow Bulk'ın doldurucu oranı ağırlıkça %69, hacimce %55'tir, bu oranlar materyalin hem yüksek dayanıklılık hem de optimum işlenebilirlik özelliklerini korumasına katkıda bulunmaktadır. Omnicroma'nın Smart Chromatic Technology sistemi, kompozit rezin diş hekimliğinde yapısal renk teknolojisinden yararlanan ilk sistem olma özelliğini taşımaktadır.

Omnichroma Flow Bulk, tabakalı kompozit rezin uygulamalarına gerek kalmadan bulk-fill restorasyonlarda kullanılabilir ve 16 VITA renginin tamamıyla yüksek düzeyde renk uyumu sağlayarak restoratif süreci basitleştirir.



Şekil 11. Omnichroma Flow Bulk kompozit rezin (Tokuyama)

### 3.2 Çalışmada Kullanılan Işık Cihazı

Çalışmamızda Ivoclar firması tarafından üretilen Bluephase PowerCure ışık cihazı kullanılmıştır (Şekil 12). Yüksek güçlü, Polywave teknolojisine sahip, kablosuz 3. kuşak bir LED polimerizasyon cihazıdır ve dört farklı ışık programıyla çeşitli dental uygulamalara uyum sağlar. PreCure programı, fazla siman materyalinin uzaklaştırılmasını kolaylaştırmak için 950 mW/cm<sup>2</sup> ışık yoğunluğu ile 2 saniyelik bir ön polimerizasyon sunar. High Power programı 1200 mW/cm<sup>2</sup> ışık yoğunluğu ile 5, 10 veya 20 saniyelik polimerizasyon süreleri sağlar. Turbo programı 2100 mW/cm<sup>2</sup> ışık yoğunluğu ile 5 saniyede polimerizasyon gerçekleştirir. 3s Cure-Mode'u 3050 mW/cm<sup>2</sup> ışık yoğunluğu ile en hızlı polimerizasyon işlemini sunarak 3 saniyede polimerizasyon sağlar. Cihaz, 385-515 nm dalga boyu aralığında ışıkla sertleşen tüm dental materyallerle uyumludur ve üretici talimatlarına uygun şekilde kullanılması gerekmektedir.



Şekil 12. Bluephase PowerCure LED ışık cihazı (Ivoclar)

### 3.3 Çalışmada Kullanılan FTIR-ATR Cihazı

Farklı sürelerde ve modlarda polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin dönüşüm derecelerinin belirlenmesi amacıyla, Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde bulunan ve katı ile sıvı materyallerin analizine uygun olan bir FTIR spektrometresi (Perkin-Elmer Spectrum Two, Waltham, ABD) kullanılmıştır (Şekil 13). Bu cihaz,  $4000-400\text{ cm}^{-1}$  dalga boyu aralığında ölçüm yapabilmekte olup, basınç kolu mekanizması sayesinde numunelerin ATR elmas kristaliyle optimal temasını sağlayarak yüksek kaliteli spektrumlar elde edilmesine olanak tanımaktadır.



Şekil 13. FTIR-ATR cihazı (Perkin Elmer Spectrum Two, Waltham, ABD)

### 3.4 Çalışmada Kullanılan Mikrosertlik Cihazı

Bu çalışmada, kompozit rezin örneklerin mikrosertlik değerleri, Vickers mikrosertlik ölçüm cihazı (HMV-2, Microhardness Tester, Shimadzu, Japonya) kullanılarak belirlenmiştir (Şekil 14). Vickers mikrosertlik testi,  $136^\circ$  açılı elmas piramit uç ile gerçekleştirilen ve test edilen materyalin türü ve kalınlığına bağlı olarak uygulanan yük sonucunda yüzeyde oluşan izin köşegen uzunluklarının optik sistemler aracılığıyla ölçülmesine dayanan bir yöntemdir. Test cihazı, aynı tabla üzerinde konumlandırılmış Vickers mikrosertlik ucu ile x10 ve x40 büyütme kapasitesine sahip iki adet oküler içermektedir. Ölçüm yapılacak yüzeylere belirlenen sürede sabit bir yük uygulanarak,

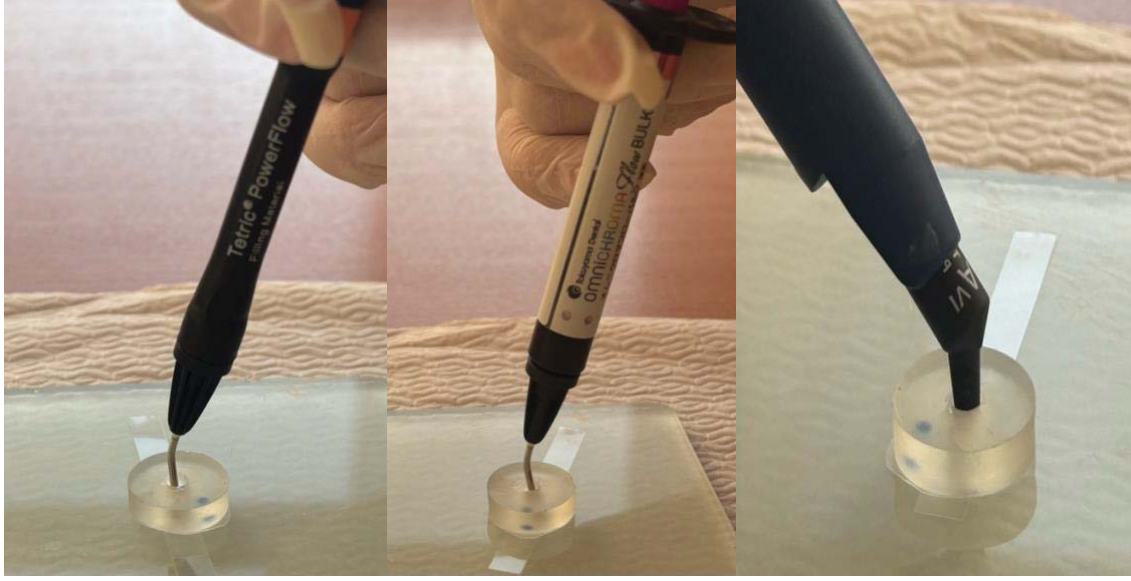
materyal yüzeyinde piramit şeklinde bir deformasyon izi oluşturulmaktadır. Bu izlerin görüntüleri, cihaza entegre edilmiş bir bilgisayar ekranında büyütülerek, piramidin köşelerine teğet geçen paralel çizgilerin ayarlanmasıyla hassas ölçüm gerçekleştirilmektedir.



**Şekil 14.** Vickers mikrosertlik cihazı (HMV-2, Microhardness Tester, Shimadzu, Japonya)

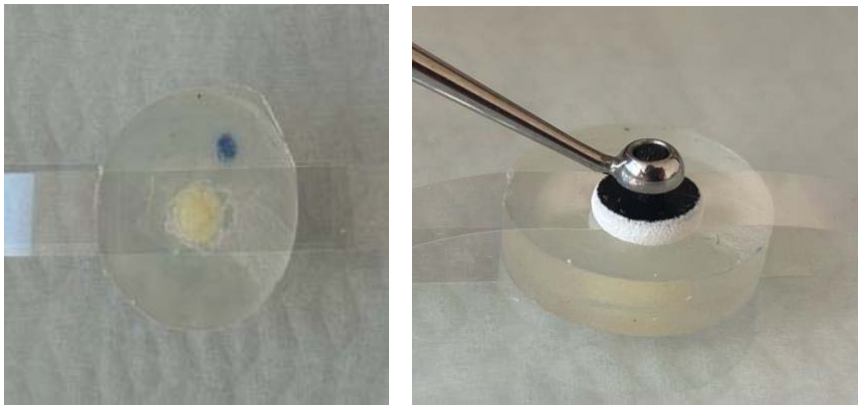
### 3.5 Kompozit Resin Örnek Gruplarının Hazırlanması

Uygulamalardaki standardizasyonu sağlamak amacıyla, tüm örnek hazırlanmaları tek bir araştırmacı tarafından yürütüldü. Çalışmamız kapsamında kullanılan kompozit resin örnekleri, 3 mm çapında ve 4 mm yüksekliğinde olacak şekilde, yuvarlak beyaz plastik kalıplar kullanılarak hazırlandı. Akışkan kompozit resinler, cam lam üzerine yerleştirilen şeffaf bir Mylar bant aracılığıyla, hava kabarcığı oluşumunu önleyecek biçimde plastik kalıplara enjekte edildi (Şekil 15).



**Şekil 15.** Kompozit rezinlerin kalıplara enjeksiyonu ile örneklerin hazırlanması

Kondanse edilebilen PowerFill (Ivoclar) kompozit rezini, yapışmaz yüzeye sahip OptraSculp Pad (Ivoclar) el aleti yardımıyla kalıplara uygulandı. Örneklerin üst yüzeyinin düzgünlüğünü sağlamak ve fazla materyalin uzaklaştırılmasını temin etmek amacıyla, örneklerin üzerine şeffaf bir bant ve siman camı yerleştirildi; bu aşamada hafif basınç uygulanarak homojen bir yüzey elde edilmesi sağlandı.



**Şekil 16.** Kondanse edilebilen kompozit rezin örneklerinin hazırlanışı

LED ünitesinin ışınım şiddeti, polimerizasyon öncesinde ve sonrasında bir radyometre (Bluephase Meter, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak izlendi. Ölçüm sırasında cihazın ucu, radyometre sensörüne 0 mm mesafede konumlandırıldı (Şekil 17).



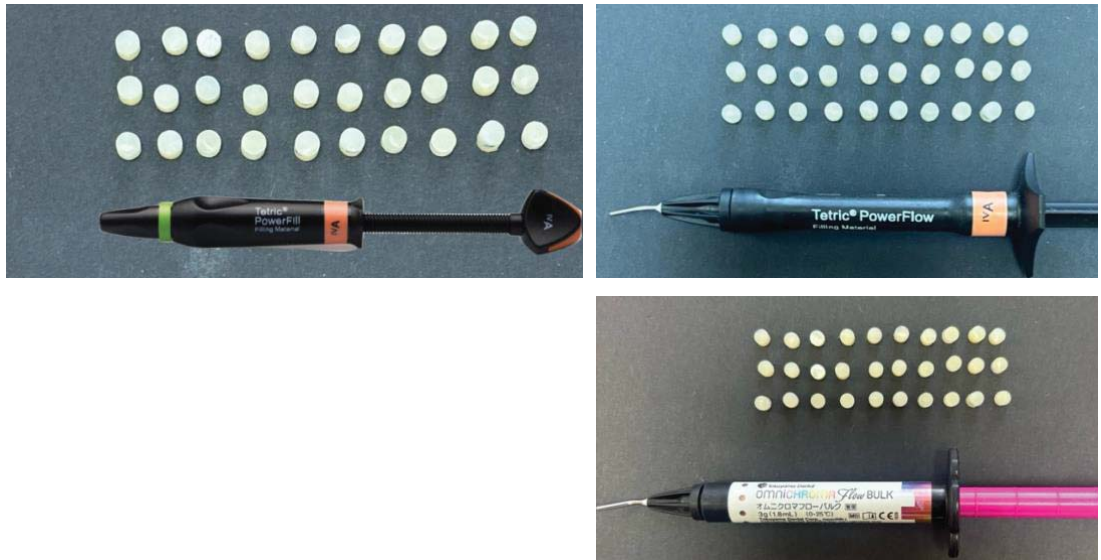
Şekil 17. Radyometre (Bluephase Meter, Ivoclar, Lichtenstein) ile LED ışık cihazının ışınım şiddetinin ölçümü

Örnekler, plastik kalıbın üst yüzeyinden Bluephase PowerCure ışık cihazı kullanılarak polimerize edildi. Polimerizasyon işlemi, farklı gruplarda değişen polimerizasyon protokolleri ile gerçekleştirildi. Bir grupta cihaz, standart güç modunda ( $1100 \text{ mW/cm}^2$ - 20 sn), diğerinde yine standart güç modunda ancak daha kısa sürede ( $1100 \text{ mW/cm}^2$  - 10 sn) ve üçüncü grupta ise ekstra güç modunda ( $3050 \text{ mW/cm}^2$  - 3 sn) uygulandı (Şekil 18,19).



**Şekil 18.** Kompozit rezin örneklerin polimerize edilmesi

Bu çalışma kapsamında, üç farklı bulk-fill kompozit rezin materyali, üç farklı ışık şiddetiyle ve tek tabaka halinde uygulandı. Her bir grup için 20 örnek olacak şekilde toplamda 180 örnek hazırlandı. Deneysel standardizasyonun sağlanması amacıyla, hazırlanan örnekler amber renkli şişelerde, etüvde 37°C’de 24 saat saklanarak çevresel faktörlerin olası etkileri minimize edilmiştir. Ardından, hazırlanan kompozit rezin örnekler, mikrosertlik ve monomer dönüşüm derecesinin ölçümü için gerekli analizlere hazırlanmak amacıyla iki ayrı gruba ayrıldı.



**Şekil 19.** Çalışmada kullanılan kompozit rezin örnekler

### 3.6 Kompozit Rezın Örneklerin Dönüşüm Derecelerinin Ölçümü

Hazırlanan örneklerin monomer dönüşüm dereceleri, FTIR analizi kullanılarak belirlendi. Radyoopak materyallerin varlığı nedeniyle, FTIR analizinin ATR (Attenuated Total Reflectance) yöntemi tercih edildi. Kompozit rezın örneklerin monomer dönüşüm derecelerinin tespiti amacıyla, öncelikle polimerize edilmemiş restoratif materyaller üzerinde FTIR analizi gerçekleştirildi. FTIR spektrumları, 400–4000  $\text{cm}^{-1}$  dalga boyu aralığında, 4  $\text{cm}^{-1}$  çözünürlükte ve 25 tarama ile kaydedildi. Ölçümlere başlamadan önce, arka plan FTIR spektrumu elde edildi. 24 saatlik bekleme süresinin ardından, her bir örnek dikkatlice ATR kristal plakasının üzerine yerleştirildi ve örnek ile ATR kristali arasındaki temasın optimum seviyede sağlanması amacıyla bir kelepçe ile sabitlendi. Ardından, örneklerin FTIR spektrumu kaydedildi. Hem alt hem üst yüzeyden spektral ölçümler alındı (Şekil 20).



Şekil 20. Kompozit rezın örneklerin FTIR ile spektral ölçümlerinin alınması

Polimerizasyon derecesi (DC), alifatik  $\text{C}=\text{C}$  ( $1638 \text{ cm}^{-1}$ ) ve aromatik  $\text{C}\cdots\text{C}$  ( $1608 \text{ cm}^{-1}$ ) spektral bantlarının absorpsiyon şiddetleri (pik yükseklikleri) oranındaki değişim esas alınarak aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanmıştır.

$$\text{Dönüşüm Derecesi (\%)} = \left( 1 - \frac{\left( \frac{A_{\text{alifatik}}}{A_{\text{aromatik}}} \right)_{\text{kürlenmiş}}}{\left( \frac{A_{\text{alifatik}}}{A_{\text{aromatik}}} \right)_{\text{kürlenmemiş}}} \right) \times 100$$

### 3.7 Kompozit Rezin Örneklerin Mikrosertik Ölçümü İçin Hazırlanması

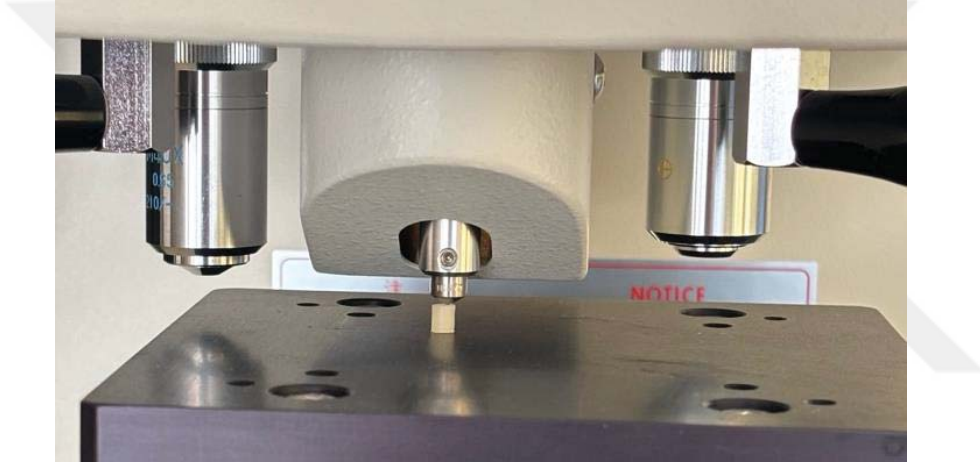
Mikrosertlik testi için hazırlanan toplam 90 kompozit rezin örnek, ışık geçirgenliği olmayan kapalı kaplarda, 37°C’de etüvde 24 saat boyunca bekletildikten sonra cilalama işlemine tabi tutuldu. Tüm örneklerin cilalama işlemi uygulanacak üst yüzeylerine, oksijen inhibisyon tabakasının uzaklaştırılması ve standart bir başlangıç yüzeyinin oluşturulması amacıyla, OptiDisc (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD) düzenleme sistemi kullanıldı (Şekil 21.) Bu doğrultuda, sistemin diskleri sırasıyla kuru halde, her bir aşamada 9000 rpm hızında ve 30’ar saniye boyunca yüzeylere uygulandı. OptiDisc sistemi, dört farklı aşındırıcılık seviyesine sahip disklerin ardışık olarak kullanımına dayanmaktadır. Bu diskler; kalın (80 µm), orta (40 µm), ince (20 µm) ve ekstra ince (10 µm) olmak üzere dört farklı gruba ayrılmaktadır. Örneklerin alt yüzeylerine herhangi bir işlem uygulanmadı, tüm cilalama işlemleri yalnızca üst yüzeylere yönelik olarak gerçekleştirildi.



**Şekil 21.** Örneklerin hazırlığı için kullanılan cilalama diskleri (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD)

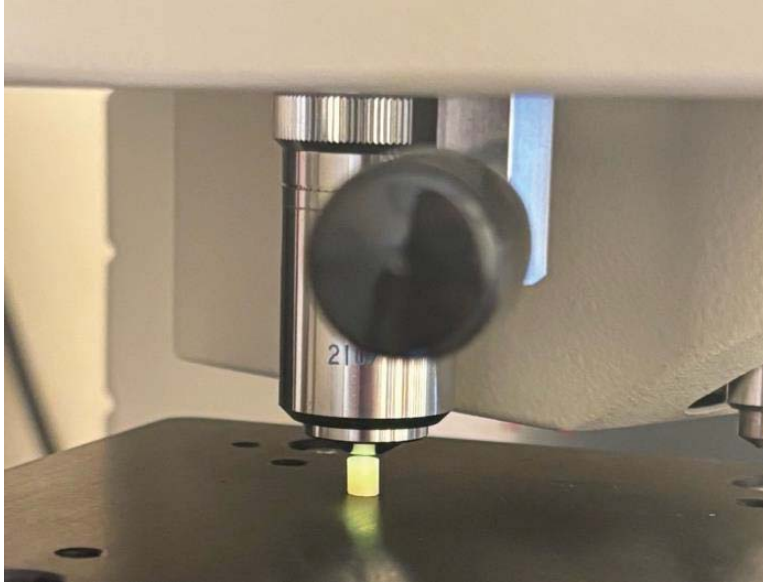
### 3.8 Kompozit Rezin Örneklerin Mikrosertlik Ölçümlerinin Yapılması

Mikrosertlik testi için hazırlanan kompozit rezin örnekler, test cihazının tablasına dikkatlice yerleştirildi ve üst ile alt yüzeylerine Vickers mikrosertlik cihazının elmas ucu ile belirlenen parametreler doğrultusunda işlem uygulandı. Bu doğrultuda, her örneğin her iki yüzeyine, 200 gr sabit yük altında ve 15'er saniye süreyle baskı uygulanarak piramidal izler oluşturuldu. Ölçümlerin tutarlılığını sağlamak amacıyla, her bir yüzeyde oluşturulan çentikler arasında 1 mm mesafe bırakılarak üç ayrı iz elde edildi (Şekil 22).



**Şekil 22.** Kompozit rezin örneklerde intendatör uç ile çentik oluşturulması

Çentik oluşturma işleminin ardından, örnekler mikrosertlik cihazının x40 büyütme merceği altına yerleştirildi ve oluşan piramidal çentiklerin köşegen uzunlukları, cihazın x-y-z düzleminde hareket edebilen kolları kullanılarak manuel olarak ölçüldü. Elde edilen bu veriler doğrultusunda, cihaz tarafından otomatik olarak Vickers mikrosertlik (HV) değeri hesaplandı. Her bir yüzeyde gerçekleştirilen üç ayrı ölçümün aritmetik ortalaması alınarak, ilgili yüzeyin mikrosertlik değeri belirlendi (Şekil 23).



**Şekil 23.** Kompozit örneğin büyütme altında Vickers mikrosertlik değerinin hesaplanması

### 3.9 Kompozit Rezin Örneklerin Mikrosertlik Oranları

Her bir örneğin üst ve alt yüzey mikrosertlik değerleri, gerçekleştirilen üç ayrı ölçümün aritmetik ortalaması alınarak belirlendi. Mikrosertlik oranlarının karşılaştırmasını yapmak amacıyla örneklerin alt yüzey mikrosertlik değeri, üst yüzey mikrosertlik değerine oranlandı ve elde edilen değer 100 ile çarpılarak mikrosertlik oranları hesaplandı.

$$\text{Mikrosertlik oranı (HR)} = \frac{\text{Alt yüzeyin Vickers mikrosertlik}}{\text{Üst yüzeyin Vickers mikrosertlik}} \times 100$$

### 3.10 İstatistiksel Değerlendirmeler

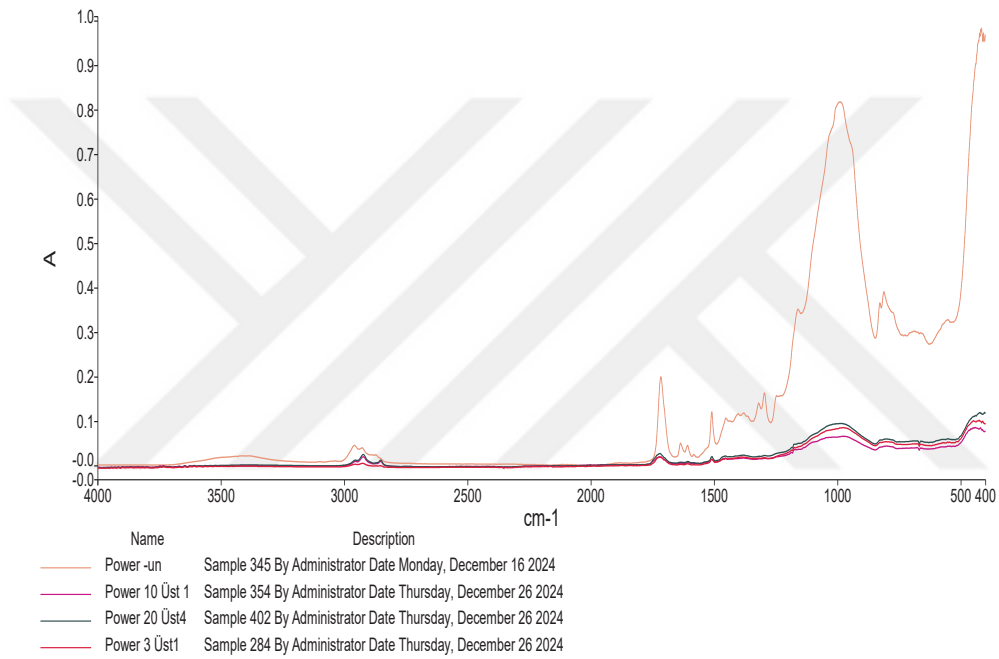
Tüm istatistik analizler SPSS 25.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) programı kullanılarak yapıldı. Çalışmadan elde edilen veriler için öncelikle tanımlayıcı istatistikler hesaplandı (ortalama  $\pm$  standart sapma). Verilerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov testi ile araştırıldı. Tüm değişkenlere ait verilerin normal dağılıma uygun olduğu saptandı ( $p>0.05$ ). Dönüşüm derecelerinin ve mikrosertlik verilerinin gruplar arası karşılaştırmalarda paired T testi, ANOVA testi ve Tukey testleri kullanıldı. Çalışmada  $p<0.05$  istatistiksel olarak anlamlı olarak kabul edildi.



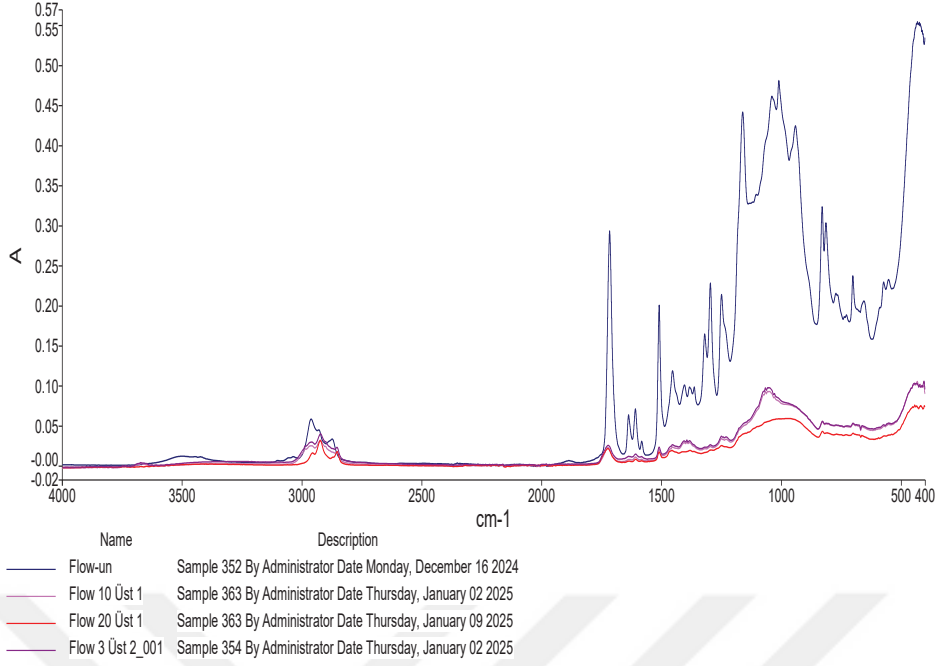
## 4. BULGULAR

### 4.1 Kompozit Rezinlerin Dönüşüm Derecesi Bulguları

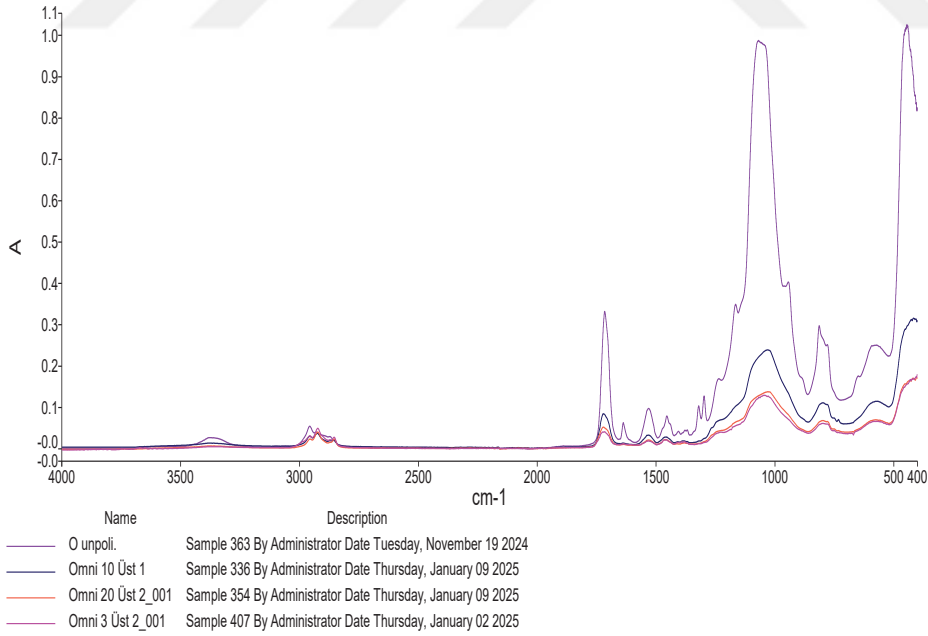
PowerFill, PowerFlow ve Omnichroma Flow Bulk kompozit rezinlerinin Bluephase PowerCure LED ışık cihazı ile 3sn, 10sn ve 20sn polimerize edildikten sonraki dönüşüm dereceleri FTIR/ATR spektrumu ile görüntülendi. Bu görüntü spektrumları sırasıyla Grafik 1-3 arasında izlenmektedir.



**Grafik 1.** PowerFill kompozit rezininin polimerizasyon öncesi ve Bluephase PowerCure LED ışık cihazı ile 3 farklı ışık uygulama süresinde polimerize edilmesi sonrası oluşan FTIR/ATR spektrumları



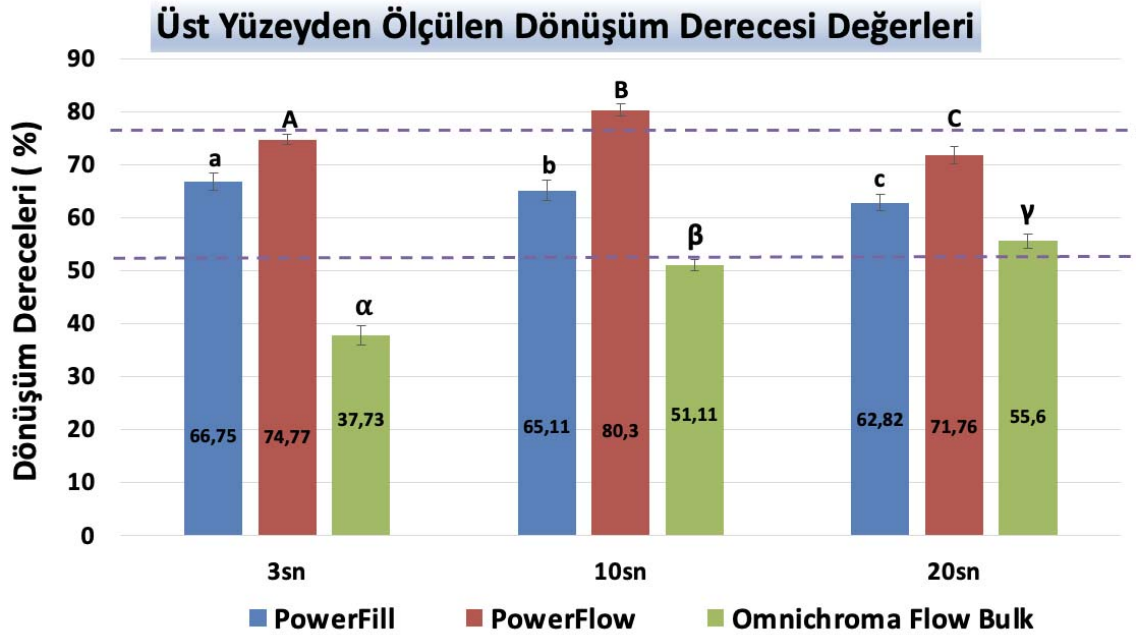
**Grafik 2.** PowerFlow kompozit rezininin polimerizasyon öncesi ve Bluephase PowerCure LED ışık cihazı ile 3 farklı ışık uygulama süresinde polimerize edilmesi sonrası oluşan FTIR/ATR spektrumları



**Grafik 3.** Omnichroma Flow Bulk kompozit rezininin polimerizasyon öncesi ve Bluephase PowerCure LED ışık cihazı ile 3 farklı ışık uygulama süresinde polimerize edilmesi sonrası oluşan FTIR/ATR spektrumları

#### 4.1.1 Üst Yüze Ait Dönüşüm Derecesi Bulguları

Tüm gruplara ait üst yüzeyden ölçülen dönüşüm derecesi değerlerinin dağılımları Grafik 4'te görülmektedir. Yapılan paired T-testi karşılaştırmaları sonucunda, tüm grupların ikili karşılaştırmaları anlamlı çıktı ( $p<0.05$ ). PowerFlow grubu, tüm süreler için ve tüm materyallere kıyasla en yüksek dönüşüm derecesine sahip olan kompozit rezin oldu ( $p<0.05$ ). Omnichroma Flow Bulk, tüm süreler için diğer materyallere göre en düşük dönüşüm derecesine sahip kompozit rezindi ( $p<0.05$ ). Yine bu grup özellikle 3 sn'de çok düşük dönüşüm derecesi gösterdi ve istatistiksel olarak diğer gruplara göre anlamlı fark oluşturdu ( $p<0.05$ ). 10 sn polimerizasyon, PowerFlow için en iyi dönüşüm derecesini sağlarken; PowerFill için bu değer 3 sn ve Omnichroma Flow Bulk için ise 20 sn polimerizasyon sonucunda elde edildi.



**Grafik 4.** Kompozit Resinlerin Üst Yüzeyden Ölçülen Dönüşüm Derecelerinin Grafikselleştirilmesi. Sütunların üzerindeki farklı harfler, istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları göstermektedir ( $p<0.05$ ).

PowerFill'in dönüşüm derecesi, uygulanan polimerizasyon süresi arttıkça sayısal olarak azaldı ( $p < 0.05$ ) ancak daima istenilen dönüşüm derecesi olan %52-75 (Jain ve ark., 2018; Silikas ve ark., 2000) aralığında bir değerde seyretti. Ayrıca, standart sapma değerlerinin nispeten düşük olması, ölçümlerin güvenilir olduğunu ve farklı örnekler arasında büyük değişimler yaşanmadığını ortaya koydu.

PowerFlow diğer kompozit rezin materyallerine göre, tüm süreler için en yüksek dönüşüm derecesine sahip grup olarak belirlendi ( $p < 0.05$ ). Buna karşın, en yüksek dönüşüm derecesini 10sn polimerizasyon sonrasında göstermekte beraber; tüm sürelerdeki dönüşüm değerleri istenilen aralık olan %52-75 (Jain ve ark., 2018; Silikas ve ark., 2000) değerlerinden daha yüksekti.

Omnichroma Flow Bulk, ANOVA ve Tukey post-hoc analizleri sonuçlarına göre, incelenen tüm kompozit rezin grupları arasında en düşük dönüşüm derecesine sahip materyal oldu ( $p < 0.05$ ). Hatta, elde edilen değerler istenilen dönüşüm derecesi olan %52-75 (Jain ve ark., 2018; Silikas ve ark., 2000) oranına ancak 20sn polimerizasyon süreci sonucunda ulaşılabilirdiğini gösterdi. Özellikle, 3 saniyelik polimerizasyon süresi, diğer materyallere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bir dönüşüm derecesi ( $p < 0.05$ ) gösterdi. Omnichroma Flow Bulk'ın 20 saniyelik polimerizasyon süresi, dönüşüm oranında ilave bir artış sağladı ancak bu artış PowerFill ve PowerFlow'a kıyasla istatistiksel olarak anlamlı şekilde çok daha düşük seviyede kaldı ( $p < 0.05$ ).

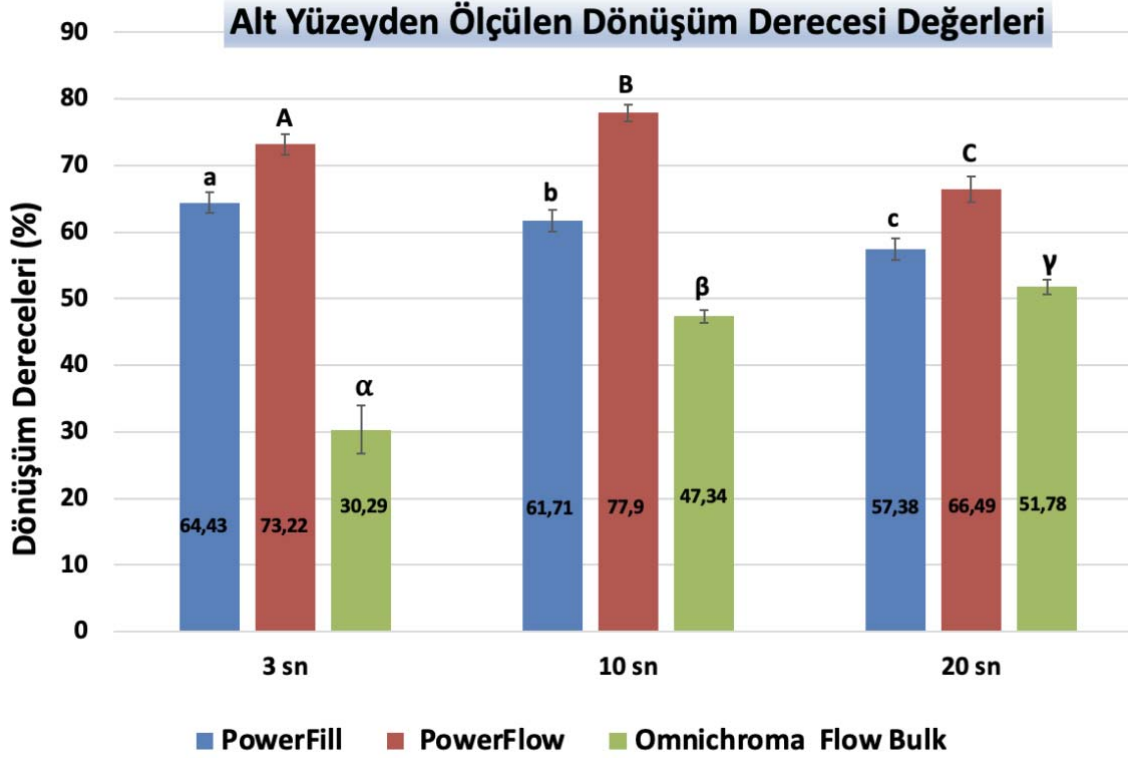
ANOVA ve Tukey post-hoc analizleri, farklı polimerizasyon süreleri arasında ve materyallerin farklı sürelerde polimerize edilmelerinin arasında anlamlı farklılıklar olduğunu ( $p=0.000$ ) gösterdi.

#### **4.2.2 Alt Yüze Ait Dönüşüm Derecesi Bulguları**

Gruplara göre alt yüzeyden ölçülen dönüşüm derecesi değerlerinin dağılımları Grafik 5'te izlenmektedir. Alt yüzey dönüşüm dereceleri, istatistiksel analiz sonuçlarına göre üst yüzey değerlerine kıyasla anlamlı derecede daha düşük bulundu ( $p < 0.000$ ).

Yapılan paired T-testi karşılaştırmaları sonucunda, tüm grupların karşılaştırmaları anlamlı çıktı ( $p < 0.05$ ). PowerFlow grubu, tüm süreler için ve tüm kompozit rezinlere göre en yüksek alt yüzey dönüşüm derecesine sahip olan grup oldu

( $p < 0.05$ ). Omnichroma Flow Bulk, tüm süreler için diğer materyallere göre en düşük alt yüzey dönüşüm derecesine sahip kompozit rezindi ( $p < 0.05$ ). Yine bu grup özellikle 3 sn’de çok düşük ve kabul edilemez dönüşüm değeri gösterdi ve istatistiksel olarak diğer gruplara göre anlamlı fark gösterdi ( $p < 0.05$ ). 10 sn süresi, PowerFlow için en iyi alt yüzey dönüşüm derecesini sağlarken; PowerFill için bu değer 3 sn ve Omnichroma Flow Bulk için ise 20 sn polimerizasyon sonucunda elde edildi.



**Grafik 5.** Kompozit Resinlerin Alt Yüzeyden Ölçülen Dönüşüm Derecelerinin Grafikselsel Gösterimi. Sütunların üzerindeki farklı harfler, istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları göstermektedir ( $p < 0.05$ ).

Üç sn süreli bir polimerizasyon yapıldığında ve materyallerin alt yüzeylerinin dönüşüm dereceleri karşılaştırıldığında; PowerFill ve PowerFlow için kabul edilebilir bir dönüşüm değeri elde edilirken, Omnichroma Flow Bulk için bu süre yetersiz kaldı. 20 sn’lik polimerizasyon süresi, PowerFill ve PowerFlow için dönüşüm oranında düşüşe neden olurken, Omnichroma Flow Bulk için artışa sebep oldu ( $p < 0.05$ ).

PowerFill ve PowerFlow'un 3sn polimerize edilmesi sonucunda üst ve alt dönüşüm değerleri arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı olmasına karşın ( $p < 0.05$ ), sayısal olarak çok farklı değerler göstermedi. Bu bulgu, kısa süreli bir ışık uygulaması neticesinde bile 4mm derinliğe kadar ışığın penetre olabildiğini ve materyalin alt yüzeyinde iyi bir polimerizasyon sağlanabildiğini gösterdi.

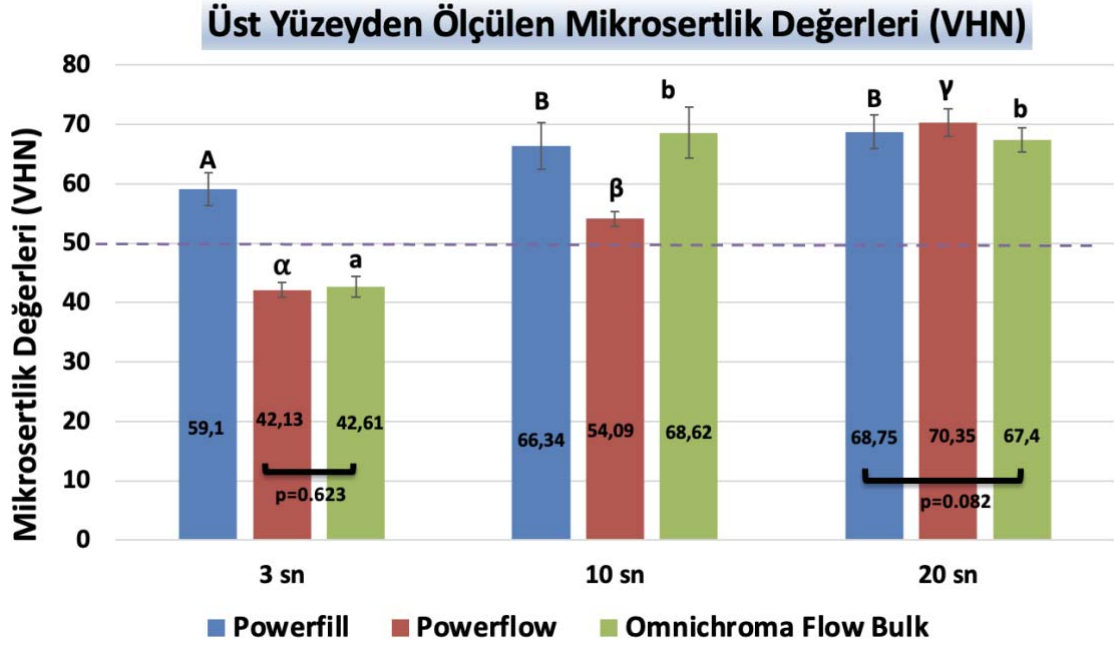
ANOVA ve Tukey post-hoc testleri; kompozit rezin türleri, polimerizasyon süreleri ve polimerize olan yüzeyler (üst/alt) karşılaştırıldığında, dönüşüm derecesi üzerinde hepsinin istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olduğunu ortaya koydu ( $p=0.000$ ).

## **4.2 Kompozit Rezinlerin Mikrosertlik Ölçümlerine İlişkin Elde Edilen Bulgular**

### **4.2.1 Üst Yüzey Mikrosertlik Ölçüm Bulguları**

PowerFill, PowerFlow ve Omnicroma Flow Bulk kompozit rezin gruplarının farklı polimerizasyon süreleri (3sn, 10sn, 20sn) için elde edilen üst yüzey mikrosertlik değerleri Grafik 6'da gösterilmektedir. Elde edilen veriler, kompozit rezin türü ve polimerizasyon sürelerinin mikrosertlik değerleri üzerinde anlamlı bir etkisi olduğunu gösterdi ( $p=0.000$ ). Polimerizasyon süresi arttıkça, üst yüzeylerden elde edilen mikrosertlik değerleri de artış gösterdi ( $p < 0.05$ ).

PowerFill, diğer materyallere göre 3sn ve 10sn süreli polimerizasyon neticesinde en yüksek üst mikrosertlik değerlerini gösterdi ( $p < 0.05$ ). Omnicroma Flow Bulk ve PowerFlow 3sn polimerizasyon neticesinde çok düşük üst mikrosertlik değerlerini gösterdi ( $p < 0.05$ ) ancak bu değerler süre arttıkça oldukça arttı. PowerFlow için en yüksek üst mikrosertlik değerleri 20sn'lik polimerizasyon sonucunda elde edildi.



**Grafik 6.** Kompozit Rezinlerin Üst Yüzeyden Ölçülen Mikrosertlik Değerlerinin Grafikselsel Gösterimi. Aynı renkteki sütunların üzerindeki farklı harfler, aynı materyalin farklı sürelerdeki istatistiksel olarak anlamlı farklılıklarını göstermektedir ( $p < 0.05$ ).

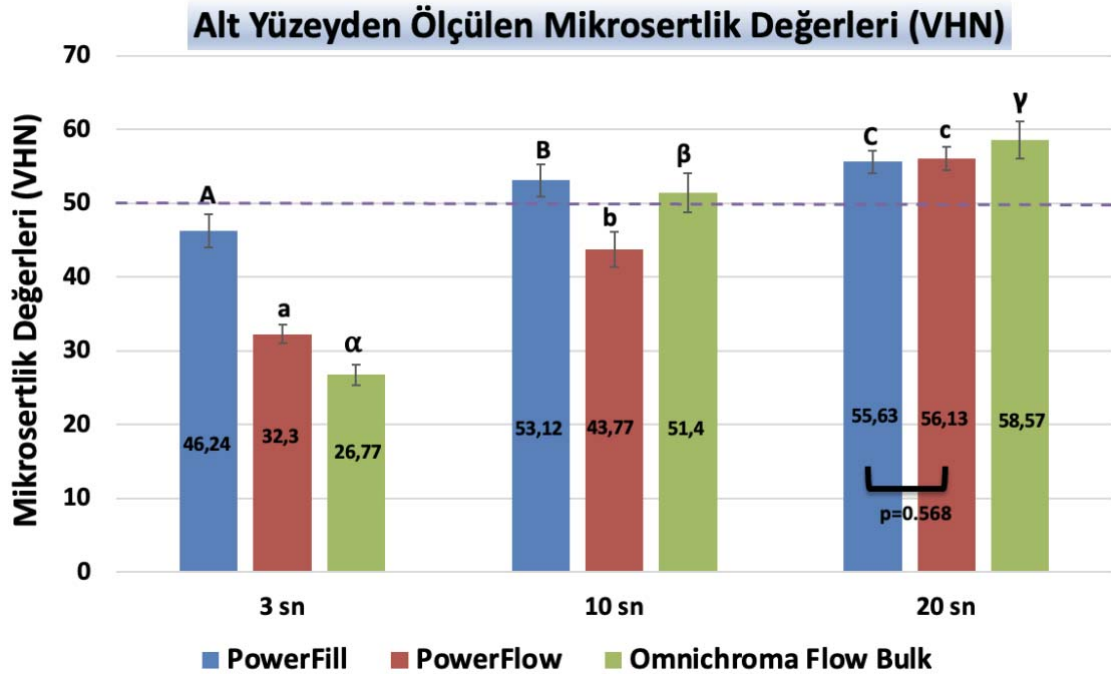
PowerFill için, 3 sn polimerizasyon süresinde ortalama mikrosertlik değeri 59.17 VHN olup, 10 sn süresinde anlamlı bir artış gözlemlendi (66.34 VHN,  $p < 0.05$ ) ve 20 sn süresinde ise 68.76 VHN'ye ulaştı. PowerFlow için, 3 sn süresinde ortalama mikrosertlik değeri 42.13 VHN olarak ölçüldü, 10 sn süresinde mikrosertlik değeri önemli bir artış gösterdi (54.10 VHN,  $p < 0.05$ ). 20 sn süresinde ise en yüksek mikrosertlik değeri elde edilerek 70.36 VHN'ye ulaşıldı ve bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p < 0.05$ ). Bu bulgular, PowerFlow'un daha uzun süreli ışık uygulamasına güçlü bir şekilde yanıt verdiğini ve polimerizasyon süresi arttıkça mikrosertlik kazanımının daha belirgin olduğunu göstermektedir. Bazı araştırmacılar, kompozit rezinler için mikrosertlik değerinin 50 VHN'yi aşmasının ideal olarak değerlendirilebileceğini önermektedir (Sharkey ve ark., 2001). Elde edilen bulgular istenen VHN değerine 3sn'de polimerize edilen PowerFlow ve Omnichroma Flow Bulk'ın ulaşmadığını gösterdi. Omnichroma Flow Bulk için, 3 sn süresinde ortalama mikrosertlik değeri 42.61 VHN olup, bu süre içerisinde en düşük mikrosertlik değerine sahip materyal olduğu görüldü ( $p < 0.05$ ). 10 sn süresinde sertlik değerinde anlamlı bir artış gözlemlendi (68.62 VHN,  $p < 0.05$ ) ve 20 sn süresinde ise 67.41 VHN olarak ölçüldü.

Polimerizasyon sürelerine göre kompozit rezinlerin üst sertlik verileri karşılaştırıldığında; 3sn için PowerFlow ve Omnicroma Flow Bulk VHN arasında fark olmadığı saptandı ( $p=0.623$ ). Yine 20sn polimerizasyon sonrasında PowerFill ve Omnicroma Flow Bulk'ın üst sertlik değerleri arasında fark olmadığı gözlemlendi ( $p=0.082$ )

#### 4.2.2 Alt Yüzey Mikrosertlik Ölçüm Bulguları

PowerFill, PowerFlow ve Omnicroma Flow Bulk kompozit rezin gruplarının farklı polimerizasyon süreleri (3sn, 10sn, 20sn) için elde edilen üst yüzey mikrosertlik değerleri Grafik 7'de gösterilmektedir.

Analiz sonuçları, kompozit rezin türü ve polimerizasyon süresinin alt yüzey mikrosertlik değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olduğunu gösterdi ( $p=0.000$ ). Polimerizasyon süresi arttıkça, tüm kompozit rezin gruplarının alt mikrosertlik değerleri de artış gösterdi ( $p<0.05$ ).



**Grafik 7.** Kompozit Resinlerin Alt Yüzeyden Ölçülen Mikrosertlik Değerlerinin Grafikselsel Gösterimi. Aynı renkteki sütunların üzerindeki farklı harfler, aynı materyalin farklı sürelerdeki istatistiksel olarak anlamlı farklılıklarını göstermektedir ( $p<0.05$ ).

PowerFill için, 3 sn polimerizasyon süresinde ortalama mikrosertlik değeri 46.24 VHN olup, 10 sn süresinde anlamlı bir artış göstererek 53.12 VHN'ye ulaştı ( $p < 0.05$ ). 20 sn süresinde ise 55.63 VHN olarak ölçüldü.

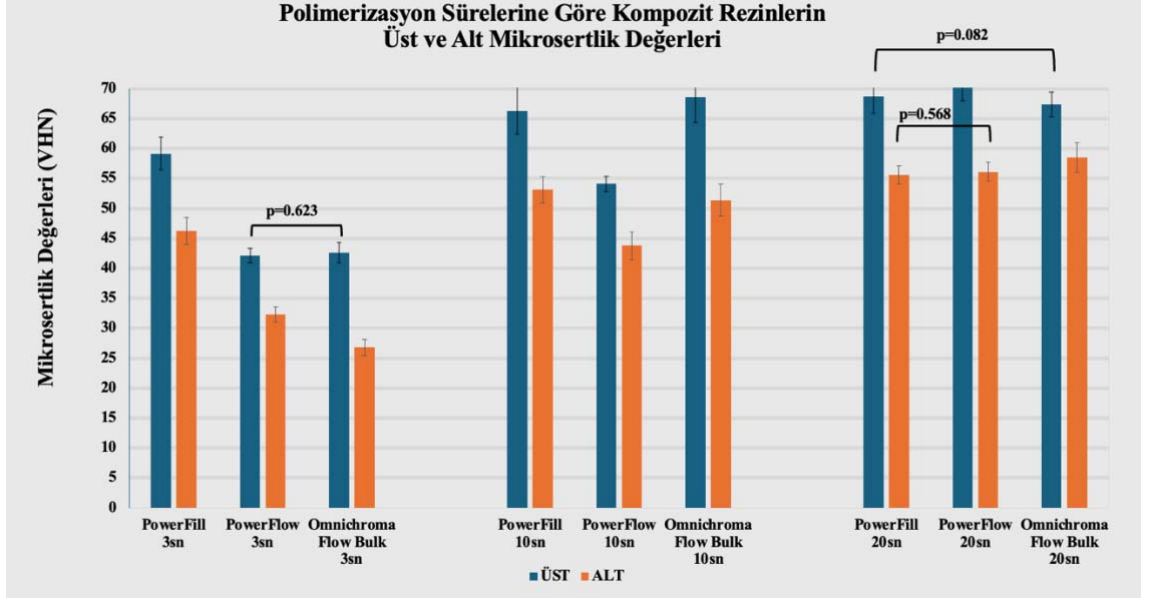
PowerFlow için, 3 sn süresinde ortalama mikrosertlik değeri 32.3 VHN olarak belirlendi, 10 sn süresinde mikrosertlik oranı anlamlı bir artış gösterdi (43.77 VHN,  $p < 0.05$ ). 20 sn süresinde ise yüksek mikrosertlik değeri elde edilerek 56.13 VHN'ye ulaşıldı.

Omnichroma Flow Bulk için, 3 sn süresinde ortalama mikrosertlik değeri 26.77 VHN olarak ölçüldü, bu süre içerisinde en düşük mikrosertlik değerine sahip materyal olduğu belirlendi ( $p < 0.05$ ). 10 sn süresinde mikrosertlik değeri önemli bir artış gösterdi (51.41 VHN,  $p < 0.05$ ) ve 20 sn süresinde ise 58.57 VHN'ye ulaşarak materyaller arasındaki en yüksek değere ulaştı.

Polimerizasyon sürelerine göre kompozit rezinlerin alt sertlik verileri karşılaştırıldığında; sadece 20 sn için PowerFill ve PowerFlow için alt VHN verileri arasında fark olmadığı saptandı ( $p=0.568$ ).

Bazı araştırmacılar, kompozit rezinler için mikrosertlik değerinin 50 VHN'yi aşmasının ideal olarak değerlendirilebileceğini öne sürmektedir (Sharkey ve ark., 2001). Elde edilen bulgular 3sn'de polimerize edilen hiçbir kompozit rezin grubunun alt mikrosertlik verileri açısından bu değerine ulaşamadığını gösterdi. 10sn polimerize edilenlerde ise PowerFlow bu değere ulaşamadı.

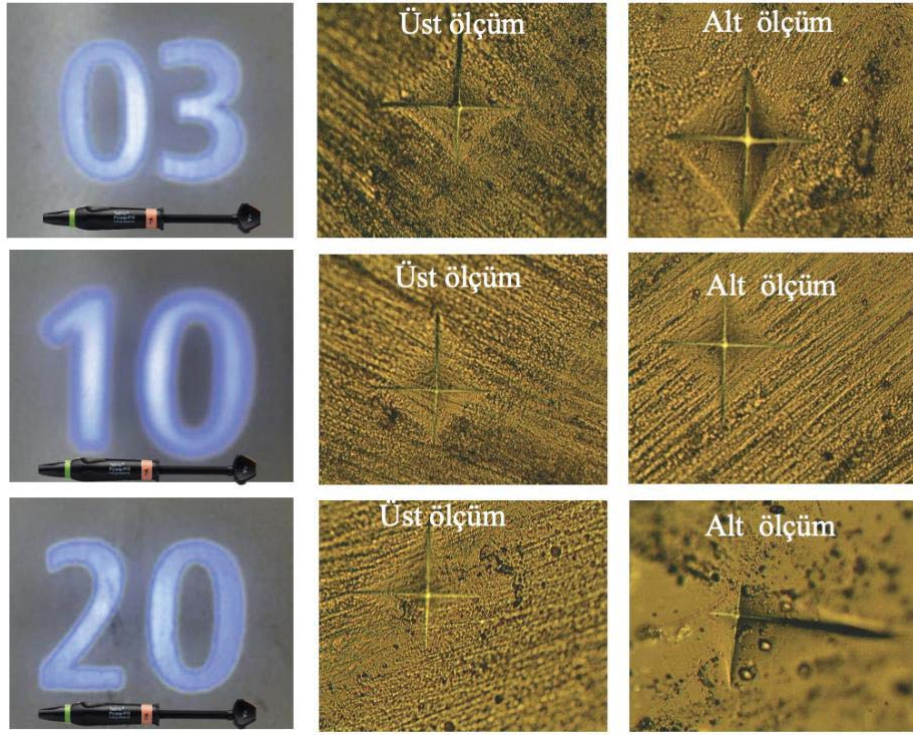
Üst ve alt mikrosertlik verilerinin toplu grafiksel gösterimi Grafik 8'de mevcuttur. Tüm materyaller için alt yüzey mikrosertlik değerleri, üst yüzeye kıyasla daha düşük bulundu.



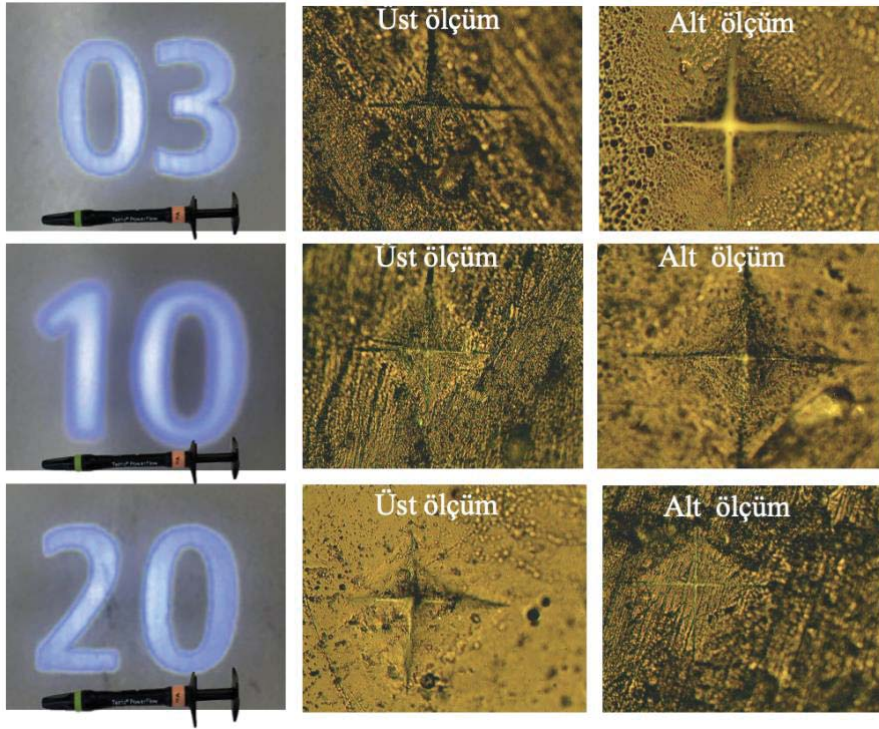
**Grafik 8.** Kompozit rezinlerin üst ve alt yüzeylerinden ölçülen mikrosertlik değerlerinin beraberce grafiksel gösterimi. Aralarında istatistiksel fark olan gruplar p değerleri ile grafikte işaretlenmiştir.

Üç sn polimerizasyon süresinde, PowerFlow ve Omnichroma Flow Bulk'ın üst yüzey mikrosertlik değerleri arasındaki fark anlamsız bulundu ( $p=0.623$ ). 20 sn polimerizasyon süresinde, PowerFill ve Omnichroma Flow Bulk'ın üst yüzey mikrosertlik değerleri arasındaki fark anlamsız bulundu ( $p=0.082$ ). Aynı süre polimerizasyonda yine PowerFill ve PowerFlow'un alt yüzey mikrosertlik değerleri arasında da anlamlı fark gözlenmedi ( $p=0.568$ ).

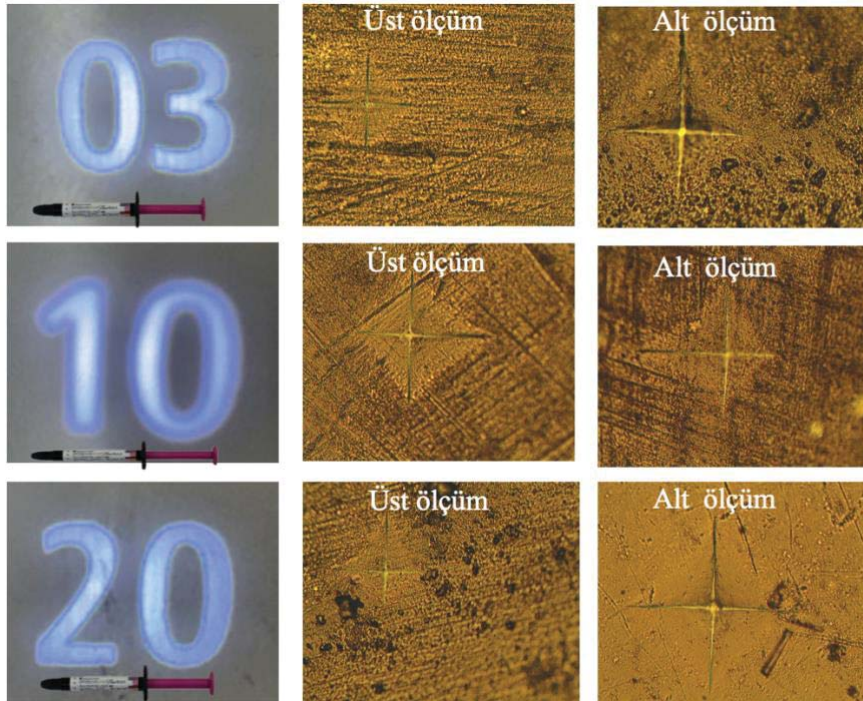
Farklı kompozit rezinlerin polimerizasyon sürelerine göre ve yüzeylerine göre mikrosertlik ölçüm verileri Şekil 24-26 arasında gösterildi.



**Şekil 24.** PowerFill kompozit rezininin farklı sürelerde polimerizasyonu sonucunda elde edilen üst ve alt yüzey mikrosertlik ölçüm görüntüleri.



**Şekil 25.** PowerFlow kompozit rezininin farklı sürelerde polimerizasyonu sonucunda elde edilen üst ve alt yüzey mikrosertlik ölçüm görüntüleri.



**Şekil 26.** Omnichroma Flow Bulk kompozit rezininin farklı sürelerde polimerizasyonu sonucunda elde edilen üst ve alt yüzey mikrosertlik ölçüm görüntüleri.

### 4.3 Kompozit Rezinlerin Mikrosertlik Oran (HR) Bulguları

PowerFill, PowerFlow ve Omnicroma Flow Bulk kompozit rezin gruplarının farklı polimerizasyon süreleri (3 sn, 10 sn, 20 sn) için hesaplanan Mikrosertlik Oranları (HR) değerleri analiz edilmiştir. HR, alt yüzey mikrosertliğinin üst yüzey mikrosertliğine oranı alınarak ve 100 ile çarpılarak hesaplanmaktadır. Klinik olarak HR değerinin %80 ve üzerinde olması istenmektedir ve polimerizasyon süresinin bu değer üzerindeki etkisi Paired Samples T-Testleri, ANOVA ve Tukey HSD post-hoc testleri kullanılarak değerlendirildi. Gruplara göre mikrosertlik oranları Tablo 2’de gösterilmektedir.

Süre	PowerFill		PowerFlow		Omnicroma Flow Bulk	
	HR (%)	SS	HR (%)	SS	HR (%)	SS
3 sn	%78,30 <sup>a</sup>	±4,89162	%76,75 <sup>a</sup>	±4,31397	%62,93 <sup>a</sup>	±4,02876
10 sn	%80,31 <sup>a</sup>	±5,02016	%80,96 <sup>b, c</sup>	±4,57665	%75,09 <sup>b</sup>	±4,51632
20 sn	%81,05 <sup>b</sup>	±4,16272	%79,87 <sup>c</sup>	±3,50727	%86,97 <sup>c</sup>	±4,57977

**Tablo 2.** Kompozit Rezin Gruplarının Mikrosertlik Oranları (HR) ve standart sapma değerleri (SS). Sütunlardaki aynı üst bilgi harfler istatistiksel olarak gruplar arasında fark olmadığını göstermektedir. Aynı süreler için aralarında fark olmayan gruplar okla belirtilmiştir.

Elde edilen veriler doğrultusunda, PowerFill ve PowerFlow grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0.05$ ). Süre bazında incelendiğinde, PowerFill ve PowerFlow için en yüksek mikrosertlik oranlarının 10 saniyelik polimerizasyon süresinde elde edildiği görüldü. Bu durum, 10 sn'lik polimerizasyon süresinin bu materyaller için optimal olduğunu ve hem alt hem de üst yüzey mikrosertliğinin dengeli bir şekilde geliştiğini gösterdi. 3 sn süresi genel olarak yetersiz kalırken, 20 sn süresi bazı gruplarda mikrosertlik oranının azalmasına neden oldu.

Omnichroma Flow Bulk için sonuçlar, diğer kompozit rezin gruplarına kıyasla belirgin farklılıklar gösterdi. 3 sn polimerizasyon süresi, Omnichroma Flow Bulk için en düşük mikrosertlik oranına (%62,93) sahip olup, bu sürede yetersiz polimerizasyon gerçekleştiğini gösterdi. 10 sn süresi ile mikrosertlik oranında önemli bir artış gözlemlendi, ancak en yüksek değer 20 sn süresi ile elde edildi (%86,97). Bu durum, Omnichroma Flow Bulk'un PowerFill ve PowerFlow'a kıyasla daha uzun polimerizasyon süresine ihtiyaç duyduğunu ve en uygun mikrosertlik oranının 20 sn süresinde sağlandığını gösterdi.

İstatistiksel analizler, ANOVA ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma testleri ile desteklendi, farklı materyaller ve polimerizasyon süreleri arasındaki anlamlı farklılıklar detaylı şekilde incelendi. Tukey HSD testi sonuçlarına göre, PowerFill ve PowerFlow arasında herhangi bir anlamlı fark bulunmazken, Omnichroma Flow Bulk'ın özellikle kısa polimerizasyon sürelerinde istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük mikrosertlik oranına sahip olduğu belirlendi ( $p < 0.05$ ).

## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmada kısa sürede 4mm'ye kadar etkin polimerizasyon sağlayabilen geliştirilmiş bir LED ışık cihazının (Bluephase PowerCure) farklı modlarının (3sn/10sn/20sn) PowerFill, PowerFlow ve Omnicroma Flow Bulk kompozit rezin materyallerinin dönüşüm derecesine, mikrosertliğine ve mikrosertlik oranına etkisi araştırıldı.

Posterior restorasyonlarda kullanılan materyallerin mekanik ve estetik özelliklerindeki ilerlemeler, klinik uygulamalarda pratikliği artırma gerekliliğini de beraberinde getirmiştir (Atalayın ve ark., 2017). Ancak, geleneksel kompozit rezinlerde, ışığın doldurucu partiküller tarafından saçılması ve fotobaşlatıcılar tarafından absorbe edilmesi, polimerizasyon derinliğinin yaklaşık 2 mm ile sınırlı kalmasına neden olmaktadır (W. Palin ve ark., 2018). Bu sınırlama, özellikle derin kavitelerde tabakalama tekniğinin zorunlu hale gelmesine, dolayısıyla uygulama süresinin uzamasına ve klinik pratiğin daha karmaşık hale gelmesine yol açmaktadır (Hamlin ve ark., 2016).

Bunun yanı sıra, polimerizasyon sürecinde ışık enerjisinin derin katmanlara ilerledikçe azalması, alt tabakalarda monomer dönüşüm oranının da düşmesine sebep olmaktadır. Yetersiz bir polimerizasyon, restorasyonun mekanik ve biyolojik özelliklerini olumsuz yönde etkileyerek, fiziksel dayanıklılığını zayıflatmakta ve artık monomer miktarında artışa neden olmaktadır (Yıldırım ve ark., 2023). Bu durum, zamanla renkleşme, biyouyumluluk sorunları ve pulpa dokusunda toksik etkiler gibi klinik problemlerin ortaya çıkmasına yol açabilmektedir (Tiba ve ark., 2013). Bu olumsuzlukları önlemek amacıyla, geleneksel kompozit rezinlerin en fazla 2 mm'lik tabakalar halinde uygulanması önerilmektedir (Dionysopoulos, 2016). Ancak, bu teknik derin kavitelerde kontaminasyon riskini artırarak, tabakalar arası bağlanma gücünü zayıflatmakta ve geniş Sınıf II restorasyonlarda yetersiz bir polimerizasyona neden olmaktadır. Dolayısıyla, hem restorasyonun uzun vadeli başarısını artırmak hem de klinik uygulamaları daha verimli hale getirmek amacıyla, gelişmiş ışık geçirgenliği ve optimize edilmiş polimerizasyon özelliklerine sahip yeni nesil kompozit malzemelerin geliştirilmesi büyük önem taşımaktadır (Van Ende ve ark., 2017).

Bulk-fill kompozit rezinler, bu sınırlamaları aşmak için geliştirilmiş olup, ışık geçirgenliğini artıran modifiye monomerler ve doldurucu partiküller sayesinde daha derin polimerizasyon sağlamak ve uygulama sürecini kolaylaştırmaktadır (Kelić ve ark., 2016). Bu özellikleriyle, restoratif diş hekimliğinde estetik, mekanik dayanıklılık ve klinik uygulama kolaylığı açısından önemli avantajlar sunmaktadır (Javed ve ark., 2024). Bulk-fill kompozit rezinler, daha kalın tabakalar halinde uygulanabilme avantajına sahiptir. Geleneksel kompozit rezinlerden farklı olarak 4 mm, hatta bazı çeşitlerinde 5 mm kalınlığa kadar polimerizasyon sağlanabilmektedir (Kaptan, 2019). Bulk-fill kompozit rezinlerde daha derin polimerizasyon elde edebilmek için çeşitli teknikler geliştirilmiştir. Bunlardan biri, inorganik doldurucu partiküllerin boyutlarının artırılması ile organik matris ve doldurucular arasındaki yüzey alanının azaltılmasıdır. Bu sayede materyalin translüsentliği artırılarak ışığın alt tabakalara daha etkili iletilmesi sağlanmaktadır (Bucuta ve Ilie, 2014). Bir diğer strateji ise geleneksel kamforokinonun yanı sıra, germanium bazlı bir fotobaşlatıcı olan Ivocerin'in kompozit rezin yapısına eklenmesidir. Ivocerin, 370-460 nm arasındaki ışığı absorbe edebilme kapasitesi sayesinde daha kısa sürede ve daha derin polimerizasyon elde edilmesine olanak tanımaktadır (Bucuta ve Ilie, 2014; Ilie ve ark., 2013).

Kompozit rezinlerin mekanik performansı, içerdikleri doldurucu partiküllerin mikro yapısal özelliklerinin iyileştirmesiyle doğrudan ilişkilidir. Günümüzde, bazı kompozit rezinler yalnızca mikro veya nano boyutlu doldurucular ile formüle edilmekteyken, en güncel yaklaşımlar, her iki partikül türünü bir araya getiren nanohibrit yapıların geliştirilmesine odaklanmaktadır (Elfakhri ve ark., 2022). Nanohibrit kompozit rezinler, mekanik zorlanmaların mikro yapı içinde daha homojen bir şekilde dağıtılmasını sağlayacak şekilde tasarlanmıştır. Bu sayede, partiküllerin ayrılması ve çatlak ilerlemesi engellenerek malzemenin uzun vadeli mekanik dayanımı artırılmaktadır. Bu gelişmiş yapı, nanohibrit kompozit rezinlerin basma ve eğme dayanım değerlerinin artışıyla desteklenmekte olup, özellikle yük altında oluşabilecek deformasyon risklerini en aza indirmektedir (Mohamad-Kharib ve ark., 2023; Soares ve ark., 2023). Elde edilen bu bulgular, nanohibrit sistemlerin geleneksel mikrohibrit ya da yalnızca nano-doldurucu içeren kompozit rezinlere kıyasla üstün mekanik performans sunduğunu göstermektedir. Dolayısıyla, restoratif materyallerin uzun vadeli başarısını artırma hedefi doğrultusunda nanohibrit kompozit rezinlerin kullanımı, klinik uygulamalar açısından önemli avantajlar sunmaktadır (Ali ve ark., 2019; Al-Sheikh, 2019).

Kompozit rezin materyallerin gelişim sürecinde, kullanım çeşitliliği ve uygulama kolaylığını artırmak amacıyla çeşitli viskozitelerde üretilen akışkan kompozit rezinlerin geliştirilmesi önemli bir dönüm noktasıdır. Bu gelişme, rezin matris oranının artırılması ya da doldurucu miktarının azaltılması suretiyle, materyalin diş yüzeyine adaptasyonunu ve uygulanabilirliğini kolaylaştırmıştır (Baroudi K ve ark., 2015.; Ferracane, 2024). Ancak, artan rezin matris içeriği, akışkan kompozit rezinlerin endikasyon aralığını sınırlandırarak, bu materyallerin servikal restorasyonlar, kavite tabanları ve gingival basamakları, oklüzal stresin oluşmadığı küçük kaviteler ile fissürlerin örtülmesi gibi uygulamalarda kullanılmasına sebep olurken; geniş kavitesi olan dişlerde, yüksek stresin olduğu bölgelerde veya oklüzal kavitelerde kullanımı önerilmemektedir (Hornung ve Klimek, 2005).

Akışkan kompozit rezinler, geleneksel materyallere kıyasla daha düşük aşınma direnci, bağlantı dayanımı ve renk stabilitesine sahip olmaları gibi dezavantajlar taşımaktadır (Geštakovski, 2019; Ypei Gia ve ark., 2021). Bu sınırlamaların üstesinden gelebilmek amacıyla, son dönemlerde ağırlıkça %75'e varan yüksek nanohibrit doldurucu içeriğine sahip, enjekte edilebilir kıvamda üretilen universal kompozit rezinler piyasaya sunulmuştur. Bu ürünlerin geliştirilmesindeki amaç, mekanik ve estetik özelliklerin iyileştirilerek restoratif uygulamalarda daha üstün performans sağlamaktır. (Geštakovski, 2019; Ypei Gia ve ark., 2021).

Malzeme bilimi ve optik teknolojilerdeki gelişmeler sayesinde yeni fotobaşlatıcı içeren kompozit rezinler ve ışıkla sertleştirme cihazları (LCU) geliştirilmiştir. Ancak, mevcut ışık yoğunluğu ve maruziyet süresi seçenekleri göz önüne alındığında, farklı kompozit rezinlerin klinik açıdan kabul edilebilir polimerizasyon seviyesine ulaşması için hangi ışık polimerizasyon protokollerinin uygulanması gerektiğine dair kesin bilgiler henüz netleşmemiştir (Algamaiah ve ark., 2024). Bu çalışmanın sonuçları, farklı ışık polimerizasyon protokollerine tabi tutulan çeşitli bulk-fill kompozit rezinlerin tepkisinde önemli değişkenlikler olduğunu ortaya koymuştur.

Çalışmamızda, kompozit rezin teknolojisindeki gelişmeler göz önünde bulundurularak, yüksek doldurucu oranına sahip, akışkan kıvamlı bulk-fill özellikli bir nanohibrit kompozit rezin olan PowerFlow, yine nanohibrit yapıdaki PowerFill ve supra-

nano küresel doldurucu içeren akışkan kıvamlı bulk-fill bir kompozit rezin olan Omnicroma Flow Bulk kullanıldı.

Kompozit rezinlerin çeşitli özelliklerini değerlendirmek amacıyla gerçekleştirilen çalışmalar, *in vivo* veya *in vitro* olarak tasarlanabilmektedir. Klinik çalışmalar, doğrudan hasta üzerinde gerçekleştirildiği için daha kapsamlı sonuçlar sunsa da; *in vitro* çalışmalar nispeten daha düşük maliyetli, uygulanması daha pratik ve hızlı sonuç veren bir yöntemdir (Magni ve ark., 2010). Bu bağlamda, kompozit rezinlerin fiziksel, kimyasal ve mekanik özellikleri, laboratuvar ortamında yapılan *in vitro* analizlerle sıklıkla değerlendirilmektedir. Özellikle, kompozit rezin restorasyonların klinik başarısını etkileyen en önemli parametrelerden biri olan monomer dönüşüm derecesi ve mikrosertlik özellikleri, *in vitro* koşullarda incelenebilmektedir. Biz de çalışmamızda bu sebeple *in vitro* deney yöntemini tercih ettik.

Kompozit rezinlerin polimerizasyon sürecinde elde edilen dönüşüm derecesi, büyük ölçüde dış faktörlere ve polimerizasyon koşullarına bağlıdır. Dimetakrilat monomerlerinin kimyasal yapısı, fotobaşlatıcı konsantrasyonu ve polimerizasyon mekanizması, materyalin içeriği ve translüsentliği ile doğrudan ilişkilidir (Leprince ve ark., 2013). Bunun yanı sıra, kullanılan ışık kaynağının dalga boyu, güç yoğunluğu, polimerizasyon süresi, ışık ucunun boyutu ve foto-aktivasyon yöntemi gibi faktörler dönüşüm derecesi üzerinde belirleyici rol oynamaktadır. Ayrıca, inorganik doldurucuların miktarı ve dağılımı, fotobaşlatıcı türü ve konsantrasyonu, materyalin rengi, aktivatör ve inhibitör içerikleri gibi parametreler de polimerizasyon etkinliğini etkileyen unsurlar arasında yer almaktadır. Yapılan çalışmalar, dönüşüm derecesinin kompozit rezin materyalinin formülasyonundan ve kullanılan ışık kaynağından etkilendiğini ortaya koymaktadır (Ozturk ve ark., 2013).

Kompozit rezinler, genellikle dimetakrilat esaslı bir yapıya sahip olup, polimerizasyon süreçleri görünür ışık uygulanarak aktive edilmektedir (Leprince ve ark., 2013). Işık uygulamasını takiben polimerizasyon işleminin büyük bir kısmı ilk birkaç dakika içinde gerçekleşse de; sürecin tam olarak tamamlanması ve ideal fizikokimyasal özelliklerin sağlanması için polimerizasyon mekanizmasının dikkatle değerlendirilmesi gerekmektedir (Skliutas ve ark., 2021).

Yetersiz polimerizasyon, kompozit rezinlerin kimyasal stabilitesinin azalmasına, mekanik dayanıklılığının düşmesine ve fiziksel özelliklerinin olumsuz yönde etkilenmesine neden olmaktadır. Ayrıca, yeterince polimerize olmamış artık monomerlerin varlığı, restorasyonun biyouyumluluğunu azaltarak pulpal dokular üzerinde potansiyel toksik etkiler oluşturabilmektedir. Bu nedenle, kompozit rezinlerde optimum polimerizasyon koşullarının sağlanması, restorasyonun uzun vadeli klinik başarısı açısından kritik bir gereklilik olarak değerlendirilmektedir (B. Sigusch ve Wettemann, 2021; Tanumihardja ve ark., 2019).

Literatürde, kompozit rezinlerin monomer dönüşüm derecesini ve mikrosertlik özelliklerini ayrı ayrı değerlendiren birçok çalışma bulunmaktadır (Bayrak ve ark., 2022; Par ve ark., 2018; Lempel ve ark., 2023; Yu ve ark., 2017). Bu iki analiz yöntemi, kompozit rezinlerin polimerizasyon etkinliğini farklı açılardan ele almakta olup, materyalin klinik performansı hakkında önemli veriler sunmaktadır. Monomer dönüşüm derecesi, reaksiyona girmemiş monomer miktarını belirleyerek biyouyumluluk açısından önemli bir gösterge sağlarken; mikrosertlik analizi ise materyalin mekanik dayanıklılığını değerlendirmeye yönelik kritik bir parametre olarak kabul edilmektedir (Tarle ve ark., 2015).

Bu doğrultuda, son yıllarda diş hekimliği pratiğinde yaygınlaşan bulk-fill kompozit rezinlerin polimerizasyon etkinliğini daha kapsamlı bir şekilde inceleyebilmek amacıyla, çalışmamızda hem monomer dönüşüm derecesini hem de mikrosertlik özelliklerini birlikte değerlendiren bir test protokolü oluşturuldu. Bu yöntemin, bulk-fill kompozit rezinlerin polimerizasyon süreçlerinin daha bütüncül bir perspektifle analiz edilmesine katkı sağlayacağı düşünüldü.

Hayashi ve ark. yaptığı bir çalışmada kompozit rezin örnekleri 3mm genişliğinde ve 4mm derinliğinde hazırlamışlardır (Hayashi ve ark., 2020). Biz de çalışmamızda kullandığımız kompozit rezin markalarının önerdiği 4mm derinliği esas alarak ve literatüre dayanarak 3mm genişliğinde ve 4mm derinliğinde kompozit örnekler hazırladık.

Kompozit rezinlerde monomer dönüşüm oranı, uygulanan ışık kaynağı ve polimerizasyon süresi ile doğrudan ilişkilidir (Rueggeberg ve ark., 1994; Vargas ve ark., 1998). Düşük enerjili ışık cihazlarının kullanımı, yetersiz polimerizasyona bağlı

olarak artan aşınma, renklenme, pulpa irritasyonu ve rekürrent çürük riski gibi olumsuz klinik sonuçlara yol açabilmektedir (Maghaireh ve ark., 2013; Vargas ve ark., 1998). Bu riskleri azaltmak amacıyla QTH, PAC ve LED gibi yüksek yoğunluklu ışık cihazları geliştirilmiş olup, günümüzde özellikle LED ışık sistemleri, etkinlikleri nedeniyle diğer yöntemlerin yerini almıştır (Maghaireh ve ark., 2013).

Geleneksel kompozit rezinlerde, yüksek yoğunluklu LED ışık cihazlarının, 2 mm kalınlığındaki restorasyon tabakalarının tüm derinliği boyunca yeterli polimerizasyon sağlayarak, materyalin fiziksel özelliklerini iyileştirdiği bildirilmiştir (Leprince ve ark., 2013). Bulk-fill kompozit rezinlerde ise, daha yüksek kalınlıklarda yeterli polimerizasyon sağlamak amacıyla farklı fotobaşlatıcı sistemler geliştirilmiş ve kompozit rezinlerin ışık geçirgenliği artırılmıştır (Fronza ve ark., 2017). Ancak, polimerizasyon süresinin üretici önerilerinin ötesine çıkarılması restorasyona komşu dokular ve pulpa üzerinde aşırı ısı birikimine neden olabileceğinden dikkatle değerlendirilmelidir (Janeczek ve ark., 2016; Ozturk ve ark., 2004).

Kompozit rezinlerin fiziksel stabilitesini artırmaya yönelik yaklaşımlardan biri de, radikal polimerizasyon mekanizmasını kontrol ederek polimer ağ yapısını düzenlemektir. Bu yaklaşım, radikal zincir büyümesini adım tabanlı bir polimerizasyona dönüştürerek, daha homojen bir polimer ağ yapısının elde edilmesini ve dolayısıyla gelişmiş fiziksel ve mekanik özellikler sağlanmasını amaçlamaktadır (Algamaiah ve ark., 2020).

Daha önce yapılan çalışmalarda,  $\beta$ -allyl sulfone (AFCT) reaktif bileşeni ilavesiyle, geri dönüşümlü ekleme-parçalanma zincir transferi (RAFT) polimerizasyon mekanizmasının dental polimerlerde kullanılabileceği önerilmiştir (Gorsche ve ark., 2014). AFCT reaktif bileşenin dimetakrilat esaslı bir ağ yapısına dahil edilmesi, polimerizasyon sürecinde polimer ağ mimarisini geliştirerek, ağ homojenitesini artırmakta, cam geçiş sıcaklığını yükseltmekte ve mekanik özellikleri iyileştirmektedir (Gorsche ve ark., 2014; Ilie ve Watts, 2020).

Bu yenilikçi modifikasyon, restoratif bir sistemin parçası olarak bulk-fill kompozit rezin materyallerinde uygulanmış olup, PowerCure (PowerFill ve PowerFlow; Ivoclar) restoratif sistemi içerisinde yer almaktadır. Bu restoratif materyaller Polywave ışık kaynağı kullanan bir ışıkla polimerizasyon ünitesi (LCU: Bluephase PowerCure)

aracılığıyla  $3050 \pm \%10$  mW/cm<sup>2</sup> yüksek ışık yoğunluğu ile çalışmak üzere tasarlanmıştır. Biz de çalışmamızda bu nedenlerden dolayı bu sistemin farklı modlarını kullanmayı tercih ettik.

Polimerizasyon ışıklarının verimliliği üzerinde ışık kılavuzunun tasarımı önemli bir rol oynamaktadır. Fibercam çubuklardan oluşan ışık kılavuzları, ışık yoğunluğunun korunmasını sağlayarak saçılma kayıplarını azaltmada etkili bir bileşen olarak öne çıkmaktadır. Konik yapıya sahip ışık kılavuzları, ışığın belirli bir yüzey alanına daha yoğun şekilde odaklanmasını sağlayarak ışık yoğunluğunu ve polimerizasyon etkinliğini artırmaktadır. Bu bağlamda, Bluephase PowerCure'un minimal konikliğe sahip (10 mm'den 9 mm'ye daralan) ışık kılavuzu, ışık yoğunluğunu optimize ederken ışık saçılımını en aza indirerek daha etkili bir polimerizasyon sağlamaktadır (3s PowerCure System Bilim dokümantasyonu). Bu bulgular, polimerizasyon sürecinin etkinliği açısından ışık kılavuzu tasarımının dikkate alınması gerektiğini ve optimal ışık iletimini sağlamak için kontrollü koniklik oranlarına sahip sistemlerin tercih edilmesinin önemli olduğunu göstermektedir (Corciolani ve ark., 2008).

Bir çalışmada, fiber optik ve polimer ışık uçlarıyla foto-aktive edilen kompozit rezinlerin monomer dönüşüm derecesi ve sertlik değerlerinde farklılıklar olduğu gözlemlenmiştir (Galvão ve ark., 2013). Bu durum, kullanılan ışık kılavuzu uçlarının malzeme bileşiminin güç yoğunluğu üzerinde doğrudan etkili olabileceğini ve bunun da kompozit rezinlerin fiziksel, kimyasal ve mekanik özellikleri üzerinde önemli bir rol oynayabileceğini göstermektedir.

Kompozit rezinlerde monomerlerin polimere dönüşüm derecesini belirlemek amacıyla çeşitli analitik yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemler arasında yer alan FTIR-ATR (Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi) monomer dönüşüm derecesini doğrudan belirlemede yaygın olarak tercih edilen ve güvenilir sonuçlar sağlayan bir tekniktir (Borges ve ark., 2013; Bolaños-Carmona ve ark., 2020; Yu ve ark., 2017; Par ve ark., 2020).

FTIR-ATR analizi, kompozit rezinlerin polimerizasyon öncesi ve sonrası durumlarını karşılaştırarak, polimerizasyon sürecine katılan karbon-karbon çift bağlarının gerilim titreşimlerini tespit etmektedir (Herrera-González ve ark., 2019). Bu yöntemde, alifatik ve aromatik çift bağlara karşılık gelen spektral pik değerlerinin oranı

kullanılarak dönüşüm derecesi hesaplanmaktadır (Collares ve ark., 2013). Literatürde, farklı kompozit rezinlerin değişen ışık uygulama sürelerinde polimerize edilerek monomer dönüşüm derecelerinin belirlendiği çalışmalarda FTIR-ATR analizinin yaygın olarak kullanıldığı rapor edilmiştir (Alshali ve ark., 2013; Czasch ve Ilie, 2013).

Bolaños-Carmona ve çalışma arkadaşları (Bolaños-Carmona ve ark., 2020), beş farklı bulk-fill kompozit rezinin 0 mm ve 4 mm kalınlıklarda dönüşüm derecesini belirlemek amacıyla üç farklı spektroskopik yöntem (FTIR-ATR, FTIR ve FT-Raman) kullanarak bir değerlendirme gerçekleştirmiştir. Çalışma bulgularına göre, spektroskopik teknikler arasında FTIR-ATR spektroskopisinin dönüşüm derecesi hesaplamalarında daha güvenilir ve doğru sonuçlar sunduğu belirlenmiştir. Özellikle, bulk-fill kompozit rezinlerin dönüşüm derecesinin ölçümünde en doğru verilerin FTIR-ATR spektroskopisi ile elde edildiği yine bu çalışma ile rapor edilmiştir.

Vankerckhoven ve ark.'nın (Vankerckhoven ve ark., 1982) yaptığı bir çalışmada ise FTIR test yöntemlerinde, örneklerin hazırlanması sırasında öğütülme prensibine dayanan yöntemlerde, öğütme işlemi sırasında oluşacak ısının dönüşüm derecesinde %20'ye varan değerlerde fark oluşturabileceği belirtilmiştir. Bir grup araştırmacı ise FTIR yönteminde toz hale getirilip dönüşüm derecesi ölçülen örneğin sadece bir kısmının test edildiğini ve bu kısımda polimerizasyon orantısız gerçekleşiyse sonuçların yanıltıcı olabileceğini bildirmişlerdir (Imazato ve ark., 2001; Tonetto ve ark., 2013). Bu görüşlere rağmen, polimerizasyonda dönüşüm derecesini ölçmek için FTIR hala en sık kullanılan teknik olmaya devam etmektedir (Moraes ve ark., 2008; Ilie ve ark., 2013; Czasch ve Ilie 2013; Miletic ve ark., 2017).

Bu sonuçlar, bulk-fill kompozit rezinlerin polimerizasyon etkinliğinin değerlendirilmesinde, FTIR-ATR spektroskopisinin diğer yöntemlere kıyasla daha hassas ve güvenilir bir analiz yöntemi olarak öne çıktığını göstermektedir. Biz de çalışmamızda literatür bilgilerine dayanarak örnekleri öğütmeden ölçüm yapan FTIR-ATR yöntemini tercih ettik.

Farklı kompozit rezinlerde yapılan analizler, istenilen monomer dönüşüm derecesinin %52 ile %75 arasında değişebileceğini göstermektedir (Jain ve ark., 2018). Ancak, klinik olarak kabul edilebilir en düşük dönüşüm derecesine dair kesin bir eşik değeri henüz literatürde tam olarak tanımlanmamıştır (Abed ve ark., 2015). Bununla

birlikte, özellikle yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan oklüzal yüzeylerde, %55'in altındaki dönüşüm derecelerinin yetersiz olduğu ve önerilmediği belirtilmektedir (Silikas ve ark., 2000). Bizim çalışmamızda PowerFill'in dönüşüm derecesi tüm sürelerde daima istenilen dönüşüm derecesi olan %52-75 (Jain ve ark., 2018; Silikas ve ark., 2000) aralığında bir değerde seyretti. PowerFlow tüm sürelerdeki dönüşüm değerleri istenilen aralık olan %52-75 (Jain ve ark., 2018; Silikas ve ark., 2000) değerlerinden daha yüksekti. Omnichroma Flow Bulk'da ise elde edilen değerler istenilen dönüşüm derecesi oranına ancak 20sn polimerizasyon süreci sonucunda ulaşılabilirdiğini gösterdi.

FTIR-ATR analizinin polimerizasyon sonrasında hangi zaman diliminde gerçekleştirilmesi gerektiğine dair kesin bir standart bulunmamaktadır (Anand Yokesh ve ark., 2017). Obici ve ark. (Obici ve ark., 2004) tarafından yapılan bir çalışmada, kompozit rezinlerin monomer dönüşüm derecesi, polimerizasyondan 24 saat ve 20 gün sonra FTIR-ATR yöntemi ile değerlendirilmiş ve bu iki zaman aralığında elde edilen veriler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı rapor edilmiştir. Literatürde de benzer şekilde, monomer dönüşüm derecesini 24 saat sonra analiz eden çeşitli çalışmalar mevcuttur (Miletic ve ark., 2017; Nascimento ve ark., 2018). Bu doğrultuda, çalışmamızda kullanılan örneklerin monomer dönüşüm derecesi, FTIR-ATR cihazı kullanılarak polimerizasyondan 24 saat sonra ölçüldü ve bu yöntemin güvenilirliği önceki çalışmalarla uyumlu olarak değerlendirildi.

Kompozit rezinlerin özellikleri arasında gözlenen değişkenlik, büyük ölçüde iki temel faktöre dayanmaktadır: kompozit rezinin bileşimi ve viskozitesi. Resin matrisleri, doldurucu partikülleri ve fotobaşlatıcılar gibi bileşenleri içeren kompozit resin bileşimi, ışık polimerizasyon sürecini doğrudan etkilemekte ve farklı dönüşüm derecelerine (%DC) neden olmaktadır (Mohammed ve Ario, 2015; Reis ve ark., 2017). Klinik uygulamalarda zaman kazandırmak amacıyla geliştirilen yüksek translüsenansiye sahip ve 4–5 mm kalınlığa kadar polimerize edilebilen bulk-fill kompozit rezinlerin kullanımı giderek artmaktadır. Düşük viskoziteli kompozit rezinlerin ışık geçirgenliğinin daha fazla olması, polimerizasyon sürecini iyileştirmekte ve mekanik performanslarını artırmaktadır (Ilie, 2019). Bizim çalışmamızda incelenen kompozit rezinler arasında, en düşük viskoziteye sahip olan PoweFlow kompozit rezini tüm sürelerde en yüksek dönüşüm derecesi değerlerini vermiştir. Bu bulgumuz da literatürü destekler biçimdedir.

Önceki bir çalışmada, ışık aktivasyonunun çok erken aşamalarında, daha yüksek ışık şiddeti ile monomer dönüşüm derecesinin (DC) daha hızlı arttığı rapor edilmiştir (Selig ve ark., 2015). Bu durum, çok yüksek serbest radikal oluşum hızına ve sıcaklık artışıyla birlikte viskozitedeki başlangıçtaki azalmasına bağlı olarak açıklanabilmektedir (Price ve ark., 2011).

$\beta$ -allyl sulfone (AFCT) reaktif bileşeni polimerizasyon hızını düzenleyerek polimerizasyonun daha dengeli ilerlemesini sağlamaktadır (Gorsche ve ark., 2014; Schoerpf ve ark., 2019). Bu tür bir modifikasyon, PowerFill ve PowerFlow kompozit rezinlerinin bir bileşeni olarak geliştirilmiş ve materyal 3 saniyede polimerize olabilecek şekilde tasarlanmıştır (Algamaiah ve ark., 2020; Hayashi ve ark., 2020; Ilie ve Watts, 2020). Bu varsayım, çalışmada PowerFill ve PowerFlow grupları için elde edilen bulgularla büyük ölçüde örtüşmektedir.

Bir grup araştırmacı RAFT (geri dönüşümlü ekleme-parçalanma zincir transferi) modifikasyonu uygulanmış materyalin yüksek ışık şiddeti altında 3 saniyelik bir polimerizasyon süresine olanak tanıdığını, bu sürecin daha hızlı başlangıç polimerizasyon kinetiği sağladığını ve benzer kimyasal bileşime sahip geleneksel kompozit rezinlerle karşılaştırılabilir özellikler sunduğunu belirtmiştir (Ilie & Watts, 2020; Hayashi ve ark., 2020). Yine aynı çalışmada PowerFill'in 3 sn'lik hızlı polimerizasyon protokolü ile serbest radikal polimerizasyon mekanizmasıyla polimerize edilen ve benzer kimyasal bileşime sahip olan Tetric Evo Posterior ile karşılaştırılabilir mekanik ve fiziksel özellikler sergilediği rapor edilmiştir (Ilie ve Watts, 2020). Bu bulgular, hızlandırılmış polimerizasyon protokollerinin, özellikle RAFT mekanizmasının dahil edildiği materyallerde, polimerizasyon etkinliği açısından başarılı bir alternatif sunabileceğini göstermektedir. Bizim çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgular da bu doğrultuda olup 3 sn'de PowerFill ve PowerFlow için yeterli bulunmuştur.

Hayashi ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada (Hayashi ve ark., 2020) PowerFlow'un dönüşüm derecesi 3sn ve 10 sn' de PowerFill'den yüksek bulunmuştur. Bizim çalışmamız da bu araştırmayı destekler niteliktedir ve PowerFlow'un dönüşüm derecesi tüm zaman aralıklarında Powerfill'den yüksek çıkmıştır.

PowerFill ve PowerFlow kompozit rezinlerinin formülasyonuna, germanyum esaslı bir fotobaşlatıcı olan 'Ivocerin' ilave edilmiştir. Literatürde, Ivocerin'in görünür

ışığı kamforokinona kıyasla daha etkin bir şekilde absorbe ettiği ve 370-460 nm aralığında geniş bir dalga boyu spektrumunda ışığı emerek daha derin tabakalara iletebildiği belirtilmektedir. Bu özellik, kompozit rezinin 4 mm derinliğe kadar yeterli polimerizasyon sağlamasına olanak tanımaktadır (Tetric PowerFill Bilimsel Dökümantasyon).

Bu çalışma kapsamında elde edilen bulgular, Ivocerin içeren PowerFill ve PowerFlow kompozit rezinlerinin, ışık geçirgenliği ve polimerizasyon verimliliği açısından kamforokinon içeren materyalden daha avantajlı olduğunu ortaya koymuştur. Özellikle, bu kompozit rezinlerin geliştirilmiş fotobaşlatıcı sistemleri sayesinde, Omnichroma Flow Bulk'a kıyasla kısa polimerizasyon sürelerinde daha yüksek monomer dönüşüm derecesi gösterdiği belirlenmiştir. Bu sonuç, Ivocerin'in geniş dalga boyu absorpsiyon kapasitesinin, polimerizasyon sürecini optimize ederek materyalin daha homojen bir şekilde sertleşmesini sağladığı görüşüyle uyumludur (Alkhudhairy ve ark., 2020).

Bir grup araştırmacının yaptığı bir çalışmada PowerFill ve bir kompozit rezin grubunun monomer dönüşüm derecesi (DC) karşılaştırıldığında PowerFill örneklerinin alt yüzeyinde daha yüksek DC değerine ulaştığı belirlenmiştir (Lempel ve ark., 2023). Benzer şekilde, Randolph ve ark. (Randolph ve ark., 2014) tarafından yapılan başka bir çalışmada, araştırmacılar TPO içeren kompozit rezinlerin ışık uygulama süresi 3 saniye veya daha uzun olduğunda, kamforokinon esaslı kompozit rezinlere kıyasla anlamlı derecede daha yüksek monomer dönüşüm oranı sağladığını rapor etmiştir.

Monomer dönüşüm derecesi açısından çalışmamızda yapılan analizlerde, derinlik arttıkça dönüşüm oranında azalma olduğu belirlendi ve bu sonuçlar önceki çalışmalarla uyumlu bulundu (Ferracane, 2013; Sampaio ve ark., 2024). Ancak, çalışmanın tüm gruplarında, üst yüzeyden alt yüzeye doğru gidildikçe dönüşüm derecesinde bir azalma gözlemlense de; Omnichroma Flow Bulk'ın alt yüzeyinde 3sn de %30,29 ve 10 sn de %47,34 elde edilen dönüşüm dereceleri haricinde, tüm materyaller en az %50 dönüşüm oranı göstermiştir. Bu dönüşüm derecesinin klinik açıdan yeterliliği, daha ileri analizlerle doğrulanmalıdır. Bununla birlikte, restorasyonun üst yüzeyinde daha yüksek monomer dönüşüm derecesine ulaşılması, aşınma direnci ve hidrolitik bozulmaya karşı dayanıklılığı artırabileceğini düşünmekteyiz.

Bu çalışmadan elde ettiğimiz bulgular, 4mm derinlikteki örneklerimizin alt yüzeylerinde dönüşüm derecelerinin daha düşük olmasının ışığın penetrasyon yeteneği ile ilişkili olabileceğini ve materyale özgü minimal polimerizasyon sürelerinin doğru olarak belirlenmesi gerektiğini gösterdi. Özellikle kamforokinon içeren Omnichroma Flow Bulk'ın daha uzun süreli ışık uygulamasına ihtiyaç duyduğu (20sn), PowerFlow'un ise daha kısa sürede (10sn) yüksek dönüşüm değerleri sağladığı görüldü. Bu bulgular ışığında, 3sn ışık uygulamasının farklı grup kompozit rezinlerin dönüşüm derecesini etkilemediği yönündeki H0 hipotezimiz reddedilmiştir.

Mikrosertlik analizleri, polimerizasyon derinliğinin ve kompozit materyalin mekanik dayanıklılığının belirlenmesinde yaygın olarak kullanılan etkili yöntemlerden biridir. Mikrosertlik, bir materyalin deformasyona karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanmakta olup, mekanik dayanıklılığın ve polimerizasyon etkinliğinin değerlendirilmesinde önemli bir parametre olarak kabul edilmektedir (Yap., 2000). Mikrosertlik testleri, belirli bir kuvvet uygulandıktan sonra materyalin yüzeyinde meydana gelen deformasyonu ölçmeye dayanmaktadır (Par ve ark., 2018). Kompozit rezin materyallerinin, klinik başarı açısından yüksek yüzey sertliği değerlerine sahip olması beklenmektedir. Bu analizlerde en sık tercih edilen cihazlardan biri Vickers mikrosertlik ölçüm cihazıdır. Vickers cihazı, önceden ayarlanmış bir kuvveti materyalin yüzeyine uygulayan ve belirli bir iz bırakan piramidal elmas uçlara sahiptir. Bu uçlar, diğer mikrosertlik ölçüm yöntemlerinin uçlarına kıyasla yaklaşık üçte bir oranında daha kısa olduğundan, yüzey özelliklerinden daha az etkilenmekte ve ölçüm hassasiyetini artırmaktadır (Fuentes ve ark., 2003). Biz de çalışmamızda, kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini daha doğru ve güvenilir bir şekilde değerlendirebilmek amacıyla Vickers mikrosertlik ölçüm cihazını kullandık.

Kompozit rezinlerin ışıkla polimerizasyonu tamamlandıktan sonra bile polimerizasyon sürecinin devam ettiği ve mikrosertlik değerlerinin ışık uygulaması tamamlansa bile, onu takip eden zamanlarda arttığı bilinmektedir (Discacciati ve ark., 2004). Bir çalışmada, materyallerin mikrosertlik değerlerinin ilk hafta boyunca artış gösterdiği belirlenmiş ve maksimum mikro sertlik seviyesinin %92'sine 24 saat içerisinde ulaşıldığı rapor edilmiştir (Marghalani, 2010). Bu nedenle, ışık uygulamasının hemen ardından yapılan sertlik ölçümlerinin materyalin nihai sertlik değerini tam olarak yansıtmayabileceği belirtilmektedir (Garoushi ve ark., 2016). Bu bağlamda, doğru ve

güvenilir sertlik ölçümleri elde edebilmek için polimerizasyon sonrası en az 24 saat beklenmesi gerektiği çeşitli çalışmalarla rapor edilmiştir (Anand Yokesh ve ark., 2017; Obici ve ark., 2005). Biz de çalışmamızda literatüre dayanarak mikrosertlik ölçümlerini örneklerin hazırlanmasını takiben 24 saat sonra gerçekleştirdik.

Kompozit rezinlerin mikrosertlik ölçümlerinde, ölçüm ucunun matris veya doldurucu partiküller üzerine temas etmesine bağlı olarak mikrosertlik değerlerinde anlamlı farklılıklar meydana gelebilmektedir. Bu nedenle, yüzey sertliği ölçümlerinde güvenilir ve tekrarlanabilir sonuçlar elde edebilmek için, örnek yüzeylerinden birden fazla noktadan ölçüm alınması önerilmektedir (El-Helali ve ark., 2013). Biz de çalışmamızda bu doğrultuda hareket ederek, her örnekten üç farklı noktada sertlik ölçümü gerçekleştirdik ve ölçüm sonuçlarının ortalamalarıyla gerçeğe en yakın değerlere ulaşmayı amaçladık.

Bazı çalışmalarda, kompozit rezinlerin renginin sertlik ve polimerizasyon üzerinde belirgin bir etkisinin olmadığı öne sürülmektedir. Literatürde, renk farklılıklarının sertlik değerleri üzerinde minimal bir etkiye sahip olduğu ve klinik uygulamalarda dişe uygun renk seçildiğinde polimerizasyon etkinliği açısından herhangi bir endişe duyulmasına gerek olmadığı bildirilmektedir (Jeong ve ark., 2009). Bu doğrultuda, çalışmamızda kullanılan kompozit rezinler, evrensel renk tonunda veya bu renge en yakın seçenekler arasından tercih edildiğinden, değerlendirmelerimizde farklı renkler arasında herhangi bir karşılaştırma yapılmamıştır.

Kompozit rezinlerin polimerizasyon sürecinde, hava ile temas eden yüzeylerde oksijenin varlığı nedeniyle polimerizasyonun belirli bir düzeyde inhibe olduğu bilinmektedir (Aromaa ve Vallittu, 2018). Serbest radikallerin oksijen ile reaksiyona girme eğiliminde olması, polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesini engelleyerek, özellikle ışık uygulanan yüzeyde yaklaşık 50 µm kalınlığında bir oksijen inhibisyon tabakası oluşmasına neden olmaktadır (Pereira ve ark., 2007). Bu tabaka içerisinde yer alan reaksiyona girmemiş artık monomerler, kompozit rezinlerin mikrosertlik değerlerinde azalmaya yol açarak mekanik özelliklerini olumsuz etkileyebilmektedir. Literatürde, ışıkla polimerize edilen restorasyonlarda, cilalama işlemi uygulanmadığında üst yüzeyden elde edilen mikrosertlik değerlerinin materyalin genel mikrosertlik profilini tam olarak yansıtmadığı bildirilmiştir (M. Bouschlicher ve ark., 2008; De Moraes ve ark., 2008). Ayrıca, şeffaf bant kullanımı ile daha düzgün bir

yüzey elde edilse de; oluşan oksijen inhibisyon tabakasının bitirme ve cilalama işlemleri ile kaldırılması gerektiği vurgulanmaktadır (Korkmaz ve ark., 2008; Park ve ark., 2004). Çalışmamızda oksijen inhibisyon tabakasının olası olumsuz etkilerini en aza indirmek amacıyla, örneklerin polimerizasyon öncesinde alt ve üst yüzeylerine strip bant yerleştirilerek kontrollü bir yüzey oluşumu sağlandı ve polimerizasyon sonrası üst yüzeylerden bitirme ve cilalama işlemi uygulanarak yüzey sertlik ölçümlerinin doğruluğu artırıldı.

Literatürde, bulk-fill kompozitler ile geleneksel kompozit rezinlerin polimerizasyon sonrası sertlik değerlerini karşılaştıran çalışmalarda, bulk tekniğiyle hazırlanan 4 mm kalınlıktaki örneklerin üst yüzey sertlik değerlerinin, alt yüzey değerlerine kıyasla daha yüksek olduğu birçok çalışma ile gösterilmiştir (Moharam ve ark., 2017; Bayrak ve ark., 2022; Par ve ark., 2019). Melo ve çalışma arkadaşlarının (Melo ve ark., 2019) gerçekleştirdiği çalışmada da benzer bulgular rapor edilmiş olup, bulk tekniğiyle hazırlanan kompozit rezinlerin üst yüzey sertlik değerlerinin, alt yüzeylere kıyasla anlamlı derecede daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar da bu verilerle uyumlu olup, 4 mm kalınlığındaki örneklerin üst yüzey mikrosertlik değerleri, alt yüzey değerlerinden daha yüksek bulunmuştur.

Çalışmamızda polimerizasyon süresi arttıkça tüm materyallerde üst yüzey mikrosertliği artış gösterdi. PowerFill için mikrosertlik değerleri 3sn'de 46,24 VHN, 10sn'de 53,12 VHN ve 20sn'de 55,63 VHN bulundu. PowerFlow 3sn'de 32,3 VHN, 10 sn'de 43,77 VHN ve 20sn'de 56,13 VHN gösterdi. Güncel bir çalışmada da benzer şekilde 3sn'de PowerFill'in mikrosertlik değerleri PowerFlow'dan daha yüksek bulunmuştur (Sampaio., 2024). Bu durumun PowerFill'in yüksek inorganik içeriği nedeniyle PowerFlow'a kıyasla üstün mekanik özellikler sergilemesi sebebiyle olduğunu düşünmekteyiz.

Bu bulgular, bulk-fill kompozit rezinlerin derin kaviteelerde polimerizasyon etkinliğini artırmaya yönelik tasarlanmasına rağmen, ışık penetrasyonunun alt yüzeylerde polimerizasyon verimliliğini sınırlayabileceğini ve bu nedenle polimerizasyon derinliği üzerinde dikkatle durulması gerektiğini göstermektedir.

Bazı araştırmacılara göre, Vickers sertliğinin (VHN) optimal kabul edilmesi konusunda henüz bir fikir birliği bulunmamaktadır. Bununla birlikte, bazı

araştırmacılar, kompozit rezinler için mikrosertlik değerinin 50 VHN'yi aşmasının ideal olarak değerlendirilebileceğini öne sürmektedir (Sharkey ve ark., 2001). Bazı araştırmacılar, Vickers mikrosertlik değerinin 50'nin üzerinde olmasının kompozit rezinlerin yeterli polimerizasyonunu değerlendirmede önemli bir kriter olduğunu öne sürerken (Sharkey ve ark., 2001) diğerleri ise alt ve üst yüzey mikrosertlik oranının daha güvenilir bir gösterge olduğunu savunmaktadır (Abuelenain ve ark., 2015).

Bizim çalışmamızda, üst yüzeyden yapılan mikrosertlik ölçümlerinde 3sn polimerize edilen PowerFlow ve Omnichroma Flow Bulk 50 VHN'nin altında mikrosertlik değerleri gösterdi. PowerFlow ve Omnichroma Flow Bulk için ideal sertliğe ulaşmak için gereken polimerizasyon süresi 10sn olarak belirlenirken; bu süre PowerFill grubu için 3sn olarak tespit edildi. Alt yüzeyden yapılan ölçümlerde 3sn polimerize edilen grupların tamamı ve 10 sn polimerize edilen gruplardan PowerFlow 50 VHN'nin altında mikrosertlik gösterdi. 20 sn polimerize edilen gruplar ve 10 sn polimerize edilen gruplardan Omnichroma Flow Bulk ve PowerFill 50 VHN'nin üstünde mikrosertlik değeri gösterdi. Bu bulgular ışığında 3sn ışık uygulanıp polimerize edilen farklı grup kompozit rezinlerin mikrosertliklerinin farklı olmadığı yönündeki H1 hipotezimiz reddedilmiştir.

Eski bir araştırmada, sertlik artışı ile monomer dönüşüm derecesindeki artış arasında güçlü bir korelasyon olduğunu göstermiştir (Ferracane, 1985). Daha güncel bir çalışmada ise, Bouschlicher ve ark. (Bouschlicher ve ark., 2004), bir kompozit rezinin alt-üst yüzey mikrosertlik oranlarının, alt-üst yüzey monomer dönüşüm derecesinin doğru bir yansıması olduğunu ve bu iki parametrenin kompozit rezin bileşiminden bağımsız olarak değerlendirilebileceğini rapor etmiştir.

Abed ve ark. tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, bizim çalışmamızda kullanılan kompozit rezinlerden farklı bulk-fill materyaller ile yapılan analizlerde, monomer dönüşüm derecesi ile mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmamıştır (Abed ve ark., 2015). Kompozit rezinlerde monomer dönüşüm derecesi ile yüzey mikrosertliği verileri birbiriyle ilişkili olsa da; materyalin mekanik özellikleri doğrudan monomer dönüşüm derecesi ile orantılı olarak değişmemektedir (Calherios ve ark., 2008). Monomer dönüşüm derecesi, tek başına kompozit rezinlerin polimer ağ yapısının tam karakterizasyonunu sağlayan bir

parametre değildir ve yüksek monomer dönüşüm derecesi, her zaman daha üstün mekanik özellikler ile sonuçlanmamaktadır.

Bizim çalışmamızda PowerFill materyali 3sn, 10sn ve 20 sn'de ideal monomer dönüşüm derecesi gösterdi. Ancak mikrosertlik oranlarına baktığımızda, ideal aralığa 10sn ve 20sn' de ulaştı. PowerFlow materyali ise 3sn,10sn ve 20 sn'de ideal monomer dönüşüm oranı gösterdi. Bu materyal için mikrosertlik oranlarına baktığımızda, ideal aralığa 10sn ve 20sn'de ulaştı. Bu bulgular PowerFill'in ve PowerFlow'un 10sn ve 20 sn sürelerinin dönüşüm derecesi ve mikrosertlik oranları açısından uyumlu olduğunu gösterdi. Omnichroma Flow Bulk ideal monomer dönüşüm derecesini sadece 20 sn'de gösterebildi. Mikrosertlik oranlarına baktığımızda da yine sadece 20sn' de ideal aralıkta olduğunu görüyoruz. Bu bulgular hem dönüşüm derecesi hem mikrosertlik oranı açısından değerlendirildiğinde, 20sn polimerizasyonun Omnichroma Flow Bulk için en uygun süre olduğunu gösterdi.

FTIR analizi gibi doğrudan ölçüm yöntemleri, rezin matris içerisindeki çift bağların tek bağlara dönüşüm miktarını belirleyebilmekte, ancak bağların yapısal organizasyonu hakkında doğrudan bilgi sunmamaktadır. Benzer monomer dönüşüm derecelerine sahip kompozit rezinlerin çapraz bağ yoğunluğu farklılık gösterebilir (Barszczewska ve ark., 2017). Örneğin, Bis-GMA gibi yüksek molekül ağırlığına sahip monomerlerin dönüşüm oranı, düşük molekül ağırlıklı monomerlere kıyasla daha düşük olmasına rağmen; daha yoğun çapraz bağların oluşmasına neden olmaktadır. Polimerizasyon sürecinde oluşan polimer zincirler doğrusal, dallanmış veya çapraz bağlı olabilir ve çapraz bağ yoğunluğunun fazla olması, materyalin yüzey sertliği gibi mekanik özelliklerinin artmasına katkıda bulunmaktadır (Tan ve ark., 2023).

Çalışmamızda değerlendirdiğimiz kompozit rezinler, farklı organik ve inorganik bileşenlerden oluşmaktadır. Organik matrisi oluşturan monomerlerin yapısı ve oranı ile inorganik doldurucu partiküllerin boyutu, tipi ve şekli materyalden materyale değişkenlik göstermektedir. Farklı aktivatörlerin ve fotobaşlatıcıların varlığı kompozit rezinlerin yapısal farklılıklarına katkıda bulunmaktadır. Bu nedenle, çalışmamızda incelenen kompozit rezinlerin monomer dönüşüm dereceleri ile mikrosertlik değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunmamasının, büyük olasılıkla bu yapısal farklılıklardan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Araştırmalar, kompozit rezinlerde polimerizasyonun yeterliliğini değerlendirmek amacıyla alt ve üst yüzey mikrosertlik değerlerinin oranlamasının en az %80 olması gerektiğini öne sürmektedir (Garcia ve ark., 2014; Jang ve ark., 2015; Kim ve ark., 2015). Bu eşik değerin sağlanması, kompozit rezinin yeterli polimerizasyon derinliğine ulaştığını ve mekanik dayanıklılığının klinik olarak kabul edilebilir seviyede olduğunu göstermektedir (El-Damanhoury ve Platt, 2014). Çalışmamızda 10 sn ışık uygulamasında PowerFill ve PowerFlow gruplarının mikrosertlik oranları %80'in üzerinde bulunurken; bu değer Omnicroma Flow Bulk için %80'in altında kalmıştır. Omnicroma Flow Bulk eşik değere ancak 20 sn ışık uygulaması neticesinde ulaşabilmiştir. Bu bulgular ışığında 3 sn polimerize edilen farklı grup kompozit rezinlerin mikrosertlik oranlarının farklı olmadığı yönündeki H2 hipotezimiz de reddedilmiştir.

Çalışmamızda elde edilen bulgular literatüre önemli katkılar sağlamakla birlikte yine de bazı sınırlamalar içermektedir. Price ve ark.'ın (Price ve ark., 2024) yapmış olduğu güncel bir çalışmada, mikrosertik ölçümlerinde 300 gr'lık uygulan yükün O<sub>2</sub> inhibisyon tabakasını aşarak yeterli iz derinliği sağladığı ve kompozit rezin örneklerinin deformasyonunu önlemek için uygun bir denge sunduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise 200 gr'lık sabit bir yük tercih edilmiştir. Atalı ve ark.'ın yapmış olduğu bir çalışmada Omnicroma'nın 24.saate göre 15.günde daha fazla sertlik değeri gösterdiği bulunmuştur (Yılmaz Atalı ve ark., 2022). Bizim çalışmamızda sadece 24.saatte mikrosertik verileri ele alındı. Bunu yanı sıra, yüksek ışık gücüne sahip olan tek bir ışık cihazının 3 farklı modu test edilmiştir. İleri çalışmalarda farklı modları olan başka ışık cihazlarıyla da ölçümler yapılarak çalışmanın sonuçları değerlendirilebilir.

Bu çalışmada kullanılan PowerFill ve PowerFlow kompozit rezinleri, daha homojen bir polimer ağ yapısı oluşturmak amacıyla CQ, TPO ve Ivocerin esaslı fotobaşlatıcıların yanı sıra, AFCT reaktif bileşeni de içerecek şekilde formüle edilmiştir. Ivocerin ve difenil (2,4,6-trimetilbenzoyl) fosfin oksit (TPO) fotobaşlatıcılarının, standart CQ/amin fotobaşlatıcı sistemlerine kıyasla yüksek yoğunluklu ışıkla polimerizasyona karşı daha reaktif oldukları kanıtlanmıştır (Gan ve ark., 2018; Sirovica ve ark., 2019). Buna ek olarak, AFCT bileşeni, daha lineer bir polimer zincir büyümesini teşvik ederek çapraz bağ yoğunluğunu azaltmakta, jel noktasını daha yüksek monomer dönüşüm derecelerine taşımakta ve sonuç olarak polimerizasyon büzülme stresini de düşürmektedir (Palin ve ark., 2014). Bu durum, çalışmada elde edilen monomer dönüşüm

derecesi (%DC) ve Vickers mikrosertliği sonuçlarının gerekçesi olabilir ve önceki araştırmalarla da uyumlu bulunmuştur (Garoushi ve ark., 2021; Ilie ve Watts, 2020; Par ve ark., 2020). Dolayısıyla, yalnızca CQ/amin sistemini içeren Omnichroma Flow Bulk kompozit rezininin, 3 saniyelik ışıkla polimerizasyon protokolü ile polimerize edildiğinde, %DC ve Vickers mikrosertlik verilerinin daha dūřuk değerler gōstermesi şaşırtıcı değerdir.



## 6. SONUÇLAR

Yapmış olduğumuz *in vitro* çalışmanın sınırlamaları çerçevesinde ve elde ettiğimiz bulguların neticesinde aşağıdaki sonuçlara varılmıştır.

1. Yüksek yoğunluklu Bluphase PowerCure LED ışık cihazıyla 3sn polimerizasyon yapılması, AFCT reaktif bileşeni içeren PowerFill ve PowerFlow kompozit rezinlerinin üst ve alt yüzey dönüşüm dereceleri istenilen eşik değer olan %52-75' ulaştırdı. Omnichroma Flow Bulk'ın üst yüzeyinin bu değere ulaşması için 20sn polimerize edilmesi gerekmektedir.
2. Yüksek yoğunluklu Bluphase PowerCure LED ışık cihazıyla 3sn polimerizasyon yapılması, PowerFill'in üst yüzeyden ölçülen mikrosertlik değerini istenilen miktar olan 50 VHN'ye ulaştırdı. Bu değere ulaşmak için PowerFlow ve Omnichroma Flow Bulk en az 10sn polimerize edilmelidir.
3. Yüksek yoğunluklu Bluphase PowerCure LED ışık cihazıyla 3sn polimerizasyon yapılması hiçbir materyalin alt yüzey sertliğini istenilen eşik değere ulaştıramadı. 50 VHN'nin üzerinde değer elde etmek için PowerFill ve Omnichroma Flow Bulk 10sn, PowerFlow ise 20sn polimerize edilmelidir.
4. Yüksek yoğunluklu Bluphase PowerCure LED ışık cihazıyla 3sn polimerizasyon yapılması, test edilen hiçbir kompozit rezinde istenilen mikrosertlik oranı olan %80' e ulaşmayı sağlayamadı. Bu değere ulaşmak PowerFill ve PowerFlow için 10sn polimerizasyon gerektirirken; Omnichroma Flow Bulk için bu süre 20sn olarak saptandı.
5. Çalışmamızdan elde edilen bulguların toplu değerlendirmesi sonucunda, AFCT reaktif bileşeni içeren PowerFill ve PowerFlow için 10 sn; Omnichroma Flow Bulk için ise 20 sn polimerizasyon klinik açıdan daha güvenli süreler olarak görülmektedir.

## 7. KAYNAKLAR

- Abed, Y. A., Sabry, H. A., & Alrobeigy, N. A. (2015). Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dental Journal*, 12(2), 71-80. <https://doi.org/10.1016/J.TDJ.2015.01.003>
- Abuelenain D.A, Neel EAA, Al-Dharrab A. (2015). Surface and mechanical properties of different dental composites. *Austin J Dent*, 2 (2):1019.
- Agrawal, N., Thakur, O. P., & Singh, A. K. (2020). Role of shape, size and concentration of filler particles on filler matrix interface: A mathematical analysis. *Materials Today: Proceedings*, 44, 890-894. <https://doi.org/10.1016/J.MATPR.2020.10.793>
- Akkurt, F., Benli, S., & Alicılar, A. (2013). Dispers kırmızı 1 tekstil boyasının karakterizasyonu ve uygulanabilirliğinin araştırılması. *Gazi Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi*, 20(4). <https://dergipark.org.tr/tr/pub/gazimmfd/issue/6666/88945>
- Algamaiah, H., Alshabib, A., Algomaiah, M., Yang, J., & Watts, D. C. (2024). Diversity of short-term DC outcomes in bulk-fill RBCs subjected to a 3 s high-irradiance protocol. *Dental Materials*, 40(11),1872-1880. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2024.08.008>
- Algamaiah, H., Silikas, N., & Watts, D. C. (2020). Conversion kinetics of rapid photo-polymerized resin composites. *Dental Materials*, 36(10), 1266-1274. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2020.07.008>
- Ali, H., Abdin, Md. J., Akhter, N. J., & Hossain, M. (2019). Nanohybrid and microfilled composite resin in Class II restoration of permanent molar teeth. *Bangabandhu Sheikh Mujib Medical University Journal*, 12(2), 94-98. <https://doi.org/10.3329/bsmmuj.v12i2.40932>
- Alkhudhairy F, Vohra F, Naseem M, Owais MM, Amer AHB, Almutairi KB. (2020). Color stability and degree of conversion of a novel dibenzoyl germanium derivative containing photo-polymerized resin luting cement. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*.18, 2280800020917326. doi:10.1177/2280800020917326
- Almeida, R., Manarte-Monteiro, P., Domingues, J., Falcão, C., Herrero-Climent, M., Ríos-Carrasco, B., & Lemos, B. F. (2021). High-Power LED Units Currently Available for Dental Resin-Based Materials—A Review. *Polymers*, 13(13), 2165. <https://doi.org/10.3390/POLYM13132165>

- Alshali, R. Z., Silikas, N., & Satterthwaite, J. D. (2013). Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two-time intervals. *Dental Materials*, 29(9), e213-7. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2013.05.011>
- Al-Sheikh, R. (2019). Effects of Different Application Techniques on Nanohybrid Composite Restorations Clinical Success. *The Open Dentistry Journal*, 13(1), 228-235. <https://doi.org/10.2174/1874210601913010228>
- Altunsoy, M., Botsalı, M. S., Tosun, G., & Yaşar, A. (2013). Farklı polimerizasyon sürelerinin adeziv sistemlerden salınan artık monomer miktarına etkisi. *Acta Odontologica Turcica*, 30(1), 6-12. <https://dergipark.org.tr/tr/pub/gaziaot/issue/6535/86647>
- Alves, B., Mills, B., Sbardelotto, C., Neto, M. C., Oliveira, V., Junior, G., Cavalcante, L. M., Felipe, L., & Schneider, J. (2024). Translucency and Polymerization Ability of Contemporary Resin Composites. *Biomaterials Connect*, 1, 1-7. <https://doi.org/10.69709/BIOMATC.2024.193183>
- Anand Yokesh, C. A., Hemalatha, P., Muthalagu, M., & Robert Justin, M. (2017). Comparative Evaluation of the Depth of Cure and Degree of Conversion of Two Bulk Fill Flowable Composites. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 11(8), ZC86-ZC89. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2017/28004.10444>
- Anusavice, K. J. (2021). Phillips' Science of Dental Materials (Anusavice Phillip's Science of Dental Materials). *Elsevier Saunders*, 12, 588.
- Ariga, K. (2020). Nanoarchitectonics: Bottom-up creation of functional materials and systems. *Beilstein Journal of Nanotechnology*, 12(11), 450-452. <https://doi.org/10.3762/bjnano.11.36>
- Arikawa, H., Kanie, T., Fujii, K., Takahashi, H., & Ban, S. (2008). Effect of inhomogeneity of light from light curing units on the surface hardness of composite resin. *Dental Materials Journal*, 27(1), 21-28. <https://doi.org/10.4012/DMJ.27.21>
- Aromaa, M. K., & Vallittu, P. K. (2018). Delayed post-curing stage and oxygen inhibition of free-radical polymerization of dimethacrylate resin. *Dental Materials*, 34(9), 1247-1252. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2018.06.019>
- Asadian, F., Shahidi, Z., & Moradi, Z. (2021). Evaluation of Wear Properties of Four Bulk-Fill Composites: Attrition, Erosion, and Abrasion. *Biomed Research International*, 12:2021:8649616. <https://doi.org/10.1155/2021/8649616>
- Asmussen, E., & Peutzfeldt, A. (2005). Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units. *European Journal of Oral Sciences*, 113(1), 96-98. <https://doi.org/10.1111/J.1600-0722.2004.00181.X>

- Atalayın, Ç., Yaşa, E., Karaçolak, G., Sarı, T., Türkün, L. Ş. (2017). Farklı modlarda kullanılan ışık kaynağı ile sertleştirilen bulk-fill kompozit rezinlerin pulpa odasında oluşturduğu sıcaklık değişimlerinin değerlendirilmesi: ex vivo. *Acta Odontologica Turcica*, 34(2), 55-60. <https://doi.org/10.17214/GAZIAOT.277974>
- Atash, R., Fathi, A., Salehi, H., Abedian, Y., Bottenberg, P., & Baghaei, K. (2024). Evaluation of the Effectiveness of Four Composite Polishing Systems: An In Vitro Study. *International Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 14(1), 16-22. <https://doi.org/10.5005/JP-JOURNALS-10019-1443>
- Aydın, N., Karaoğlanoğlu, S., Oktay, E. A., Topçu, F. T., & Demir, F. (2019). Diş hekimliğinde bulk fill kompozit rezinler. *Selcuk Dental Journal*, 6(2), 229-238. <https://doi.org/10.15311/SELCUKDENTJ.414591>
- Barszczewska-Rybarek, I.M., Korytkowska-Walach, A., Kurcok, M., Chladek, G., & Kasperski, J. (2017). DMA analysis of the structure of crosslinked polymethyl methacrylates. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 19 (1), 47-53.
- Baroudi, K., & Rodrigues, J. C. (2015). Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 9(6), ZE18-ZE24. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2015/12294.6129>
- Baroudi K, Mahmoud S. (2015). Improving Composite Resin Performance Through Decreasing its Viscosity by Different Methods. *Open Dentistry Journal*, 26:9:235-42.
- Baum, Lloyd., Phillips, R. W., & Lund, M. R. (1995). *Textbook of Operative Dentistry*. 661.
- Bayrak, G. D., Yaman-Dosdogru, E., & Selvi-Kuvvetli, S. (2022). The Effect of Two Different Light-Curing Units and Curing Times on Bulk-Fill Restorative Materials. *Polymers*, 14(9), 1885. <https://doi.org/10.3390/polym14091885>
- Beauchamp, J., Caufield, P. W., Crall, J. J., Donly, K., Feigal, R., Gooch, B., Ismail, A., Kohn, W., Siegal, M., Simonsen, R., & Frantsve-Hawley, J. (2008). Evidence-based clinical recommendations for the use of pit-and-fissure sealants: a report of the American Dental Association Council on Scientific Affairs. *Journal of the American Dental Association*, 139(3), 257-268. <https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.2008.0155>
- Bektaş, Ö. Ö., Siso, Ş. H., & Eren, D. (2006). Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamalar. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 27(2), 117-124.
- Besegato, J. F., Jussiani, E. I., Andrello, A. C., Fernandes, R. V., Salomão, F. M., Vicentin, B. L. S., Dezan-Garbelini, C. C., & Hoepfner, M. G. (2019). Effect of light-curing protocols on the mechanical behavior of bulk-fill resin composites. *Journal of the Mechanical*

- Behavior of Biomedical Materials*, 90, 381-387.  
<https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2018.10.026>
- Bolaños-Carmona, V., Benavides-Reyes, C., González-López, S., González-Rodríguez, P., & Alvarez-Lloret, P. (2020). Influence of Spectroscopic Techniques on the Estimation of the Degree of Conversion of Bulk-fill Composites. *Operative Dentistry*, 45(1), 92-103.  
<https://doi.org/10.2341/18-095-L>
- Bordina, G. E., Lopina, N. P., Parshin, G. S., Andreev, A. A., & Nekrasov, I. A. (2022). Mechanism of light polymerization of composites. *Russian Journal of Dentistry*, 26(2), 163-170. <https://doi.org/10.17816/1728-2802-2022-26-2-163-170>
- Borges, A. F. S., Chase, M. A., Guggiari, A. L., Gonzalez, M. J., Ribeiro, A. R. de S., Pascon, F. M., & Zanatta, A. R. (2013). A Critical Review on the Conversion Degree of Resin Monomers by Direct Analyses. *Brazilian Dental Science*, 16(1), 18-26.  
<https://doi.org/10.14295/BDS.2013.V16I1.845>
- Bouschlicher, M., Berning, K., & Qian, F. (2008). Describing Adequacy of Cure with Maximum Hardness Ratios and Non-linear Regression. *Operative Dentistry*, 33(3), 312-320. <https://doi.org/10.2341/07-92>
- Bouschlicher, M. R., Rueggeberg, F. A., & Wilson, B. M. (2004). Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Operative Dentistry*, 29(6), 698-704.
- Bucuta, S., & Ilie, N. (2014). Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin-based composites. *Clinical Oral Investigations*, 18(8), 1991-2000.  
<https://doi.org/10.1007/S00784-013-1177-Y>
- Burgess, J. O., Walker, R., & Davidson, J. M. (2002). Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 465-479.  
<https://europepmc.org/article/med/12412962>
- Cadenaro, M., Maravic, T., Comba, A., Mazzoni, A., Fanfoni, L., Hilton, T., Ferracane, J., & Breschi, L. (2019). The role of polymerization in adhesive dentistry. *Dental Materials*, 35(1), e1-e22. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2018.11.012>
- Calheiros, F. C., Daronch, M., Rueggeberg, F. A., & Braga, R. R. (2008). Degree of conversion and mechanical properties of a BISGMA:TEGDMA composite as a function of the applied radiant exposure. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 84(2), 503–509. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30897>

- Cangul, S., & Adiguzel, O. (2017). The Latest Developments Related to Composite Resins. *International Dental Research*, 7(2), 32. <https://doi.org/10.5577/INTDENTRES.2017.VOL7.NO2.3>
- Caughman, W. F., & Rueggeberg, F. A. (2002). Shedding new light on composite polymerization. *Operative Dentistry*, 27(6), 636-638.
- Chandrasekharan Nair, K., Dathan, P. C., Sb, S., Soman, A. K., & Nair, C. (2022). Hardness of Dental Materials is an Essential Property that Determines the Life of Restorations- An Overview. *Acta Scientific Dental Sciences*, 6, 129-134. <https://doi.org/10.31080/ASDS.2022.06.1523>
- Chaudhary, Y. S., Gade, V. J., Raut, A. W., Umale, K. G., Chaware, P. A., & Tugnayat, S. R. (2023). Smart composites — The new era in smart dentistry. *Archives of Dental Research*, 12(2), 69-75. <https://doi.org/10.18231/J.ADR.2022.013>
- Chesterman, J., Jowett, A., Gallacher, A., & Nixon, P. (2017). Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British Dental Journal*, 222(5), 337-344. <https://doi.org/10.1038/SJ.BDJ.2017.214>
- Collares, F., Portella, F., Leitune, V., & Samuel, S. (2013). Discrepancies in degree of conversion measurements by FTIR. *Brazilian Oral Research*, 27(6), 453-454. <https://doi.org/10.1590/S1806-83242013000600002>
- Composite Resin Versus Amalgam for Dental Restorations. (2018). *CADTH Report / Project in Briefs*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK535155/>
- Corciolani, G., Vichi, A., Davidson, C. L., & Ferrari, M. (2008). The influence of tip geometry and distance on light-curing efficacy. *Operative Dentistry*, 33(3), 325–331. <https://doi.org/10.2341/07-94>
- Czasch, P., & Ilie, N. (2013). In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations*, 17(1), 227-235. <https://doi.org/10.1007/S00784-012-0702-8>
- Çelik, Ç. (2017). Güncel Kompozit Rezin Sistemler. *Türkiye Klinikleri Restorative Dentistry-Special Topics*, 3(3), 128-137.
- Çelik, Ç., & Özel, Y. (2008). Rezin Restoratif Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 2(2), 109-115. <https://doi.org/10.1007/S10103-007->
- Daugherty, M. M., Lien, W., Mansell, M. R., Risk, D. L., Savett, D. A., & Vandewalle, K. S. (2018). Effect of high-intensity curing lights on the polymerization of bulk-fill

- composites. *Dental Materials*, 34(10), 1531-1541.  
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2018.06.005>
- Dayangaç, G. B. (2011). *Kompozit Restorasyonlar*. Quintessence Yayıncılık. 1-166.
- De Almeida, J., Messias, A., Gadelha, D., Caldas, S., & Caldas, M. (2020). Evaluation of surface characteristics and weight variation of different composite resins after simulated toothbrushing. *European Journal of General Dentistry*, 9(3), 141-146.  
[https://doi.org/10.4103/EJGD.EJGD\\_134\\_19](https://doi.org/10.4103/EJGD.EJGD_134_19)
- De Menezes, A. J. O., do Nascimento Barbosa, L., Leite, J. V. C., Barbosa, L. M. M., Montenegro, R. V., Dantas, R. V. F., de Souza, G. M., de Andrade, A. K. M., & Lima, R. B. W. (2024). Clinical Outcomes of Bulk-Fill Resin Composite Restorations: A 10-Year Mapping Review and Evidence Gap Map. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, Oct 27. <https://doi.org/10.1111/JERD.13339>
- De Moraes, R. R., Marimon, J. L. M., Jochims Schneider, L. F., Sinhoreti, M. A. C., Correr-Sobrinho, L., & Bueno, M. (2008). Effects of 6 months of aging in water on hardness and surface roughness of two microhybrid dental composites. *Journal of Prosthodontics*, 17(4), 323-326. <https://doi.org/10.1111/J.1532-849X.2007.00295.X>
- De Oliveira, D. C. R. S., Souza-Junior, E. J., Dobson, A., Correr, A. R. C., Brandt, W. C., & Sinhoreti, M. A. C. (2016). Evaluation of phenyl-propanedione on yellowing and chemical-mechanical properties of experimental dental resin-based materials. *Journal of Applied Oral Science*, 24(6), 555-560. <https://doi.org/10.1590/1678-775720160058>
- Demarco, F. F., Corrêa, M. B., Cenci, M. S., Moraes, R. R., & Opdam, N. J. M. (2012). Longevity of posterior composite restorations: Not only a matter of materials. *Dental Materials*, 28(1), 87-101. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2011.09.003>
- Discacciati, J.A., Neves, A.D., Oréface, R.L., Pimenta, F.J., & Sander, H.H. (2004). Effect of light intensity and irradiation time on the polymerization process of a dental composite resin. *Materials Research-ibero-american Journal of Materials*, 7, 313-318.
- Dionysopoulos, D. (2016). Bulk Fill Composite Resins. A Novelty in Resin-Based Restorative Materials. *ARC Journal of Dental Science*, 1(2), 1-3. <https://doi.org/10.20431/2456-0030.0102001>
- Edwards, J. (2011). Hardness Testing. *Testing of the Plastic Deformation of Metals*, 1-9.  
<https://doi.org/10.1002/0471266965.COM025.PUB2>
- El-Damanhoury, H. M., & Platt, J. A. (2014). Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative Dentistry*, 39(4), 374-382.  
<https://doi.org/10.2341/13-017-L>

- Elfakhri, F., Alkahtani, R., Li, C., & Khaliq, J. (2022). Influence of filler characteristics on the performance of dental composites: A comprehensive review. *Ceramics International*, 48(19), 27280-27294. <https://doi.org/10.1016/J.CERAMINT.2022.06.314>
- El-Helali, R., Dowling, A. H., McGinley, E. L., Duncan, H. F., & Fleming, G. J. P. (2013). Influence of resin-based composite restoration technique and endodontic access on cuspal deflection and cervical microleakage scores. *Journal of Dentistry*, 41(3), 216-222. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2012.11.002>
- Eliezer, R., Devendra, C., Ravi, N., Tangutoori, T., & Yesh, S. (2020). Omnichroma: One Composite to Rule Them All. *International Journal of Medical Science*, 7(6), 6-8. <https://doi.org/10.14445/23939117/IJMS-V7I6P102>
- El-Safty, S., Silikas, N., & Watts, D. C. (2012). Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dental Materials*, 28(8), 928-935. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2012.04.038>
- Ersoy, M., Özel, E., & Gökçe, K. (2007). Farklı uygulama yöntemlerinin kompozit rezinlerin. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2007(1), 28-31. <https://dergipark.org.tr/pub/ataunidfd/issue/2492/31855>
- Ferracane, J. L. (1985). Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dental Materials*, 1(1), 11-14. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(85\)80058-0](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(85)80058-0)
- Ferracane, J. L. (1994). Elution of leachable components from composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 21(4), 441-452. <https://doi.org/10.1111/J.1365-2842.1994.TB01158.X>
- Ferracane, J. L. (2006). Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials*, 22(3), 211-222. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2005.05.005>
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite--state of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29-38. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2010.10.020>
- Ferracane, J. L. (2013). Resin-based composite performance: are there some things we can't predict? *Dental Materials*, 29(1), 51-58. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2012.06.013>
- Ferracane, J. L. (2024). A Historical Perspective on Dental Composite Restorative Materials. *Journal of Functional Biomaterials*, 15(7):173. <https://doi.org/10.3390/jfb15070173>
- Ferracane, J. L., & Greener, E. H. (1986). The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *Journal of Biomedical Materials Research*, 20(1), 121-131. <https://doi.org/10.1002/JBM.820200111>
- Fidalgo-Pereira, R., Evangelista Carpio, D. M., Carvalho, Ó., Catarino, S., Torres, O., & M. Souza, J. C. (2022). Relationship between the inorganic content and the polymerization

- of the organic matrix of resin composites for dentistry: a narrative review. *RevSALUS - Revista Científica da Rede Académica das Ciências da Saúde da Lusofonia*, 4(1). <https://doi.org/10.51126/REVSALUS.V4I1.136>
- Flury, S., Lussi, A., Hickel, R., & Ilie, N. (2013). Light curing through glass ceramics with a second- and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements. *Clinical Oral Investigations*, 17(9), 2127-2137. <https://doi.org/10.1007/S00784-013-0924-4>
- Freedman, G. A. (2012). *Contemporary esthetic dentistry*. Elsevier Health Sciences, 1-832.
- Fronza, B. M., Ayres, A. P. A., Pacheco, R. R., Rueggeberg, F. A., Dias, C. T. S., & Giannini, M. (2017). Characterization of Inorganic Filler Content, Mechanical Properties, and Light Transmission of Bulk-fill Resin Composites. *Operative Dentistry*, 42(4), 445-455. <https://doi.org/10.2341/16-024-L>
- Fuentes, V., Toledano, M., Osorio, R., & Carvalho, R. M. (2003). Microhardness of superficial and deep sound human dentin. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A*, 66(4), 850-853. <https://doi.org/10.1002/JBM.A.10064>
- Fugolin, A. P. P., & Pfeifer, C. S. (2017). New Resins for Dental Composites. *Journal of Dental Research*, 96(10), 1085-1091. <https://doi.org/10.1177/0022034517720658>
- Gallo, J. R., Burgess, J. O., Ripps, A. H., Walker, R. S., Maltezos, M. B., Mercante, D. E., & Davidson, J. M. (2010). Three-year clinical evaluation of two flowable composites. *Quintessence International*, 41(6), 497–503.
- Galvão, M. R., Caldas, S. G. F. R., Bagnato, V. S., Rastelli, A. N. de S., & de Andrade, M. F. (2013). Evaluation of degree of conversion and hardness of dental composites photo-activated with different light guide tips. *European Journal of Dentistry*, 7(1), 86. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3571515/>
- Gan, J. K., Yap, A. U., Cheong, J. W., Arista, N., Tan, C., Gan, J.-K., Yap, A. U. J., Psychotherapy, G. D., Fong, N. T., Cheong, J. W., Beng, C., & Tan, K. (2018). Bulk-Fill Composites: Effectiveness of Cure With Poly- and Monowave Curing Lights and Modes. *Operative Dentistry*, 43(2), 136-143. <https://doi.org/10.2341/16-304-L>
- Garcia, D., Yaman, P., Dennison, J., & Neiva, G. F. (2014). Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative Dentistry*, 39(4), 441-448. <https://doi.org/10.2341/12-484-L>
- Garg, Nisha., & Garg, Amit. (2010). *Textbook of Operative Dentistry*. 506.

- Garoushi, S., Lassila, L., & Vallittu, P. K. (2021). Impact of Fast High-Intensity versus Conventional Light-Curing Protocol on Selected Properties of Dental Composites. *Materials*, *14*(6), 1381. <https://doi.org/10.3390/MA14061381>
- Garoushi, S., Vallittu, P., Shinya, A., & Lassila, L. (2016). Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites. *Odontology*, *104*(3), 291-297. <https://doi.org/10.1007/S10266-015-0227-0>
- Ghauch, A., Deveau, P. A., Jacob, V., & Baussand, P. (2006). Use of FTIR spectroscopy coupled with ATR for the determination of atmospheric compounds. *Talanta*, *68*(4), 1294-1302. <https://doi.org/10.1016/J.TALANTA.2005.07.046>
- Goormaghtigh, E., Raussens, V., & Ruyschaert, J. M. (1999). Attenuated total reflection infrared spectroscopy of proteins and lipids in biological membranes. *Biochimica et Biophysica Acta*, *1422*(2), 105-185. [https://doi.org/10.1016/S0304-4157\(99\)00004-0](https://doi.org/10.1016/S0304-4157(99)00004-0)
- Gorsche, C., Griesser, M., Gescheidt, G., Moszner, N., & Liska, R. (2014).  $\beta$ -Allyl sulfones as addition-fragmentation chain transfer reagents: a tool for adjusting thermal and mechanical properties of dimethacrylate networks. *ACS Publications* C Gorsche, M Griesser, G Gescheidt, N Moszner, R Liska *Macromolecules*, *47*(21), 57. <https://doi.org/10.1021/ma501550b>
- Gupta, R., Tomer, A. K., Kumari, A., Perle, N., Chauhan, P., & Rana, S. (2017). Recent advances in bulkfill flowable composite resins: A review. *International Journal of Applied Dental Sciences*, *3*(3), 79-81.
- Hamlin, N. J., Bailey, C., Motyka, N. C., & Vandewalle, K. S. (2016). Effect of Tooth-structure Thickness on Light Attenuation and Depth of Cure. *Operative Dentistry*, *41*(2), 200-207. <https://doi.org/10.2341/15-067-L>
- Hasanain, F. A., & Nassar, H. M. (2021). Utilizing light cure units: A concise narrative review. *Polymers (Basel)*, *13*(10):1596. AG. <https://doi.org/10.3390/polym13101596>
- Hayashi, J., Tagami, J., Chan, D., & Sadr, A. (2020). New bulk-fill composite system with high irradiance light polymerization: Integrity and degree of conversion. *Dental Materials*, *36*(12), 1615-1623. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.10.012>
- Herrera-González, A. M., Caldera-Villalobos, M., Pérez-Mondragón, A. A., Cuevas-Suárez, C. E., & González-López, J. A. (2019). Analysis of Double Bond Conversion of Photopolymerizable Monomers by FTIR-ATR Spectroscopy. *Journal of Chemical Education*, *96*(8), 1786-1789. <https://doi.org/10.1021/ACS.JCHEMED.8B00659>
- Herrman, K. (2011). *Hardness Testing: Principles and Applications*.

- Hickel, R., & Manhart, J. (2001). Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 3(1), 45–64.
- Ikemura, K., & Endo, T. (1999). Effect on adhesion of new polymerization initiator systems comprising 5-monosubstituted barbituric acids, aromatic sulfinic amides, and tert-butyl peroxy maleic acid in dental adhesive resin. *Journal of Applied Polymer Science*, 72, 1655-1668. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4628\(19990624\)72:13](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4628(19990624)72:13)
- Ilie, N. (2019). Sufficiency of curing in high-viscosity bulk-fill resin composites with enhanced opacity. *Clinical Oral Investigations*, 23(2), 747-755. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2482-2>
- Ilie N. (2022). Resin-Based Bulk-Fill Composites: Tried and Tested, New Trends, and Evaluation Compared to Human Dentin. *Materials (Basel)*, 15(22), 8095. <https://doi.org/10.3390/ma15228095>
- Ilie, N., Bucuta, S., & Draenert, M. (2013). Bulk-fill resin-based composites: An in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative Dentistry*, 38(6), 618-625. <https://doi.org/10.2341/12-395-L>
- Ilie, N., & Watts, D. C. (2020). Outcomes of ultra-fast (3 s) photo-cure in a RAFT-modified resin-composite. *Dental Materials*, 36(4), 570-579. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2020.02.007>
- Imazato, S., McCabe, J. F., Tarumi, H., Ehara, A., & Ebisu, S. (2001). Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. *Dental Materials*, 17(2), 178-183. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(00\)00066-X](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(00)00066-X)
- Iwasaki, T., Kamiya, N., Hirayama, S., & Tanimoto, Y. (2022). Evaluation of the mechanical behavior of bulk-fill and conventional flowable resin composites using dynamic micro-indentation. *Dental Materials Journal*, 41(1), 87-94. <https://doi.org/10.4012/dmj.2021-116>
- Jain, L., Mehta, D., Meena, N., & Gupta, R. (2018). Influence of light energy density, composite type, composite thickness, and postcuring phase on degree of conversion of bulk-fill composites. *Contemporary Clinical Dentistry*, 9(5), S147-S152. [https://doi.org/10.4103/CCD.CCD\\_169\\_18](https://doi.org/10.4103/CCD.CCD_169_18)
- Jandt, K. D., & Mills, R. W. (2013). A brief history of LED photopolymerization. *Dental Materials*, 29(6), 605-617. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2013.02.003>
- Janeczek, M., Herman, K., Fita, K., Dudek, K., Kowalczyk-Zajac, M., Czajczyńska-Waszkiewicz, A., Piesiak-Pańczyszyn, D., Kosior, P., & Dobrzyński, M. (2016). Assessment of Heat Hazard during the Polymerization of Selected Light-Sensitive Dental

Materials. *Biomed Research International*, 4158376.  
<https://doi.org/10.1155/2016/4158376>

- Jang, J. H., Park, S. H., & Hwang, I. N. (2015). Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin. *Operative Dentistry*, 40(2), 172-180. <https://doi.org/10.2341/13-307-L>
- Javed, F., Siddiqui, F., & Majid, A. (2024). Beyond Traditional Fillings: Why Bulk-Fill Composites Are Changing the Game. *International Journal of Research and Review*, 11(10), 198-203. <https://doi.org/10.52403/ijrr.20241018>
- Jeong, T. S., Kang, H. S., Kim, S. K., Kim, S., Kim, H. I., & Kwon, Y. H. (2009). The effect of resin shades on microhardness, polymerization shrinkage, and color change of dental composite resins. *Dental Materials Journal*, 28(4), 438-445. <https://doi.org/10.4012/DMJ.28.438>
- Kaptan, A. (2019). Bulk Fill Composites. *Journal of Dentistry & Oral Health*, 1(5). <https://doi.org/10.33552/OJDOH.2019.01.000522>
- Karacolak, G., Turkun, L. S., Boyacioglu, H., & Ferracane, J. L. (2018). Influence of increment thickness on radiant energy and microhardness of bulk-fill resin composites. *Dental Materials Journal*, 37(2), 206-213. <https://doi.org/10.4012/DMJ.2017-032>
- Kelić, K., Matic, S., Marović, D., Klarić, E., & Tarle, Z. (2016). Microhardness of Bulk-Fill Composite Materials. *Acta Clinica Croatica*, 55(4), 607-614. <https://doi.org/10.20471/ACC.2016.55.04.11>
- Kim, E.-H., Jung, K.-H., Son, S.-A., Hur, B., Kwon, Y.-H., & Park, J.-K. (2015). Effect of resin thickness on the microhardness and optical properties of bulk-fill resin composites. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 40(2), 128-135. <https://doi.org/10.5395/RDE.2015.40.2.128>
- Konakanchi, A., Alla, R. K., & Guduri, V. (2017). Silane Coupling Agents – Benevolent Binders in Composites. *Trends In Biomaterials And Artificial Organs*, 31, 108-113.
- Kopperud, S. E., Rukke, H. V., Kopperud, H. M., & Bruzell, E. M. (2017). Light curing procedures - performance, knowledge level and safety awareness among dentists. *Journal of Dentistry*, 58, 67-73. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2017.02.002>
- Korkmaz, Y., Ozel, E., Attar, N., & Aksoy, G. (2008). The influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites. *Operative Dentistry*, 33(1), 44-50. <https://doi.org/10.2341/07-28>

- Kowalska, A., Sokolowski, J., & Bociog, K. (2021). The Photoinitiators Used in Resin Based Dental Composite—A Review and Future Perspectives. *Polymers (Basel)*, *13*(3), 470. <https://doi.org/10.3390/POLYM13030470>
- Kubo, S., Yokota, H., Yokota, H., & Hayashi, Y. (2010). Three-year clinical evaluation of a flowable and a hybrid resin composite in non-cariou cervical lesions. *Journal of Dentistry*, *38*(3), 191-200. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2009.10.003>
- Kumar, S. K., & Krishnamoorti, R. (2010). Nanocomposites: structure, phase behavior, and properties. *Annual Review of Chemical and Biomolecular Engineering*, *1*, 37-58. <https://doi.org/10.1146/ANNUREV-CHEMBIOENG-073009-100856>
- Kundie, F., Azhari, C. H., Muchtar, A., & Ahmad, Z. A. (2018). Effects of Filler Size on the Mechanical Properties of Polymer-filled Dental Composites: A Review of Recent Developments. *Journal of Physical Science*, *29*(1), 141-165. <https://doi.org/10.21315/jps2018.29.1.10>
- Lang, B. R., Jaarda, M., & Wang, R. F. (1992). Filler particle size and composite resin classification systems. *Journal of Oral Rehabilitation*, *19*(6), 569–584. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1992.tb01487.x>
- Langer, R., & Weissleder, R. (2015). Nanotechnology. *Journal of the American Medical Association*, *313*(2), 135-136. <https://doi.org/10.1001/JAMA.2014.16315>
- Lazarchik, D. A., Hammond, B. D., Sikes, C. L., Looney, S. W., & Rueggeberg, F. A. (2007). Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *98*(2), 129-140. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60046-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60046-8)
- Lempel, E., Szebeni, D., Óri, Z., Kiss, T., Szalma, J., Lovász, B. V., Kunsági-Máté, S., & Böddi, K. (2023). The effect of high-irradiance rapid polymerization on degree of conversion, monomer elution, polymerization shrinkage and porosity of bulk-fill resin composites. *Dental Materials*, *39*(4), 442-453. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2023.03.016>
- Leprince, J., Devaux, J., Mullier, T., Vreven, J., & Leloup, G. (2010). Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. *Operative Dentistry*, *35*(2), 220-230. <https://doi.org/10.2341/09-203-L>
- Leprince, J. G., Palin, W. M., Hadis, M. A., Devaux, J., & Leloup, G. (2013). Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dental Materials*, *29*(2), 139-156. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2012.11.005>

- Lima, A. F., Salvador, M. V. O., Dressano, D., Saraceni, C. H. C., Gonçalves, L. S., Hadis, M., & Palin, W. M. (2019). Increased rates of photopolymerisation by ternary type II photoinitiator systems in dental resins. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 98, 71-78. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2019.06.005>
- Liu, J., Zhang, H., Sun, H., Liu, Y., Liu, W., Su, B., & Li, S. (2021). The development of filler morphology in dental resin composites: A review. *Materials (Basel)*, 14(19):5612 <https://doi.org/10.3390/ma14195612>
- Lloret, P. R., Rode, K. M., & Turbino, M. L. (2004). Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. *Brazilian Oral Research*, 18(3), 271-275. <https://doi.org/10.1590/S1806-83242004000300017>
- Lohbauer, U., Rahiotis, C., Krämer, N., Petschelt, A., & Eliades, G. (2005). The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dental Materials*, 21(7), 608-615. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2004.07.020>
- Lombardini, M., Chiesa, M., Scribante, A., Colombo, M., & Poggio, C. (2012). Influence of polymerization time and depth of cure of resin composites determined by Vickers hardness. *Dental Research Journal*, 9(6), 735–740.
- Lynch, C. D., Frazier, K. B., McConnell, R. J., Blum, I. R., & Wilson, N. H. F. (2010). State-of-the-art techniques in operative dentistry: contemporary teaching of posterior composites in UK and Irish dental schools. *British Dental Journal*, 209(3), 129-136. <https://doi.org/10.1038/SJ.BDJ.2010.674>
- Lynch, C. D., & Wilson, N. H. F. (2013). Managing the phase-down of amalgam: Part I. Educational and training issues. *British Dental Journal*, 215(3), 109-113. <https://doi.org/10.1038/SJ.BDJ.2013.737>
- Maghaireh, G. A., Alzraikat, H., & Taha, N. A. (2013). Assessing the irradiance delivered from light-curing units in private dental offices in Jordan. *Journal of the American Dental Association*, 144(8), 922-927. <https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.2013.0210>
- Mahant, R. H., Chokshi, S., Vaidya, R., Patel, P., Vora, A., & Mahant, P. (2016). Comparison of the Amount of Temperature Rise in the Pulp Chamber of Teeth Treated With QTH, Second and Third Generation LED Light Curing Units: An In Vitro Study. *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 7(3), 184-191. <https://doi.org/10.15171/JLMS.2016.32>
- Mária Kolářová, Kloužková, A., & Králíková, J. (2024). Mechanical characterisation of cad/cam dental material and natural teeth. *Ceramics-Silikáty*, 68(4), 516-526. <https://doi.org/10.13168/cs.2024.0050>

- Marghalani H.Y., (2010). Post-irradiation Vickers microhardness development of novel resin composites. *Material Research*, 13(1): 81-87.
- Martins, G. R., Cavalcanti, B. N., & Rode, S. M. (2006). Increases in intrapulpal temperature during polymerization of composite resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(5), 328-331. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.09.008>
- Matinlinna, J. P., Lung, C. Y. K., & Tsoi, J. K. H. (2018). Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dental Materials*, 34(1), 13-28. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2017.09.002>
- Melo, R. A., Bispo, A. de S. L., Barbosa, G. A. S., Galvão, M. R., de Assunção, I. V., Souza, R. O. de A., & Borges, B. C. D. (2019). Morphochemical characterization, microhardness, water sorption, and solubility of regular viscosity bulk fill and traditional composite resins. *Microscopy Research and Technique*, 82(9), 1500-1506. <https://doi.org/10.1002/JEMT.23315>
- Miletic, V., Pongprueksa, P., De Munck, J., Brooks, N. R., & Van Meerbeek, B. (2017). Curing characteristics of flowable and sculptable bulk-fill composites. *Clinical Oral Investigations*, 21(4), 1201–1212. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1894-0>
- Mills, R. W., Uhl, A., & Jandt, K. D. (2002). Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *British Dental Journal*, 193(8), 459-463. <https://doi.org/10.1038/SJ.BDJ.4801597>
- Mitra, S. B., Wu, D., & Holmes, B. N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *Journal of the American Dental Association*, 134(10), 1382-1390. <https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.2003.0054>
- Mohamad-Kharib, A., Chamorro-Petronacci, C., Pérez-Jardón, A., Castelo-Baz, P., Martín-Biedma, B., Ginzo-Villamayor, M. J., & García-García, A. (2023). Staining Susceptibility of Microhybrid and Nanohybrid Composites on Exposure to Different Color Solutions. *Applied Sciences*, 13(20), 11211. <https://doi.org/10.3390/app132011211>
- Mohammed, A., & Ario, S. (2015). Resin-Based Composite and LCU-related Factors Affecting the Degree of Cure. A Literature Review: Part 2. Light Curing Units & Related Factors. *Acta Medica Marisiensis*, 61(4), 255-260. <https://doi.org/10.1515/AMMA-2015-0127>
- Moharam, L.-M., El-Hoshy, A.-Z., & Abou-Elenein, K. (2017). The effect of different insertion techniques on the depth of cure and vickers surface micro-hardness of two bulk-

- fill resin composite materials. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 9(2), 266-271. <https://doi.org/10.4317/jced.53356>
- Moorthy, A., Hogg, C. H., Dowling, A. H., Grufferty, B. F., Benetti, A. R., & Fleming, G. J. P. (2012). Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *Journal of Dentistry*, 40(6), 500-505. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2012.02.015>
- Moraes, L. G. P., Rocha, R. S. F., Menegazzo, L. M., De Araújo, E. B., Yukimitu, K., & Moraes, J. C. S. (2008). Infrared Spectroscopy: A Tool For Determination Of The Degree Of Conversion In Dental Composites. *Journal of Applied Oral Science*, 16(2), 145. <https://doi.org/10.1590/S1678-77572008000200012>
- Nair, V., Sainudeen, S., Padmanabhan, P., Vijayashankar, L., Sujathan, U., & Pillai, R. (2016). Three-dimensional evaluation of surface roughness of resin composites after finishing and polishing. *Journal of Conservative Dentistry*, 19(1), 91-95. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.173208>
- Nascimento, A. S., Lima, D. B., Fook, M. V. L., de Albuquerque, M. S., de Lima, E. A., Sabino, M. A., Borges, S. M. P., Filgueira, P. T. D., de Sousa, Y. C., & Braz, R. (2018). Physicomechanical characterization and biological evaluation of bulk-fill composite resin. *Brazilian Oral Research*, 32, e107. <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2018.VOL32.0107>
- Neves, A. D., Discacciati, J. A. C., Oréface, R. L., & Yoshida, M. I. (2005). Influence of the power density on the kinetics of photopolymerization and properties of dental composites. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 72(2), 393-400. <https://doi.org/10.1002/JBM.B.30179>
- Nicholson, J. (2020). *The chemistry of medical and dental materials*. The Royal Society of Chemistry. 1-252. <https://doi.org/10.1039/9781788016360>
- Noort, R. V., & Barbour, M. E. (2014). *Introduction to dental materials*. Elsevier Health Science. 1-306.
- Obici, A. C., Sinhoret, M. A. C., Frollini, E., Correr Sobrinho, L., & Consani, S. (2004). Degree of conversion of Z250 composite determined by Fourier transform infrared spectroscopy: comparison of techniques, storage periods and photo-activation methods. *Materials Research*, 7(4), 605-610. <https://doi.org/10.1590/S1516-14392004000400014>
- Obici, A. C., Sinhoret, M. A. C., Frollini, E., Sobrinho, L. C., & Consani, S. (2005). Degree of conversion and knoop hardness of Z250 composite using different photo-activation

- methods. *Polymer Testing*, 24(7), 814-818.  
<https://doi.org/10.1016/J.POLYMERTESTING.2005.07.011>
- Ozturk, B., Cobanoglu, N., Cetin Dr., A. R., & Gunduz, B. (2013). Conversion degrees of resin composites using different light sources. *European Journal of Dentistry*, 7(1), 102.  
<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3571517/>
- Ozturk, B., Ozturk, A.N., Usumez, A., Usumez, S., & Ozer, F. (2004). Temperature rise during adhesive and resin composite polymerization with various light curing sources. *Operative Dentistry*, 29 (3), 325-32.
- Palin, W. M., Leprince, J. G., & Hadis, M. A. (2018). Shining a light on high volume photocurable materials. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 34(5), 695–710. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.02.009>
- Palin, W. M., Hadis, M. A., Leprince, J. G., Leloup, G., Boland, L., Fleming, G. J. P., Krastl, G., & Watts, D. C. (2014). Reduced polymerization stress of MAPO-containing resin composites with increased curing speed, degree of conversion and mechanical properties. *Dental Materials*, 30(5), 507-516. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2014.02.003>
- Par, M., Marovic, D., Attin, T., Tarle, Z., & Tauböck, T. T. (2020). Effect of rapid high-intensity light-curing on polymerization shrinkage properties of conventional and bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 101, 103448.  
<https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2020.103448>
- Par, M., Tarle, Z., Hickel, R., & Ilie, N. (2018). Polymerization kinetics of experimental bioactive composites containing bioactive glass. *Journal of Dentistry*, 76, 83-88.  
<https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2018.06.012>
- Par, M., Repusic, I., Skenderovic, H. *et al.* (2019). The effects of extended curing time and radiant energy on microhardness and temperature rise of conventional and bulk-fill resin composites. *Clinical Oral Investigation*, 23, 3777–3788. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-02807-1>
- Park, S. H., Krejci, I., & Lutz, F. (2002). Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Operative Dentistry*, 27(1), 30-37.
- Park, S. H., Noh, B. D., Ahn, H. J., & Kim, H. K. (2004). Celluloid strip-finished versus polished composite surface: difference in surface discoloration in microhybrid composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(1), 62-66. <https://doi.org/10.1046/J.0305-182X.2003.01206.X>
- Pereira, A. G., Raposo, L. H. A., Teixeira, D. N. R., Gonzaga, R. C. Q., Cardoso, I. O., Soares, C. J., & Soares, P. V. (2016). Influence of Battery Level of a Cordless LED Unit on the

- Properties of a Nanofilled Composite Resin. *Operative Dentistry*, 41(4), 409-416. <https://doi.org/10.2341/15-200-L>
- Pereira, S. G., Osorio, R., Toledano, M., Cabrerizo-Vílchez, M. A., Nunes, T. G., Kalachandra, S., Pereira, S. G., Osorio, R., Toledano, M., Cabrerizo-Vílchez, M. A., Nunes, T. G., & Kalachandra, S. (2007). Novel light-cured resins and composites with improved physicochemical properties. *Dental Materials*, 23(10), 1189-1198. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2006.06.053>
- Poggio, C., Lombardini, M., Gaviati, S., & Chiesa, M. (2012). Evaluation of Vickers hardness and depth of cure of six composite resins photo-activated with different polymerization modes. *Journal of Conservative Dentistry*, 15(3), 237-241. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.97946>
- Polanco, J. D., Jacanamejoy-Jamioy, C., Mambuscay, C. L., Piamba, J. F., & Forero, M. G. (2022). Automatic Method for Vickers Hardness Estimation by Image Processing. *Journal of Imaging*, 9(1), 8 <https://doi.org/10.3390/jimaging9010008>
- Popovic, G., & Djokic, R. (2009). Photopolymerization of dental materials: Types and characteristics of the light sources. *Stomatoloski Glasnik Srbije*, 56(4), 207-212. <https://doi.org/10.2298/SGS0904207P>
- Price, R. B., & Felix, C. A. (2009). Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. *Dental Materials*, 25(7), 899-908. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2009.01.098>
- Price, R. B., Whalen, J. M., Price, T. B., Felix, C. M., & Fahey, J. (2011). The effect of specimen temperature on the polymerization of a resin-composite. *Dental Materials*, 27(10), 983-989. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2011.06.004>
- Price, R. B., & Sullivan, B. (2024). Effect of Indenter Load on Vickers Microhardness and Indentation Depth of One Resin Composite. *Materials*, 17(24), 6156. <https://doi.org/10.3390/ma17246156>
- Ravi, R., Alla Rama K., Mohammed, S., Devarhubli, A. (2013). Dental Composites - A Versatile Restorative Material: An Overview. *Indian Journal of Dental Sciences*, 5. 111-115.
- Randolph, L. D., Palin, W. M., Leloup, G., & Leprince, J. G. (2016). Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties. *Dental Materials*, 32(12), 1586-1599. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.09.034>
- Randolph, L. D., Palin, W. M., Watts, D. C., Genet, M., Devaux, J., Leloup, G., & Leprince, J. G. (2014). The effect of ultra-fast photopolymerisation of experimental composites on

- shrinkage stress, network formation and pulpal temperature rise. *Dental Materials*, 30(11), 1280-1289. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2014.09.001>
- Reis, A. F., Vestphal, M., Amaral, R. C. D., Rodrigues, J. A., Roulet, J. F., & Roscoe, M. G. (2017). Efficiency of polymerization of bulk-fill composite resins: a systematic review. *Brazilian Oral Research*, 31(suppl 1), e59. <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0059>
- Ritter, A. V., Boushell, L. W., & Walter, R. (2018). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 1-530. <https://doi.org/10.1016/c2015-0-05603-9>
- Roberson, T. M., & Heymann, H. O. (2006). *Sturdevant's Art and science Operative Dentistry*. Mosby Publishers. 148, 148-162.
- Rueggeberg, F. A. (2011). State-of-the-art: Dental photocuring - A review. *Dental Materials*, 27(1):39-52. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.021>
- Rueggeberg, F. A., Caughman, W. F., & Curtis, J. W. (1994). Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Operative Dentistry*, 19(1), 26-32.
- Rueggeberg, F. A., Giannini, M., Arrais, C. A. G., & Price, R. B. T. (2017). Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Brazilian Oral Research*, 31(suppl 1), 64-91. <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2017.VOL31.0061>
- Sakaguchi, R., Ferracane, J., & Powers, J. (2019). Restorative Materials: Resin Composites and Polymers, *Craig's Restorative Dental Materials* (Fourteenth edition). 1-340. <https://doi.org/10.1016/C2015-0-01767-1>
- Sakaguchi, R., & Powers, J. (2012). Restorative Materials- Composites and Polymers. *Craig's Restorative Dental Materials*. <https://doi.org/10.1016/C2010-0-65754-3>
- Sampaio, C. S., De Abreu, J. L. B., Kornfeld, B., Da Silva, E. M., Giannini, M., & Hirata, R. (2024). Short curing time bulk fill composite systems: volumetric shrinkage, degree of conversion and Vickers hardness. *Brazilian Oral Research*, 38, e030. <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2024.VOL38.0030>
- Satterthwaite, J. D., Maisuria, A., Vogel, K., & Watts, D. C. (2012). Effect of resin-composite filler particle size and shape on shrinkage-stress. *Dental Materials*, 28(6), 609-614. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2012.01.007>
- Schmitt, J., & Flemming, H. C. (1998). FTIR-spectroscopy in microbial and material analysis. *International Biodeterioration & Biodegradation*, 41(1), 1-11. [https://doi.org/10.1016/S0964-8305\(98\)80002-4](https://doi.org/10.1016/S0964-8305(98)80002-4)

- Schoerpf, S., Catel, Y., Moszner, N., Gorsche, C., & Liska, R. (2019). Enhanced reduction of polymerization-induced shrinkage stress via combination of radical ring opening and addition fragmentation chain transfer. *Polymer Chemistry*, *10*(11), 1357-1366. <https://doi.org/10.1039/C8PY01540F>
- Schwartz, R. S., Summitt, J. B., & Robbins, J. William. (1996). *Fundamentals of Operative Dentistry: a contemporary approach*. Quintessence Pub. 1- 424.
- Selig, D., Haenel, T., Hausnerová, B., Moeginger, B., Labrie, D., Sullivan, B., & Price, R. B. T. (2015). Examining exposure reciprocity in a resin-based composite using high irradiance levels and real-time degree of conversion values. *Dental Materials*, *31*(5), 583-593. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2015.02.010>
- Sharkey, S., Ray, N., Burke, F., Ziada, H., & Hannigan, A. (2001). Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. *Quintessence International*, *32*(5), 401-405.
- Sideridou, I., Tserki, V., & Papanastasiou, G. (2002). Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, *23*(8), 1819-1829. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(01\)00308-8](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(01)00308-8)
- Sigusch, B. W., Pflaum, T., Völpel, A., Schinkel, M., & Jandt, K. D. (2009). The influence of various light curing units on the cytotoxicity of dental adhesives. *Dental Materials*, *25*(11), 1446-1452. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2009.06.016>
- Sigusch, B. W., Völpel, A., Braun, I., Uhl, A., & Jandt, K. D. (2007). Influence of different light curing units on the cytotoxicity of various dental composites. *Dental Materials*, *23*(11), 1342-1348. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2006.11.013>
- Sigusch, B., & Wettemann, M. (2021). Typische Fehlerquellen bei der Lichtpolymerisation von Kompositen. *ZWR - Das Deutsche Zahnärzteblatt*, *130*(10), 464-469. <https://doi.org/10.1055/A-1606-3790>
- Silikas, N., Eliades, G., & Watts, D. C. (2000). Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dental Materials*, *16*(4), 292-296. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(00\)00020-8](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(00)00020-8)
- Sirovica, S., Skoda, M. W. A., Podgorski, M., Thompson, P. B. J., Palin, W. M., Guo, Y., Smith, A. J., Dewan, K., Addison, O., & Martin, R. A. (2019). Structural Evidence That the Polymerization Rate Dictates Order and Intrinsic Strain Generation in Photocured Methacrylate Biomedical Polymers. *Macromolecules*, *52*(14), 5377-5388. [https://doi.org/10.1021/ACS.MACROMOL.9B00133/ASSET/IMAGES/LARGE/MA-2019-00133V\\_0002.JPEG](https://doi.org/10.1021/ACS.MACROMOL.9B00133/ASSET/IMAGES/LARGE/MA-2019-00133V_0002.JPEG)

- Skliutas, E., Lebedevaite, M., Kabouraki, E., Baldacchini, T., Ostrauskaite, J., Vamvakaki, M., Farsari, M., Juodkasis, S., & Malinauskas, M. (2021). Polymerization mechanisms initiated by spatio-temporally confined light. *Nanophotonics*, 10(2), 1211-1242. <https://doi.org/10.1515/nanoph-2020-0551>
- Soares, P. M., da Rosa, L. S., Pereira, G. K. R., Valandro, L. F., Rippe, M. P., Dal Piva, A. M. O., Feilzer, A. J., Kleverlaan, C. J., & Tribst, J. P. M. (2023). Mechanical Behavior of Repaired Monolithic Crowns: A 3D Finite Element Analysis. *Dentistry Journal*, 11(11), 254. <https://doi.org/10.3390/dj11110254>
- Srivastava, R., Liu, J., He, C., & Sun, Y. (2018). BisGMA analogues as monomers and diluents for dental restorative composite materials. *Materials Science and Engineering C: Materials for Biological Applications*, 88, 25-31. <https://doi.org/10.1016/J.MSEC.2018.01.011>
- Szczeszio-Wlodarczyk, A., Polikowski, A., Krasowski, M., Fronczek, M., Sokolowski, J., & Bociong, K. (2022). The Influence of Low-Molecular-Weight Monomers (Tegdma, Hddma, Hema) on the Properties of Selected Matrices and Composites Based on Bis-GMA and UDMA. *Materials (Basel)*, 15(7), 2649. <https://doi.org/10.3390/ma15072649>
- Şakar-Deliormanli, A., & Güden, M. (2006). Microhardness and fracture toughness of dental materials by indentation method. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B-Applied Biomaterials*, 76(2), 257-264. <https://doi.org/10.1002/JBM.B.30371>
- Tan, Q., Li, B., Wang, Z., & Chen, Q. (2023). Investigation of physio-mechanical properties of cross-linked Bis-GMA/TEGDMA dental resins: A molecular dynamics study. *Materials Today Communications*. 35. 105926. [10.1016/j.mtcomm.2023.105926](https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2023.105926).
- Tanumihardja, M., Andries, S., & Yongki, R. (2019). Polymerization of Resin-Based Composites Restoration: A Literature Review. *Journal of International Dental and Medical Research*, 12(4), 1618.
- Tarle, Z., Attin, T., Marovic, D., Andermatt, L., Ristic, M., & Tauböck, T. T. (2015). Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clinical Oral Investigations*, 19(4), 831-840. <https://doi.org/10.1007/S00784-014-1302-6>
- Thongnopkun, P., & Ekgasit, S. (2005). FTIR spectra of faceted diamonds and diamond simulants. *Diamond and Related Materials*, 14(10), 1592-1599. <https://doi.org/10.1016/J.DIAMOND.2005.03.011>

- Thongnopkun, P., & Ekgasit, S. (2006). Attenuated total reflection Fourier transform infrared spectra of faceted diamonds. *Analytica Chimica Acta*, 576(1), 130-135. <https://doi.org/10.1016/J.ACA.2006.03.066>
- Tiba, A., Zeller, G. G., Estrich, C. G., & Hong, A. (2013). A laboratory evaluation of bulk-fill versus traditional multi-increment-fill resin-based composites. *The Journal of the American Dental Association*, 144(10), 1182-1183. <https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.2013.0040>
- Tonetto, M. R., Pinto, S. C. S., Rastelli, A. de N. S., Borges, A. H., Saad, J. R. C., Pedro, F. L. M., de Andrade, M. F., & Bandéca, M. C. (2013). Degree of conversion of polymer-matrix composite assessed by FTIR analysis. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 14(1), 76-79. <https://doi.org/10.5005/JP-JOURNALS-10024-1274>
- Türkoğlu, Ö., & Bulut, A. C. (2019). Geçmişten Günümüze Polimerizasyon Cihazları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(4), 683-690. <https://doi.org/10.17567/ATAUNIDFD.292150>
- Uhl, A., Mills, R. W., Vowles, R. W., & Jandt, K. D. (2002). Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies. *Journal of Biomedical Materials Research*, 63(6), 729-738. <https://doi.org/10.1002/JBM.10390>
- Ülkü, S. G., & Ünlü, N. (2020). Son 10 Yılda Kompozit Rezin Restorasyonlar: İn Vivo ve İn Vitro Çalışmalarla Bir Derleme. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 2(3), 124-145. <https://doi.org/10.51122/neudentj.2021.7>
- Vaidyanathan, J., & Vaidyanathan, T. K. (1992). Interactive effects of resin composition and ambient temperature of light curing on the percentage conversion, molar heat of cure and hardness of dental composite resins. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 3(1), 19-27. <https://doi.org/10.1007/BF00702940/METRICS>
- Van Ende, A., De Munck, J., Lise, D. P., & Van Meerbeek, B. (2017). Bulk-Fill Composites: A Review of the Current Literature. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 19(2), 95-110. <https://doi.org/10.3290/J.JAD.A38141>
- Vankerckhoven, H., Lambrechts, P., Van Beylen, M., Davidson, C. L., & Vanherle, G. (1982). Unreacted methacrylate groups on the surfaces of composite resins. *Journal of Dental Research*, 61(6), 791-796. <https://doi.org/10.1177/00220345820610062801>
- Vargas, M. A., Cobb, D. S., & Schmit, J. L. (1998). Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Operative Dentistry*, 23(2), 87-93.

- Vianna-de-Pinho, M. G., Rego, G. F., Vidal, M. L., Alonso, R. C. B., Schneider, L. F. J., & Cavalcante, L. M. (2017). Clinical Time Required and Internal Adaptation in Cavities restored with Bulk-fill Composites. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 18(12), 1107-1111. <https://doi.org/10.5005/JP-JOURNALS-10024-2184>
- Vivadent, I. (2021). Description The Bluephase ® PowerCure is an intelligent LED curing light with: Bluephase ® PowerCure. 48103(800), 347.
- W. D. Callister, J. (2013). *Materials Science and Engineering an Introduction*. John Wiley & Sons Inc.
- Wahbi, M. A., Aalam, F. A., Fatiny, F. I., Radwan, S. A., Eshan, I. Y., & Al-Samadani, K. H. (2012). Characterization of heat emission of light-curing units. *The Saudi Dental Journal*, 24(2), 91. <https://doi.org/10.1016/J.SDENTJ.2012.01.003>
- Walker, M. P. (2003). Dental Materials and Their Selection. *Journal of Prosthodontics*, 12(2), 152-153. [https://doi.org/10.1016/S1059-941X\(03\)00047-0](https://doi.org/10.1016/S1059-941X(03)00047-0)
- Wenzelburger, M., Silber, M., & Gadow, R. (2010). Manufacturing of light metal matrix composites by combined thermal spray and semisolid forming processes - Summary of the current state of technology. *Key Engineering Materials*, 425, 217-244. <https://doi.org/10.4028/WWW.SCIENTIFIC.NET>
- Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., & Vanherle, G. (1993). Composite resins in the 21st century. *Quintessence International*, 24(9), 641–658.
- Yadav, R., Lee, H., Lee, J. H., Singh, R. K., & Lee, H. H. (2022). A comprehensive review: Physical, mechanical, and tribological characterization of dental resin composite materials. *Tribology International*, 179. <https://doi.org/10.1016/J.TRIBOINT.2022.108102>
- Yap, A. U. J., Pandya, M., & Toh, W. S. (2016). Depth of cure of contemporary bulk-fill resin-based composites. *Dental Materials Journal*, 35(3), 503-510. <https://doi.org/10.4012/DMJ.2015-402>
- Yap, A.U. (2000). Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Operative Dentistry*, 25 (2), 113-20.
- Yıldırım, Z. S., Eyiler, E., & Kürklü, Z. G. B. (2023). Effect of thickness on the degree of conversion, monomer elution, depth of cure and cytotoxicity of bulk-fill composites. *Journal of Oral Science*, 65(2), 121-126. <https://doi.org/10.2334/josnusd.22-0374>
- Yılmaz Atalı, P., Doğu Kaya, B., Manav Özen, A., Tarçın, B., Şenol, A. A., Tüter Bayraktar, E., Korkut, B., Bilgin Göçmen, G., Tağtekin, D., & Türkmen, C. (2022). Assessment of

Micro-Hardness, Degree of Conversion, and Flexural Strength for Single-Shade Universal Resin Composites. *Polymers (Basel)*, 14(22), 4987. <https://doi.org/10.3390/polym14224987>

Yu, P., Yap, A., & Wang, X. Y. (2017). Degree of Conversion and Polymerization Shrinkage of Bulk-Fill Resin-Based Composites. *Operative Dentistry*, 42(1), 82–89. <https://doi.org/10.2341/16-027-L>

Zhou, D., Zuo, D., Wen, X al, Nam Quoc Huy, L., Ngoc Quynh Hoa -, L., Zexian, L., & Feng, Y. (2021). A Novel coarse-to-fine Localization Algorithm for Automated Vickers Hardness Measurement. *Journal of Physics: Conference Series*, 1996(1), 012001. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1996/1/012001>

Zhou, X., Huang, X., Li, M., Peng, X., Wang, S., Zhou, X., & Cheng, L. (2019). Development and status of resin composite as dental restorative materials. *Journal of Applied Polymer Science*, 136(44), 48180 <https://doi.org/10.1002/APP.48180>

## 8. ÖZGEÇMİŞ VE BİLİMSEL ESERLER

2014 yılında Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde lisans eğitimime başladım ve 2019 yılında mezun oldum. 2021 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimime başladım ve halen devam etmekteyim.

. Özçiftci G., Türkün L.Ş. "Esthetic Rehabilitation of Anterior Teeth with Amelogenesis Imperfecta: A Case Report" CONSEURO 21-23 Nisan 2022. Antalya/Türkiye. Poster Sunumu

. Özçiftci G., Türkün L.Ş. Amelogenesis Imperfecta'lı Hastanın Estetik Rehabilitasyonu Restoratif Diş Tedavisi Derneği Kongresi 31 Ekim-3 Kasım 2024 Bodrum/ Türkiye. Poster Sunumu

E-posta adresi: \*\*\*\*\*@\*\*\*mail.com