

T.C  
GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI IŞIK KAYNAKLARI İLE POLİMERİZE EDİLEN FARKLI KOMPOZİT  
REZİN RESTORATİF MATERYALLERİN MONOMER DEĞİŞİM  
DERECELERİNİN MİKROSERTLİK ÖLÇÜMÜ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

**Dt. Suat ÖZCAN**

Tez Danışmanı  
Doç.Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI

ANKARA  
Haziran 2009

**T.C**  
**GAZİ ÜNİVERSİTESİ**  
**Sağlık Bilimleri Enstitüsü**

**Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı**  
**çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri**  
**tarafından**  
**Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.**

**Tez Savunma Tarihi: ../../2009**

**İmza**  
**Prof Dr. Hüma ÖMÜRLÜ**  
**Gazi Üniversitesi**  
**Jüri Başkanı**

**İmza**  
**Prof. Dr. Nuran ULUSOY**  
**Ankara Üniversitesi**

**İmza**  
**Prof. Dr. Oya BALA**  
**Gazi Üniversitesi**

**İmza**  
**Prof. Dr. Hülya ERTEN CAN**  
**Gazi Üniversitesi**

**İmza**  
**Doç. Dr. Mine Betöl ÜÇTAŞLI**  
**Gazi Üniversitesi**

## İÇİNDEKİLER

|                                                                       |             |
|-----------------------------------------------------------------------|-------------|
| <b>Kabul ve Onay</b>                                                  | <b>I</b>    |
| <b>İçindekiler</b>                                                    | <b>II</b>   |
| <b>Şekiller, Resimler, Grafikler</b>                                  | <b>IV</b>   |
| <b>Tablolar</b>                                                       | <b>V</b>    |
| <b>Semboller, Kısaltmalar</b>                                         | <b>VI</b>   |
| <b>Önsöz</b>                                                          | <b>VIII</b> |
| <b>1. GİRİŞ</b>                                                       | <b>1</b>    |
| <b>2. GENEL BİLGİLER</b>                                              | <b>4</b>    |
| 2.1. Kompozit Rezinler                                                | 4           |
| 2.1.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı                                     | 4           |
| 2.1.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması                          | 6           |
| 2.2. Konservatif Diş Tedavisinde Adezyon ve Bağlayıcı Sistemler       | 20          |
| 2.2.1. Bağlayıcı Sistemlerin Sınıflandırılması                        | 21          |
| 2.3. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazları | 25          |
| 2.3.1. QTH Işık cihazları                                             | 26          |
| 2.3.2. LED Işık Cihazları                                             | 27          |
| 2.4. Polimerizasyon Derinliği Belirleme Yöntemleri                    | 29          |
| 2.5. Restoratif Materyallerin Yüzey Sertliklerinin Ölçülmesi          | 31          |
| 2.5.1. Yüzey Sertliği Ölçüm Yöntemleri                                | 32          |
| <b>3. GEREÇ ve YÖNTEM</b>                                             | <b>37</b>   |
| 3.1. Cihazlar                                                         | 38          |
| 3.2. Test Örneklerinin Hazırlanması                                   | 43          |
| 3.3. Mikrosertlik Ölçümleri                                           | 48          |
| <b>4. BULGULAR</b>                                                    | <b>50</b>   |

|                     |            |
|---------------------|------------|
| <b>5. TARTIŞMA</b>  | <b>75</b>  |
| <b>6. SONUÇLAR</b>  | <b>87</b>  |
| <b>7. ÖZET</b>      | <b>89</b>  |
| <b>8. SUMMARY</b>   | <b>91</b>  |
| <b>9. KAYNAKLAR</b> | <b>93</b>  |
| <b>10. ÖZGEÇMİŞ</b> | <b>105</b> |

## **Şekiller, Resimler ve Grafikler**

- Resim 3.1** : Halojen ışık cihazı (Quartz Tungsten Halogen, QTH)
- Resim 3.2** : Işık yayan diod cihazı (Light Emitting Diode, LED)
- Resim 3.3** : Sert doku kesme cihazı
- Resim 3.4** : Zımparalama ve parlatma cihazı
- Resim 3.5** : Vicker's sertlik ölçüm cihazı
- Resim 3.6** : Akrilik rezin içinde yer alan test örneği
- Resim 3.7** : Işık cihazının örnek yüzeyine uzaklığının standardizasyonu
- Resim 3.8** : Test örneklerinin kesme cihazı ile bukko-lingual yönde ikiye ayrılması
- Resim 3.9** : Bukko-lingual yönde ikiye ayrılan test örnekleri
- Resim 3.10** : Test örneklerinin tesviye ve polisaj işlemleri
- Resim 3.11** : Mikrosertlik ölçümlerinin yapılması
- Grafik 4.1** : Işık cihaz uçlarının 0 cm uzaklıktan uygulama derinliğe bağlı Vicker's sertlik değerleri
- Grafik 4.2** : Işık cihaz uçlarının 0.5 cm uzaklıktan uygulama derinliğe bağlı Vicker's sertlik değerleri
- Grafik 4.3** : Işık cihaz uçlarının 1 cm uzaklıktan uygulama derinliğe bağlı Vicker's sertlik değerleri
- Grafik 4.4** : Işık cihaz uçlarının 0 cm uzaklıktan uygulama derinliğe bağlı polimerizasyon miktarının yüzde ifadesi
- Grafik 4.5** : Işık cihaz uçlarının 0.5 cm uzaklıktan uygulama derinliğe bağlı polimerizasyon miktarının yüzde ifadesi
- Grafik 4.6** : Işık cihaz uçlarının 1 cm uzaklıktan uygulama derinliğe bağlı polimerizasyon miktarının yüzde ifadesi

## **Tablolar**

- Tablo 2.1** :Kompozit rezinlerin hacimsel ve ağırlıklı doldurucu oranları ve sınıflandırılması
- Tablo 2.2** :Kompozit rezinlerin doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflandırılması
- Tablo 3.1** :Çalışmada kullanılan kompozit rezinler
- Tablo 3.2** :Çalışmada kullanılan ışık cihazları
- Tablo 3.3** :Test grupları
- Tablo 4.1** :Vicker's sertlik değerleri ortalaması  $\pm$ (SD)
- Tablo 4.2** :Polimerizasyon miktarı değişim tablosu (%)
- Tablo 4.3** :Tanımlayıcı İstatistik (Kullanılan Kompozit Rezine Göre)
- Tablo 4.4** :Anova (Kullanılan Kompozit Rezine Göre)
- Tablo 4.5** :Tanımlayıcı İstatistik (Kullanılan Işık Cihazlarına Göre)
- Tablo 4.6** :ANOVA (Kullanılan Işık Cihazlarına Göre)
- Tablo 4.7** :Tanımlayıcı İstatistik (Işık Uygulama Süresine Göre)
- Tablo 4.8** :Anova (Işık Uygulama Süresine Göre)
- Tablo 4.9** :Tanımlayıcı İstatistik (Işık Cihazı Ucunun Örnek Yüzeyine Uzaklığına Göre)
- Tablo 4.10** :Anova (Işık Cihazı Ucunun Örnek Yüzeyine Uzaklığına Göre)
- Tablo 4.11** :Çoklu Karşılaştırma (Işık Cihazı Ucunun Örnek Yüzeyine Uzaklığına Göre) Tamhane

## Semboller ve Kısaltmalar

|                          |                                                    |
|--------------------------|----------------------------------------------------|
| <b>PMMA</b>              | : Polimetilmetakrilat                              |
| <b>Bis-GMA</b>           | : Bisfenol A glisidil metakrilat                   |
| <b>UDMA</b>              | : Üretan dimetakrilat                              |
| <b>TEGDMA</b>            | : Trietilen glikol glisidil metakrilat             |
| <b>St</b>                | : Stronsiyum                                       |
| <b>Ba</b>                | : Baryum                                           |
| <b>Zn</b>                | : Çinko                                            |
| <b>Zr</b>                | : Zirkonyum                                        |
| <b>Si</b>                | : Silika                                           |
| <b>C</b>                 | : Karbon                                           |
| <b>Al</b>                | : Aluminyum                                        |
| <b>QTH</b>               | : Quartz Tungsten Halojen                          |
| <b>LED</b>               | : Light Emitting Diode (Işık Yayan Diod)           |
| <b>LC</b>                | : Light-cure                                       |
| <b>W</b>                 | : Watt                                             |
| <b>mW/cm<sup>2</sup></b> | : Miliwatt/santimetrekare                          |
| <b>V</b>                 | : Volt                                             |
| <b>dk</b>                | : Dakika                                           |
| <b>sn</b>                | : Saniye                                           |
| <b>Kg</b>                | : Kilogram                                         |
| <b>L</b>                 | : Litre                                            |
| <b>mm</b>                | : Milimetre                                        |
| <b>µm</b>                | : Mikrometre                                       |
| <b>nm</b>                | : Nanometre                                        |
| <b>mN</b>                | : Milinewton                                       |
| <b>BHN</b>               | : Brinell Hardness Number (Brinell Sertlik Değeri) |
| <b>KHN</b>               | : Knoop Hardness Number (Knoop Sertlik Değeri)     |

|             |                                                               |
|-------------|---------------------------------------------------------------|
| <b>VHN</b>  | : Vicker's Hardness Number (Vicker's Sertlik Değeri)          |
| <b>ADA</b>  | : American Dental Association (Amerika Diş Hekimleri Birliği) |
| <b>Rpm</b>  | : Revulotion per minute (dakika devir sayısı)                 |
| <b>N</b>    | : Newton                                                      |
| <b>MPa</b>  | : Megapaskal                                                  |
| <b>FTIR</b> | : Fourier Transform Infrared Spektrometre                     |



## ÖNSÖZ

Bu tez çalışmamda emeği geçen başta Anabilim Dalı başkanımız Prof. Dr. Tayfun ALAÇAM nezdinde tüm öğretim üyelerine ve asistan arkadaşlarıma, hakkını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim çok kıymetli danışmanım Doç Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI' ya, tüm hayatım boyunca benden hiçbir desteğini esirgemeyen babam Selim ÖZCAN, annem Bilge ÖZCAN ve kardeşim Betül ÖZCAN' a, en zor anlarımda hep yanımda ve benimle olan sevgili eşim Nefise Tülay ÜNSAL ÖZCAN' a sonsuz teşekkür ederim.

## 1. GİRİŞ

Hastaların estetik beklentilerinin artması, diş renginde restoratif materyaller, bağlayıcı sistemler ve ışık kaynaklarındaki gelişmeler, daha koruyucu kavite preperasyonuna imkan sağlayan, kompozit rezinlerin kullanımlarının artmasına neden olmuştur. Kompozit rezinler, diş hekimliğinde ilk olarak 1956 yılında Dr. R.L. BOWEN<sup>1</sup> tarafından kullanılmaya başlamıştır. İlk geliştirilen kompozit rezinler, epoksi rezin ile kuartz ve porselen partiküllerinin bir araya gelmesinden oluşmuştur<sup>1</sup>. Daha sonraki dönemlerde epoksi grupları yerine metakrilat grupları bulunan hibrit bir monomer hazırlanmıştır<sup>2</sup>. Dental kompozit rezinler, estetik özelliklerinin yanı sıra dental amalgam restoratif materyaller ile karşılaştırılabilir mekanik özelliklere sahiptir. Dental kompozit rezinlerin niteliklerindeki ve performanslarındaki olumlu gelişmeler, arka grup ve ön grup dişlerin, rutin tedavi işlemlerinde tercih edilmesine neden olmuştur<sup>3</sup>.

Kompozit rezinlerin, klinik başarılarını etkileyen en önemli faktörlerden biri, rezinin monomer değişim derecesidir ve materyalin klinik başarısı, uygun fiziksel ve biyolojik özellikleri için, yeterli polimerizasyonu oldukça önemlidir. Yetersiz polimerizasyon, düşük monomer polimer değişim derecesi anlamına gelir ve bu durum materyalin içerisinde, yüksek oranda reaksiyona girmemiş artık çift bağ kalmasına neden olur. Bu artık çift bağlar, kompozit rezinin fiziksel özelliklerinin azalmasına, rezinin renklenmesi ile sonuçlanan su emilim ve suda çözünme özelliklerinin, kenar kırık riskinin, kenar sızıntısının ve sitotoksitesinin artmasına neden olur<sup>4</sup>. Bunlara ilaveten, yetersiz polimerizasyona bağlı artık monomerler, dentin tübülllerinden geçerek pulpada geri dönüşümsüz hasarlara neden olabilir<sup>5</sup>.

Işık ile sertleşen, kompozit rezinlerin monomer değişim dereceleri kullanılan ışık cihazı ile direkt ilişkilidir. Işık ile polimerizasyon için uzun yıllar halojen (Quartz Tungsten Halogen-QTH) ampul içeren sistemler kullanılmış, cihazların ışık yoğunluğunda zamanla meydana gelen azalma ve kullanım esnasında pulpada meydana gelen ısı artışları gibi dezavantajları nedeni ile araştırmacılar daha verimli polimerizasyon sağlayan cihazlar geliştirmişlerdir<sup>6-8</sup>.

Günümüzde, belirli dalga boyunda yoğun ışık üretiminin yanında düşük voltaj kullanan ışık yayan diodlar (Light Emitting Diode-LED) geliştirilmiştir<sup>9</sup>. İlk üretilen LED ışık cihazları, halojen ışık cihazları ile karşılaştırıldığında, daha düşük güç yoğunluğuna sahiptiler ve dolayısıyla daha düşük performans sergilemekteydiler. Yeni geliştirilen LED ışık cihazları ise, daha yüksek güç çıkışları ile farklı spektral dağılıma sahiptirler. Böylece, daha kısa uygulama süresine gereksinim duyarlar ve daha iyi performans gösterirler<sup>10,11</sup>.

Kullanılan ışık cihazının türünün yanında, ışık cihazının uygulama esnasında, restorasyon üst yüzeyine olan uzaklığı da kompozit rezinin monomer değişim derecesini ve buna bağlı olarak da klinik başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Işık cihazından elde edilen ışık yoğunluğu, ışık uygulama ucu ile restorasyon yüzeyi arasındaki mesafe arttıkça azalmaktadır. Bu durum, özellikle Sınıf II restorasyonlarda, kavitenin proksimal basamağına yerleştirilen kompozit rezin ile ışık cihazının, ışık ucu arasındaki mesafe için önemlidir. Bu mesafe bazı vakalarda 10 mm'nin de üzerine çıkabilmektedir<sup>12</sup>.

Kompozit rezinlerin, polimerizasyonlarında kullanılan, ışık kaynağının yanı sıra ışığın kompozit rezin yapı içerisine penetrasyonu da

oldukça önemlidir. Polimerize edilen materyalin kalınlığı, rengi ve tonu, ışığın materyal içerisine penetrasyonunu etkileyen önemli faktörlerdir<sup>13</sup>.

Rezinin monomer değişim derecesinin belirlenmesinde kullanılan pek çok yöntem vardır. Testler temel olarak ikiye ayrılır. İlki, değişim derecesini, mikrosertlik ölçümü ile indirekt değerlendiren Vickers ve Knoop gibi sertlik testleri, diğeri ise Fourier Transform Infrared Spektrometre (FTIR) testi gibi, artık monomer miktarını direkt ölçen testlerdir<sup>14</sup>. Mikrosertlik ölçümü, kullanım kolaylığı açısından, daha çok tercih edilmektedir. Polimerizasyon sonrası üst yüzey ve alt yüzey mikrosertlik oranlarının karşılaştırılması, o materyalin polimerizasyon niteliği ile ilgili bilgi vermektedir<sup>15,16</sup>.

Bu çalışmada iki farklı yapıya sahip, iki farklı kompozit rezinin, polimerizasyon derecelerine, biri QTH diğeri LED iki farklı ışık cihazının polimerizasyon yüzeyine üç farklı mesafeden, iki farklı ışık uygulama süresinde etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kompozit Rezinler

Kompozit teriminin kelime anlamı, farklı materyallerin fiziksel karışımı şeklinde tanımlanabilir. Bu karışımın parçaları, genellikle karışımı oluşturan parçaların özelliklerini birleştirerek ara bir özellik elde etmek amacı ile seçilir ve birleştirilir. Kompozit rezin, rezin matriks içerisinde, dağılmış doldurucu partiküllerden oluşur. Kompozit rezinlerle ilgili en önemli ilerleme 1962 yılında Dr. Ray L. Bowen'ın<sup>2</sup> yeni bir kompozit materyal geliştirmesi ile gerçekleşmiştir. Bowen'ın yeni buluşu bir dimetakrilat rezin olan bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve doldurucu partiküllerle rezin matriksin bağlanmasını sağlayan organik silan bağlayıcı ajandır<sup>17</sup>. Rezinlerin çoğunda, polimerizasyon öncesi, matriks yapı akıcı kıvamdadır. Geleneksel kompozit rezinler, farklı yapıda monomerlerin silika cam partiküller ile karıştırılması sonucu sertleşen materyallerdir. Monomer yapı karışıma akışkanlık ve yerleştirme esnasında çalışma kolaylığı sağlar. Silika partiküller, yapıya dayanıklılık, restorasyona mineye benzer şekilde ışık geçirgenliği ve ışık yayılma özelliği sağlar<sup>6</sup>.

#### 2.1.1. Kompozit rezinlerin yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler üç fazdan oluşur :

1. Organik rezin matriks
2. İnorganik doldurucu
3. Doldurucuların matrikse kimyasal olarak bağlanmasını sağlayan ara bağlayıcı silan <sup>2,6</sup>

### Organik rezin matriks

Rezin matriksi oluşturan yapılar, monomer sistem, serbest radikal polimerizasyonu için başlatıcı ve stabilize edicilerdir. Bis-GMA, daha iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan, üretan dimetakrilat (UDMA) monomerleri kullanılmaktadır. Hem Bis-GMA, hem de UDMA monomerleri, aşırı derecede visközdür. Bu nedenle, viskozitenin azaltılması için trietilen glikol glisidil metakrilat (TEGDMA) monomer matrikse ilave edilmiştir<sup>2</sup>.

Başlatıcı maddenin (benzol peroksit veya kamforokinon) reaksiyon kabiliyeti polimerizasyon derecesini ve çift bağların değişim derecesini etkiler<sup>18</sup>.

### İnorganik doldurucu

İnorganik doldurucular, matriks içine dağılmış çeşitli şekil ve büyüklükteki cam partiküller, kuartz, alüminyumsilikat, lityumsilikat ve borosilikat gibi partiküllerden oluşur. İnorganik doldurucuların yapısına, aşınmaya dirençli radyopak görüntü veren stronsiyum (St), baryum (Ba), çinko (Zn), zirkonyum (Zr) ve silisyum (Si) gibi elementler ilave edilmiştir. Doldurucular, kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi yönünde, basınç ve çekme direncinin artırılması, elastisite modülü değerlerinin olumlu yönde geliştirilmesi ve aynı zamanda ısısal genleşme katsayısının ve su emiliminin azaltılması amacıyla ilave edilmişlerdir. Silika, kompozit rezin yapıyı güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar, mineye benzer yarı şeffaf özellik kazandırır. Saf silika, kristalin ve nonkristalin formlarında bulunur. Kristalin formları serttir ve kompozit rezinin bitirme ve

polisaj işlemini güçleştirir. Bu nedenle kompozit rezinler günümüzde silikanın nonkristalin formu kullanılarak üretilmektedir<sup>18</sup>.

#### Ara bağlayıcılar

Kompozit rezinlerin, mekanik özelliklerinin kuvvetlendirilmesi için, doldurucu partiküllerle, rezin matriksin iyi bağlanması gerekmektedir. Bağlantı, rezin matriks içerisine birleştirilmiş bağlayıcı ajanlarla oluşturulur. Silanizasyon olarak da adlandırılan, bu bağlantı organosilan bileşikleriyle gerçekleştirir. Silan bağlayıcı ajanlar çift fonksiyonludur, bir uçlarında hidroksil grupları ile inorganik partiküllere, diğer uçlarında ise metakrilat grupları ile karbon çift bağları oluşturarak rezin matrikse bağlanarak birleştirici görev yaparlar<sup>18,19</sup>.

#### 2.1.2. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Kompozit rezinler genellikle içerdikleri matriksin veya doldurucuların içeriklerine, yapı içerisinde bulunma oranlarına ve özelliklerine göre ya da materyalin manipulasyon özelliklerine göre sınıflandırılırlar. En yaygın kullanılan sınıflama materyalin doldurucu içeriğine, doldurucu partikül büyüklüğüne ve yapı içerisine doldurucuların eklenme yöntemlerine göre yapılan sınıflamadır. Bunun yanında kompozit rezinler matriks kompozisyonuna (Bis-GMA veya UDMA) veya polimerizasyon yöntemine göre de sınıflandırılır<sup>6</sup>.

Kompozit rezinlerin pek çok önemli özellikleri yüksek doldurucu oranı içermeleri ile sağlanmaktadır. Bu noktada önemli bir problem kompozit rezinlerin doldurucu oranları arttığında akışkanlıklarının azalması ve buna bağlı olarak da kaviteye yerleştirilmelerinin güçleşmesidir. Büyük doldurucu

partiküller içeren yüksek doldurucu oranına sahip kompozit rezinler pürüzlü bir yüzey yapısına sahiptirler. Küçük boyutlu doldurucu partiküller içeren materyaller, daha pürüzsüz yüzey yapısına sahiptirler. Fakat bu partiküller materyalin doldurucu seviyesini ve dolayısı ile özelliklerini de etkileyebilmektedir<sup>6</sup>.

Materyalin doldurucu içeriği, hacimsel veya ağırlık olarak ifade edilebilir. Silika partiküllerin akrilik monomerlere oranla yaklaşık üç kat daha yoğun olmaları nedeni ile, ağırlık olarak % 75 olan doldurucu oranı hacimsel olarak yaklaşık % 50'ye karşılık gelmektedir. Kompozit rezinlerin, özellikleri içerdikleri fazların hacimsel oranları ile orantılıdır. Fakat, kompozit rezinlerin içerdikleri doldurucu oranlarının ağırlık olarak ölçümü, hacimsel olarak ölçümlerinden daha kolaydır. Bu nedenle diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin doldurucu oranları sıklıkla ağırlık olarak ifade edilir. Kompozit rezinlerin hacimsel ve ağırlık olarak doldurucu oranları ve buna karşılık gelen sınıflamaları Tablo 2.1'de gösterilmiştir<sup>6</sup>.

**Tablo 2.1 : Kompozit rezinlerin hacimsel ve ağırlıklı doldurucu oranları ve sınıflandırılması**

| Kompozit Rezinler                                                                                       | Hacim | Ağırlık |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|---------|
| Doldurucu İçermeyen Resin, Bağlayıcı Ajan, Pit ve Fissür Örtücü                                         | 0     | 0       |
| Renklendirici İçeren Pit ve Fissür Örtücü                                                               | 10    | -       |
| Homojen Mikro Dolduruculu Kompozit Rezinler                                                             | 30    | 50      |
| Düşük Doldurucu İçeren Akışkan Kompozit Rezinler                                                        | 40    | -       |
| Makro Dolduruculu ve Midi Dolduruculu Kompozit Rezinler                                                 | 50    | 75      |
| Hibrit Midi Dolduruculu, Heterojen Mikro Dolduruculu, Yüksek Doldurucu İçeren Akışkan Kompozit Rezinler | 60    | -       |
| Hibrit Mini Dolduruculu ve Tepilebilir Kompozit Rezinler                                                | 70    | 85      |



İlk kullanılan kompozit rezinlerin partikül büyüklükleri yaklaşık olarak 10-20 µm çapında ve büyük partiküller de 50 µm çapındaydı. Zamanla materyallerin yüzey özelliklerinin artırılması ve aşınmaya karşı dirençlerinin azaltılması amacı ile yapılarında değişiklikler yapılmış ve daha düşük partikül büyüklüğüne sahip doldurucular yapı içerisine eklenmeye başlanmıştır<sup>6</sup>.

Anusavice<sup>17</sup>, 2003 yılında kompozit rezinleri içerdikleri doldurucu partikül büyüklüklerine göre sınıflamıştır. Bu sınıflama Tablo 2.2'de gösterilmiştir.

**Tablo 2.2 : Kompozit rezinlerin doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflandırılması**

| <b>Kompozit Rezinler</b>                     | <b>Doldurucu Partikül Büyüklüğü</b>                                                           |
|----------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------|
| Geleneksel Kompozitler<br>(Büyük Partiküllü) | 1-50 µm cam                                                                                   |
| Hibrit Kompozitler<br>(Büyük Partiküllü)     | (1) 1-20 µm cam<br>(2) 0,04 µm silika                                                         |
| Hibrit Kompozitler<br>(Orta Partiküllü)      | (1) 0,1-10 µm cam<br>(2) 0,04 µm silika                                                       |
| Hibrit Kompozitler<br>(Küçük Partiküllü)     | (1) 0,1-2 µm cam<br>(2) 0,04 µm silika                                                        |
| Tepilebilir Hibrit Kompozitler               | Orta Doldurucu/Küçük Doldurucu                                                                |
| Akışkan Hibrit Kompozitler                   | Orta Doldurucu                                                                                |
| Homojen Mikro Dolduruculu Kompozitler        | 0,04 µm silika                                                                                |
| Heterojen Mikro Dolduruculu Kompozitler      | (1) 0,04 µm silika<br>(2) 0,04 µm silika içeren önceden polimerize edilmiş rezin partikülleri |

#### 2.1.2.1. Geleneksel kompozit rezinler

Geleneksel kompozit rezinler, büyük doldurucu partikül boyutuna sahip kompozit rezinlerdir. 1970'li yılların başında kullanıma sunulmuş ve günümüze kadar geliştirilmiştir. Geleneksel veya makrodolduruculu kompozit rezinler olarak da tanımlanabilirler. Doldurucu kısım, genellikle düzgün yüzeyli amorf silika ve kuartz partikülleri içerir.

Partiküllerin ortalama boyutları 8-12 µm arasındadır ve yapı içerisinde 50 µm büyüklüğünde partiküller, ağırlıkça % 70-80, hacimce % 60-70 oranında bulunmaktadır<sup>17</sup>.

#### Geleneksel kompozit rezinlerin özellikleri

Basma dayançları (compressive strength) gerilimin matriksten doldurucu partiküllere iletilmesi sayesinde, doldurucu içermeyen akriliklere göre % 300-500 oranında daha iyi tespit edilmiştir. Elastisite modülü, 4-6 kat daha yüksek ve çekme dayancı ise iki katından daha fazladır. Su emilimi, polimerizasyon büzülmesi ve ısısal genleşme katsayısı gibi özellikleri de doldurucu içermeyen akrilik rezinlerle karşılaştırıldığında, oldukça iyidir. Ancak ısısal genleşme katsayıları, diş dokusundan fazladır. Isı karşısında gösterdikleri, büzülme ve genleşme miktarlarının, diş dokuları ile uyumlu olmaması, diş ve restorasyon arasındaki bağlantının bozulmasına, bu da restorasyonun klinik ömrünün azalmasına neden olmaktadır<sup>2,6,17</sup>.

Kompozit rezinlerin, sertlik değerleri doldurucu içermeyen akrilik rezinlerden oldukça fazladır. Bu farkın en önemli nedeni, içerdikleri doldurucuların materyale kattığı direnç ve rezinin çapraz bağlantılı yapısıdır. Genel olarak, bu materyaller aşınmaya karşı doldurucu içermeyen akrilik rezinlerden daha dayanıklıdır. Fakat, mikro dolduruculu kompozit rezinler dışındaki, kompozit rezinlerin, yüzey pürüzlülüklerinin nedeni, sert doldurucu partiküller etrafındaki, daha yumuşak rezin matriksin aşınmasıdır. Kuartz ve amorf silika doldurucu içeren kompozit rezinler radyolüsenttirler. Kompozit rezinin radyoopakitesi, mineye eşit ya da fazla olmalıdır. Böylece, restorasyon kenarlarında aralık oluşumu ve sekonder çürüklerin radyografik teşhisi de kolaylaşır<sup>3,6,17</sup>.

### Geleneksel kompozit rezinlerin klinik kullanımları

Geleneksel kompozit rezinlerin, en önemli klinik dezavantajı rezin matriksin aşınması ve buna bağlı aşınmaya dirençli doldurucu partiküllerin yüzeyden dışarı çıkması sonucu meydana gelen pürüzlü yüzey yapısıdır. Bu aşınma, diş fırçalama ve çiğneme kuvvetleri ile de devam eder. Bunun sonucunda restorasyonda renklenme eğilimi artar<sup>17</sup>.

Geleneksel kompozit rezinler, Sınıf II ve IV gibi kuvvete maruz kalan bölgelerde kullanıldığında kırılmaya karşı genellikle dirençlidirler. Fakat, en önemli klinik problem aşınmaya karşı dirençlerinin zayıf olmasıdır. Bu nedenle, yerlerini özellikle yüksek kuvvete maruz kalınan alanlarda tepilebilir kompozit rezinlere bırakmışlardır<sup>4,6,17,19</sup>.

### 2.1.2.2. Hibrit kompozit rezinler

Hibrit kompozit rezinler, küçük doldurucu partiküllere sahip kompozit rezinlere benzer yüzey özelliklerinin yanında geleneksel kompozit rezinlere benzer fiziksel ve mekanik özelliklerin bir arada bulunması amaçlanarak geliştirilmiştir. Bazı hibrit kompozit rezinler mikro dolduruculu kompozit rezinlerle karşılaştırılabilen düzgün yüzey özellikleri dolayısıyla, estetik özellikler gösterirler<sup>3,4,17,19</sup>.

Hibrit kompozit rezinler, iki çeşit doldurucu partikül içerirler. Doldurucu kısım kolloidal silika ve temel olarak ağır metaller içeren cam partiküllerinden oluşur. Yapı içerisinde, doldurucu kısım ağırlıkça % 75-80 oranındadır (Tablo 2.1). Cam partiküllerin ortalama boyutları 0.4-1.0 µm aralığındadır ve yeni geliştirilen materyallerde bu boyut daha da azaltılmaya çalışılmaktadır. Partikül dağılımı içerisinde 1.0 µm'den daha küçük

partiküllerin oranı % 75'tir. Toplam doldurucu içeriğinin, ağırlıkça % 10-20 kadarını koloidal silika oluşturur. Bu durumda, mikrodoldurucular büyük oranda özellikleri belirler. Küçük doldurucu boyutuna ilave olarak mikro doldurucuların oranının da artması yüzey alanını artırır. Buna bağlı olarak içerdikleri toplam doldurucu miktarı bazı küçük partiküllü kompozit rezinler kadar yüksek değildir<sup>17</sup>.

Hibrit kompozit rezinlerin, fiziksel ve mekanik özellikleri genellikle geleneksel ve küçük partiküllü kompozit rezinlerin arasındadır. Bu nedenle, mikro dolduruculu kompozit rezinlerden daha iyidir. Doldurucu partiküller içerisindeki ağır metaller nedeniyle bu grup kompozit rezinler radyopaklılar ve bu sayede radyografik olarak görülebilmekte ve sekonder çürükler gibi bazı oluşumların teşhisine imkan tanımaktadır<sup>6,17</sup>.

#### Hibrit kompozit rezinlerin klinik özellikleri

Düzgün yüzey özellikleri ve kabul edilebilir mekanik özellikleri nedeni ile hibrit kompozit rezinler, Sınıf IV gibi ön grup dişlerin restorasyonunda kullanılırlar. Bunun yanında yine küçük doldurucu partiküller içeren kompozit rezinlerden farklı olarak daha üstün mekanik özellikleri sayesinde hibrit kompozit rezinler, kuvvete maruz kalan arka grup restorasyonlarda da kullanılmaktadır. Bu hibrit ve küçük partiküllü kompozit rezinleri ayıran önemli bir farktır<sup>3,17</sup>.

#### Küçük partiküllü doldurucu içeren hibrit kompozit rezinler

Geleneksel kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin artırılması, yüzey pürüzlülüğünün sağlanması ve korunması için; 0.5-3.0 µm boyut aralığında küçük doldurucular kullanılmış ve yapı içerisinde bu

doldurucular dağıtılmıştır. Farklı boyutlarda doldurucuların, yapı içerisinde bir arada bulunması, doldurucu miktarının artmasını sağlamıştır. Küçük boyutlu doldurucular içeren kompozit rezinler daha yüksek oranda (hacimce % 65-77 ve ağırlıkça % 80-90) inorganik doldurucu içerirler. Bu özellikle, küçük partiküllü doldurucu içeren hibrit kompozit rezinlerin arka grup dişlerde kullanıma uygun olduklarını doğrulamaktadır. Yapı içerisindeki doldurucu yoğunluğunun, matrikse oranla fazla olması, kompozit rezinin yüzey özelliklerini de etkilemekte ve daha düzgün, parlatılabilir bir yüzey elde edilmesini sağlamaktadır<sup>17</sup>.

Bazı küçük partiküllü doldurucu içeren hibrit kompozit rezinler, doldurucu olarak amorf silika içerirler. Fakat, pek çoğunun doldurucu içeriği radyoopasite sağlayan ağır metaller içeren camlardır. Bu materyallerin matriks yapısı, geleneksel ve mikro dolduruculu kompozit rezinler ile benzerdir. Ana doldurucu silan kaplanmış ana partiküllerdir, materyalin kavite içerisine yerleştirilmesini kolaylaştırmak amacı ile yapıya akışkanlık sağlayan ağırlıkça yaklaşık % 5 oranında kolloidal silika ilave edilmiştir<sup>6,17</sup>.

Bu kategorideki kompozit rezinler genellikle yüksek fiziksel ve mekanik özellikler sergiler. Artan doldurucu oranı ile birlikte materyalin ilgili özellikleri de yükselmektedir. Basma dayancı ve esneklik katsayısı geleneksel ve mikro doldurucu kompozit rezinlerden daha fazladır. Çekme dayancı, geleneksel kompozit rezinlerden 1.5, mikro dolduruculu kompozit rezinlerden 2 kat daha fazladır. Isısal genleşme katsayısı, diğer kompozit rezinlerden küçüktür ve diş dokusunun yaklaşık iki katıdır. Küçük ve iyi sıkıştırılmış doldurucu içeriği mikrodolduruculu kompozit rezinlere yakın yüzey özellikleri elde edilmesini sağlar. Bu üstün özellikler, materyalin aşınmaya karşı direncini artırırken, polimerizasyon büzülmesini de azaltır<sup>3,4,6</sup>.

Yapı içerisinde, ağır metal içeren cam doldurucular bulunan, bu materyaller radoopakdır. Özellikle, arka grup dişlerde kullanılan restoratif materyaller için radyoopasite, sekonder çürüklerin ve diğer problemlerin teşhisinde önemli bir özelliktir. Ancak, ağır metal içeren cam doldurucular, daha yumuşaktır ve suda daha kolay bozulurlar ve amorf silika ve kuartzdan daha kolay ayrılırlar. Zamanla, daha yumuşak hale gelirler ve aşınmaya karşı olan dirençleri de azalır. Bu da materyalin klinik ömrünü etkileyen önemli bir kriterdir<sup>17</sup>.

#### Küçük partiküllü doldurucu içeren hibrit kompozit rezinlerin klinik kullanımları

İçerdikleri yüksek doldurucu oranı, buna bağlı artan dayanıklılık ve diğer fiziksel özellikler, Sınıf IV gibi yüksek kuvvete ve dolayısıyla aşınma kuvvetlerine maruz kalınan alanlarda, bu materyallerin kullanımını uygun kılmıştır. Bazı, küçük boyutlu kompozit rezinlerin, partikül boyutu, onların ön dişlerde kullanımını da uygun hale getirmektedir. Fakat, mikrodolduruculu kompozit rezinler kadar, pürüzsüz bir yüzey elde edilmesi mümkün değildir<sup>17</sup>.

#### 2.1.2.3. Mikrodolduruculu kompozit rezinler

Geleneksel ve küçük partiküllü kompozit rezinlerin yüzey özelliklerindeki problemler ve ışık geçirgenliğinin azalması, inorganik doldurucu olarak koloidal silika kullanmaları ile açıklanabilir. Mikro dolduruculu kompozit rezinlerin yapısı içerisindeki bazı özel partiküllerin boyutları yaklaşık olarak 0.04 µm (40 nm) kadardır. Bu değer, görünür ışığın dalga boyunun onda biridir ve geleneksel kompozit rezinlerin partikül büyüklüğünden 200-300 kat daha küçüktür. Bu kompozit rezinler doldurucu içermeyen akrilik rezinlerle karşılaştırılabilir yüzey özelliklerine sahiptir<sup>17</sup>.

Çok küçük boyuttaki, koloidal silika partikülleri, bir arada toplanma eğilimine sahiptir. Karıştırma esnasında bir kısım partikül kümeleri kırılır<sup>17</sup>.

İdeal olan, koloidal silika partiküllerinin, rezin matriks içerisine büyük miktarlar halinde eklenmesidir. Fakat bu durumun gerçekleştirilmesi monomer tarafından ıslatılması gereken yüzey alanının büyük olması ve özellikle de koloidal partiküller içerisinde yer alan polimer benzeri zincirlerin oluşumu nedeni ile çok kolay değildir. Bu olay akışkanlığı attırır ve gereksiz kalınlığa neden olur. Yapı içerisindeki doldurucu miktarını arttırmak ve koloidal silika dolduruculu homojen ideal bir rezin elde etmek için çeşitli metotlar kullanılabilir. Koloidal silikanın sıkıştırılması ve onlarca mikrometre boyutunda partiküller elde edilmesi bu amaç için uygulanabilen bir metottur. Azalmış yüzey alanı ile sonuçlanan bu geniş kümeler, yapı içerisine daha çok doldurucu katılmasını sağlamaktadır. Bununla beraber, yapı içerisindeki doldurucu oranını arttırmanın en bilinen ve kullanılan yolu ise yapı içerisine daha önceden polimerize edilmiş yüksek koloidal silika doldurucu içeren kompozit rezinlerin eklenmesidir<sup>17</sup>.

Önceden polimerize edilmiş doldurucuların hazırlanması, silan uygulanmış koloidal silika partiküllerinin yoğunluğunu azaltmak için yüksek ısıda ağırlıkça % 60-70 (hacimce % 50) oranında monomere ilavesi ile gerçekleştirilir. Doldurucu dikkatli bir şekilde rezin içerisine ilave edildiğinde kompozit rezin ısı ile polimerize edilir. Kompozit rezinin monomer değişim derecesi oldukça yüksektir (yaklaşık % 80). Daha sonra elde edilen kompozit rezin geleneksel kompozit rezinlerde kullanılan kuartz partiküllerden daha büyük partikül büyüklüğüne sahip partiküller haline getirilir. Bu önceden polimerize edilmiş partiküller organik doldurucular olarak adlandırılır. Bu partiküller kompozit rezini oluşturmak amacı ile monomer ile karıştırılır<sup>17</sup>.

Sonuçta, elde edilen yapıdaki doldurucu oranı ağırlıkça yaklaşık % 50 oranındadır. Fakat, kompozit partikülleri, doldurucu partiküller şeklinde hesaplanırsa doldurucu oranı ağırlıkça % 80 (hacimce % 60)'lere kadar çıkabilir. Bu polimerizasyon esnasında meydana gelen hacimsel büzülme gibi materyalin bazı özelliklerinin anlaşılmasında göz önünde bulundurulması gereken bir özelliktir. Kompozit rezin polimerize olduğunda, organik doldurucular olarak adlandırılan önceden polimerize edilmiş partiküller büzülmezler. Bu nedenle, mikro dolduruculu bir kompozit rezin, geleneksel veya küçük partiküllü kompozit rezinlere oranla daha düşük hacimsel büzülme gösterir. Bu kompozit rezinlerin en önemli dezavantajı, kompozit partikülleri ve matriks arasındaki bağlanmanın zayıf olmasıdır. Bu dezavantaj nedeni ile pek çok mikro dolduruculu kompozit rezinler bazı istisnalar dışında yüksek kuvvetlere maruz kalan alanlarda kullanılmamaktadır<sup>3,17</sup>.

#### Mikro dolduruculu kompozit rezinlerin özellikleri

Mikro dolduruculu kompozit rezinler, hacimlerinin % 40-80 oranında rezin içermesinden dolayı, fiziksel ve mekanik özellikleri geleneksel kompozit rezinlerden daha düşüktür. Yapı içinde, daha yüksek oranda rezin bulunması, artan su emilimi, yüksek ısısal genleşme katsayısı ve elastisite modülünün azalması ile sonuçlanır. Mikro dolduruculu kompozit rezinlerin, aşınmaya karşı dirençleri, arka grup dişler için geliştirilmiş, yüksek doldurucu içeren kompozit rezinlerle karşılaştırılabilir şekilde yüksektir<sup>7</sup>. Fakat uzun dönemde mikro dolduruculu kompozit rezinler yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan alanlarda kullanıldıklarında kırılabilirler ve ideal klinik ömürlerinden daha kısa bir sürede aşınabilirler. Bu tür kompozit rezinler proksimal temas noktalarında kullanıldığında ön dişlerde kaymaya neden



olabilirler. Aşınma organik doldurucular ile rezin matriks arasındaki zayıf bağların kopması ile meydana gelir<sup>4,17</sup>.

Estetik kompozit rezin restorasyonlar arasında en düzgün yüzey yapısına sahip olan materyallerdir. Bu nedenle, Sınıf III ve V gibi düz yüzey çürüklerinin restorasyonunda kullanılırlar. İnorganik doldurucu partiküller restorasyonun bitirilmesinde kullanılan aşındırıcı partiküllerden daha küçüktür. Böylece rezin içerisine sıkıca yerleşmiş olan silika doldurucular uzaklaştırılabilmekte ve düzgün, parlak bir yüzeye sahip bir restorasyon elde edilebilmektedir<sup>17</sup>.

#### Mikro dolduruculu kompozit rezinlerin klinik özellikleri

Pek çok uygulama için, azalmış fiziksel özellikler bir problem oluşturmaz. Fakat, Sınıf II ve IV gibi kuvvete maruz kalan alanlarda, kırılma potansiyeli yüksektir. Özellikle, restorasyon kenarlarında meydana gelen çentikli yapının en önemli nedeni, önceden polimerize edilmiş kompozit doldurucuların rezin matriks ile bağlantılarının kopmasıdır. Bu riski, en aza indirmek için restorasyon kenarlarının düzeltilmesinde elmas frezler yerine tungsten karbit frezlerin kullanılması daha uygundur. Düzgün yüzey yapıları nedeniyle, özellikle ön grup dişlerin estetik restorasyonlarında, aşırı kuvvete maruz kalmayan alanlarda ve kole kavitelerinin restorasyonunda kullanılmaktadır<sup>17</sup>.

#### 2.1.2.4 Tepilebilir kompozit rezinler

Amalgam çok uzun yıllardan beri arka grup dişlerin restorasyonunda kullanılan bir materyaldir. Yerleştirilmesinin kolay olması, yüksek fiziksel özellikler, aşınmaya karşı yüksek direnç ve yerleştirilme

sonrası devam eden korozyon sonucu açığa çıkan ürünlerin birikmesi ile zamanla azalan kenar sızıntısı gibi karakteristik özellikleri en önemli avantajları arasında sayılabilir<sup>3</sup>. Fakat, diş hekimliğinde artan estetik gereksinimler ve amalgamın içerdiği cıvanın toksisitesi gibi nedenlerle giderek kullanımları azalmaktadır<sup>17</sup>.

Akışkan kompozit rezinler dışında Tablo 2.2’de gösterilen tüm kompozit rezinler arka grup dişlerin restorasyonlarında kullanılabilmektedir. Amalgam ile karşılaştırıldığında kompozit rezinlerin uygulaması daha fazla zaman almakta ve daha fazla dikkat gerektirmektedir. Plastik özellikler göstermesi, polimerize olmamış halinin pat benzeri yapısı nedeni ile kompozit rezinler kavite içerisine amalgam gibi tepilememektedir. Bu da restorasyonun kavite duvarları ile adaptasyonunu engelleyen önemli bir dezavantajdır. Restorasyonun komşu dişle olan kontakını sağlamak da pat formundaki kompozit rezinler için oldukça zor ve zaman alıcı uygulamalardır. Tepilebilir kompozit rezinler, küresel partiküllerden oluşan amalgama benzer uygulama özellikleri gösteren materyallerdir. Tepilebilir kompozit rezinlerde materyalin dayanıklılığı artırılmış ve polimerize olmamış rezinin yoğunluğu artırılarak amalgama benzer tepilebilirlik özelliği sağlanmaya çalışılmıştır<sup>17</sup>.

Tepilebilir veya kondanse edilebilir kompozit rezinler hibrit kompozit rezinlerin özel bir grubudur. Bu materyaller ilk olarak 1990’ların sonlarına doğru kullanıma sunulmuştur. Bu kompozit rezinler, yapı içerisine yaklaşık 100 µm uzunluğunda, fibröz doldurucu partiküller eklenerek ve/veya materyalin akışkanlığı azaltılarak elde edilirler. Böylelikle akışkanlığı azalmış polimerize olmamış rezin, amalgamın kaviteye yerleştirilmesi esnasında meydana gelen kuvvetlere dayanıklı hale gelir ve aynı el aletleri ve yöntem kullanılması ile kaviteye yerleştirilir. Fakat, bütün bu olumlu özelliklerine rağmen kompozit rezinlerin uygulama sınırları hala bu özelliklerinin önüne

geçmektedir ve uygulanması için gerekli olan süre hala amalgam restorasyonların iki katı kadardır. Günümüzde, bu materyallerin, kaviteye amalgama benzer şekilde yerleştirilebilmeleri dışında bir avantajları bulunmamaktadır<sup>17</sup>.

#### 2.1.2.5 Akışkan kompozit rezinler

Küçük partiküllü doldurucu içeren kompozit rezinler ile hibrit kompozit rezinlerin modifikasyonu sonucu ortaya çıkan bu tür kompozit rezinlere akışkan kompozit rezinler adı verilir. Materyalin akışkanlığını sağlanması için, içerdiği doldurucu oranı azaltılmış ve kaviteye düzenli yayılması ve adaptasyonu sağlanmıştır<sup>3,6</sup>. Akışkan kompozit rezinler, en yaygın olarak restorasyonun ilk basamağına yerleştirilen kompozit rezin ve restorasyon kenarlarında veya çiğneme kuvvetinden uzak alanlarda tamir materyali olarak kullanılır<sup>6</sup>.

Akışkan kompozit rezinler, geleneksel ve yeni nesil olarak ikiye ayrılabilir. Geleneksel akışkan kompozit rezinlerin, içerdikleri doldurucu partikül büyüklükleri ve bu partiküllerin yapı içerisindeki dağılımları, hibrit kompozit rezinler ile benzerdir. Doldurucu oranları azaltılmış ve yapı içerisinde rezin oranı artırılmıştır. Yapı içerisinde artan rezin miktarı, materyale akışkanlık ve kaviteye adaptasyon özellikleri sağlar. Geleneksel akışkan kompozit rezinlerin fiziksel özellikleri standart hibrit kompozit rezinlerden daha düşüktür<sup>20</sup>. Azalan doldurucu oranı materyalin aşınmaya karşı direncini azaltır. Özellikle, arka grup Sınıf II restorasyonlar gibi uygulamanın zor olduğu alanlarda kavite örtücüsü olarak kolaylıkla kullanılabilirler. Adaptasyonlarının kolay olması ve polimerize edilen bir materyal için yüksek elastisite göstermeleri nedeni ile, gingival alanlarda ve Sınıf I kavitelerde kullanımları uygundur<sup>17</sup>.

Yeni nesil akışkan kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinler ile benzer fiziksel özelliklere sahiptirler. Akışkan kompozit rezinlerin, klinik kullanımları özel uygulama teknikleri nedeni ile hızla artmaktadır. Yüksek doldurucu oranına sahip, yeni nesil akışkan kompozit rezinler, Sınıf I, II, III, IV ve V kavitelerde, özellikle konservatif kavite preperasyonlarında uygun restoratif materyaldir<sup>6</sup>. Akışkan kompozit rezinlerin klinik kullanımları ve özellikleri kompozit rezinlerle cam iyonmerlerin birleşiminden oluşan kompomerler ile benzerlikler gösterir<sup>17</sup>.

Kompozit rezinler, polimerizasyon şekillerine göre de sınıflandırılabilir<sup>6</sup>. Bu sınıflamaya göre, kompozit rezinler ;

- Kimyasal polimerize olan kompozit rezinler
- Işık ile polimerize olan kompozit rezinler
  - ✓ Ultraviyole ışık ile polimerizasyon
  - ✓ Görünür ışık ile polimerizasyon
- Hem ışık hem de kimyasal polimerize olan kompozit rezinler<sup>3,6</sup>.

#### Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler

Bu tür kompozit rezinler piyasada genellikle iki ayrı pat olarak bulunurlar, pat-pat formunun yanı sıra toz-likit veya pat-likit formlarında da olabilir<sup>19</sup>. Patlardan bir tanesi amin gibi aktivatör içerir, diğeri ise, reaksiyon başlatıcı peroksit içerir. İki pat, önerilen ölçülerde karıştırıldığında, polimerizasyon reaksiyonu gerçekleşir. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerin, en önemli dezavantajı, hekimin çalışma zamanını kısıtlamasıdır<sup>17</sup>.

### Işık ile polimerize olan kompozit rezinler

Işık ile polimerize olan kompozit rezinler ultraviyole ve görünür ışık ile aktive olan kompozit rezinler olarak ikiye ayrılabilir. Ultraviyole ışık kaynaklarının güvenilirliğinin sınırlı olması ve bazı kullanım güvenliği sorunları nedeni ile kullanımları terkedilmiştir<sup>6</sup>.

Görünür ışık ile aktive olan kompozit rezinler komforokinon ve tersiyer aminler gibi reaksiyon başlatıcı kimyasallar içeren tek bir pat sisteminden oluşurlar. Bu sistemlerin en önemli özelliği, çalışma zamanının hekimin kontrolünde olmasıdır. Polimerizasyonu başlatan, görünür ışık uygulanana kadar kompozit rezinin sertleşme reaksiyonu başlamaz<sup>19</sup>.

### Hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler

Hem ışık hem de kimyasal aktive olan kompozit rezinlerdir. İki ayrı pat formunda bulunurlar. Ana pat tek başına ışık ile aktive edilebilir. Ana pat, katalizör ile önerilen oranlarda karıştırıldığında polimerizasyon kimyasal olarak tamamlanır. Yeterli ışık uygulanmasının mümkün olmadığı restorasyon şekillerinde kullanımları uygundur<sup>17,19</sup>.

## **2.2. Konservatif Diş Tedavisinde Adezyon ve Bağlayıcı Sistemler**

1955 yılında, Buonocore'un, diş mine yüzeylerinin asit ile pürüzlendirilmesi felsefesini ortaya koyması, restoratif diş hekimliğinde yeni bir dönemin başlangıcı olmuştur. Böylece, Black tarafından önerilen restoratif materyaller için makro mekanik tutuculuk prensiplerinin karşısında, mikromekanik tutuculuk ve adeziv (dişin sert dokularına bağlanabilen) diş hekimliği dönemi başlamıştır<sup>21</sup>. Bağlayıcı sistemlerin kullanılması ile diş

dokuları ve restoratif materyal arasında gerçekleşen, mikromekanik kenetlenme sayesinde, ağız sıvılarının, bakteri ve bakteri ürünlerinin geçişi önlenmesi, restoratif işlem sonrası hassasiyet, kenar renklenmesi, ikincil çürük gibi klinik problemlerin en aza indirilmesi hedeflenmiştir<sup>22</sup>. Ayrıca, kavite preparasyonu sonrasında, geride kalan diş dokularının fonksiyonel kuvvetlere karşı korunmasının yanı sıra estetik tatminkar sonuçlar da alınmıştır<sup>23</sup>.

#### 2.2.1. Bağlayıcı sistemlerin sınıflandırılması

Bağlayıcı sistemlerin kullanılmaya başlandığı tarihler esas alındığında, yapılan “kronolojik sınıflandırma”, bağlayıcı sistemlerin kimyasal içeriklerine göre yapılan “yapısal sınıflandırma” ve klinik uygulama aşamalarına göre yapılan sınıflama birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır<sup>21,24</sup>. Diş dokularına bağlanan restoratif materyallerin, mine ve dentine bağlanmasında temel mekanizma, sert dokulardan inorganik minerallerin uzaklaştırılması ile oluşturulan mikro boşluklara rezin monomerlerin dolması ve bunların polimerizasyonu ile gerçekleşen mikromekanik kenetlenmedir<sup>21,25</sup>. Bu nedenle, bağlayıcı sistemlerin “etki mekanizmaları ile yapılan sınıflandırma, daha objektif yaklaşım olarak kabul görmektedir<sup>26</sup>. Buna göre <sup>21,24</sup>;

- Tüm Pürüzlendirmeli Bağlayıcı Sistemler (Total-etch)
  - ✓ Üç aşamalı
  - ✓ İki aşamalı
- Kendinden Pürüzlendiren Bağlayıcı Sistemler (Self-etch)
  - ✓ İki aşamalı
  - ✓ Tek aşamalı
- Cam İyonomer Bağlayıcı Sistemler

### Tüm pürüzlendirmeli bağlayıcı sistemler

Bu sistemler, diş sert doku yüzeylerinin asit ile pürüzlendirilmesi ve su ile yıkama işlemlerini gerektirir. Asit ile pürüzlendirme ve su ile yıkama işlemini takiben bağlayıcı rezin uygulaması, mineye en etkili bağlanmayı sağlayan yaklaşımdır. Tüm pürüzlendirmeli bağlayıcı sistemler, dentinde asit ile pürüzlendirme ve su ile yıkama işlemlerinden sonra smear tabakasını tamamen ortadan kaldırır, yüzeyel dentinde demineralizasyon meydana getirir, daha sonra uygulanan bağlayıcı rezin, mikromekanik bağlanmayı sağlar, başka bir deyişle dentine bağlanma mekanizmaları esas olarak difüzyon temeline dayanmaktadır. Dentinin fosforik asit ile pürüzlendirilmesi, kollajen ağını açığa çıkarır ve neredeyse bütün hidroksiapatitleri ortamdan uzaklaştırır<sup>21,27,28</sup>. Bu bağlantı ilk defa Nakabayashi tarafından “hibrit tabakası” olarak tarif edilmiştir. Sonuç olarak, açığa çıkan kollajen yapı içine, rezinin infiltrasyon ve hibridizasyonu ile bağlantı gerçekleşir. Bu tabakada, kimyasal bağlantı olanaksızdır, çünkü monomerlerin fonksiyonel gruplarının hidroksiapatitten arınmış kollajene çok zayıf bir bağlanma kapasitesi vardır<sup>29,30</sup>.

Tüm pürüzlendirmeli bağlayıcı sistemler mineye etkin ve uzun süreli bağlanma sağlayan başarılı sistemler olmasına rağmen, dentine uygulamalarında, hassasiyetleri yüksektir. Özellikle, aseton bazlı sistemlerin, dentin yüzeyinin neminden, etanol ve su bazlı sistemlere göre daha fazla etkilendikleri saptanmıştır<sup>31,32</sup>. Dentinde oluşturdıkları demineralizasyon derinliği, monomer penetrasyonundan fazla olduğunda, hibrit tabakasının altında nano sızıntı riskleri vardır<sup>33,34</sup>.

### Kendinden pürüzlendiren bağlayıcı sistemler

Mine ve dentin dokularının, aynı zamanda hem pürüzlendirilmesi hem de bu dokulara primer uygulanması, işlemlerini içerirler. Buna göre, su ile yıkama gerektirmeyen, zayıf asidik monomerler, mine ve dentini demineralize, smear tabakası ve tıkaçlarını modifiye eder, eş zamanlı olarak gelişen monomer difüzyonu, serbestleşen kollajeni içeren hibrit tabakayı oluşturur<sup>27,29</sup>.

Mine ve dentinde, geleneksel tüm pürüzlendirme işlemi sonrası, su ile yıkama gerekliliği ve asit ile pürüzlendirilen demineralize bölgenin, tükrük, kan, cep içi sıvısından arındırılması ile ilgili problemler, kendinden pürüzlendiren bağlayıcı sistemlerin hızla kabul görmesinde en önemli etkidir. Kendinden pürüzlendiren bağlayıcı sistemler, smear tabakasını, farklı yöntemlerle modifiye ettiklerinden, smear tabakasına dentin sıvı akışının önlenmesi ile pulpayı koruyan doğal bariyer işlevi ortadan kaldırılmamaktadır<sup>25</sup>.

Kendinden pürüzlendiren bağlayıcı sistemler, su ile yıkama ve kurutma aşaması içermediklerinden, teknik hassasiyetleri düşük olan bağlayıcı sistemlerdir<sup>25,27</sup>. Bu özellikleri ile çalışma zamanını da önemli ölçüde kısaltırlar. Tüm pürüzlendirme işlemi sırasında, sık rastlanılan dentinin aşırı pürüzlendirilmesi, çöken mineraller sebebiyle monomer infiltrasyonunun engellenmesi, kollajen ağın çökmesi, işlem sonrası hassasiyet ve düşük bağlantı kuvvetleri gibi dezavantajlar, kendinden pürüzlendiren sistemlerde azaltılmaya çalışılmıştır<sup>21,27,29</sup>.

Kendinden pürüzlendiren bağlayıcı sistemler, tek aşamalı ve iki aşamalı olmak üzere ikiye ayrılırlar. İki aşamalı sistemlerde, dişin sert dokularına primer aşamasını takiben, bağlayıcı sistem, adeziv uygulanır. Tek aşamalı, kendinden pürüzlendiren bağlayıcı sistemlerde ise, yüzey hazırlayıcı



asidik monomerler içeren primer ile bağlayıcı sistemin fonksiyonları tek uygulamalı bir solüsyonda birleştirilmiştir<sup>27,29</sup>.

Monomer infiltrasyonu ile modifiye edilen smear tabakası, polimerizasyonu takiben bağlanma arayüzünün bir parçası haline gelir<sup>35</sup>. Kendinden pürüzlendiren bağlayıcı sistemler pH değerlerine göre hafif ( $\text{pH} > 2$ ) ve kuvvetli ( $\text{pH} < 2$ ) olarak da sınıflandırılırlar ve ortofosforik aside oranla daha zayıf asidik etkiye sahiplerdir<sup>26</sup>.

Kendinden pürüzlendiren bağlayıcı sistemlerin primerleri çeşitli monomerlerin yanı sıra, fosfat esterler veya karboksilik asit gibi asidik monomerlerin sudaki çözeltilerini de içerir. Ayrıca, maleik asit ve itakonik asit gibi, organik ve inorganik asitler, doldurucular ve taşıyıcılar (aseton, etanol, su) kendinden pürüzlendiren bağlayıcı sistemlerin yapısında bulunmaktadır<sup>35</sup>. Kendinden pürüzlendiren sistemler, içerdikleri asit oranına bağlı, smear tabakasına farklı derinliklerde penetre olabilmektedirler. Ancak, primerin asit oranı, smear tabakasının mineral içeriği tarafından tamponlanabilir. Smear tabakasının çok kalın olduğu durumlarda, rezin penetrasyonu kısmen veya tamamen engellenebilir<sup>27-29</sup>.

Kendinden pürüzlendiren sistemlerin, önemli bir dezavantajı, özellikle herhangi bir preperasyon yapılmamış mine tabakasını fosforik asit kadar pürüzlendirememeleridir<sup>36</sup>.

#### Cam iyonomer bağlayıcı sistemler

Cam iyonomer restoratif materyaller, diş dokularına bir aracı madde gerektirmeden kimyasal olarak bağlanabilen, tek materyal olma özelliklerini korumaktadırlar<sup>30</sup>. Restoratif materyalin kaviteye

uygulanmasından önce diş yüzeyinin polialkenoik asit ile silinmesi, smear tabakasını ortadan kaldırarak 0,5-1 µm'lik bölgede yüzeyel bir demineralizasyona<sup>37</sup> ve "mikromekanik" bir bağlanmanın gerçekleşebilmesine imkan verecek kollajen ağın açığa çıkmasına neden olur<sup>26</sup>. Ancak, cam iyonomer simanların, içeriğinde bulunan polikarboksilik monomerlerin yüksek moleküler ağırlıkları infiltrasyon kapasitesini düşürmektedir. Bu nedenle hibrit tabaka oluşumu, yüzeyel olarak gözlenir<sup>38</sup>. Sonuç olarak, cam iyonomer restorasyon uygulamadan önce, diş dokularının derin bir demineralizasyon sağlayacak yüzey hazırlayıcılarla muamele edilmesi, oluşacak mikromekanik kenetlenmeyi ve bağlanma kuvvetlerini arttırmayacaktır<sup>38</sup>.

Diş yüzeyinde oluşan demineralizasyon sonrasında, derinliğin yüzeyel olmasının yanında, hidroksiapatit kristalleri de kollajen ağdan tamamen ayrılmaz. Kollajen ağ üzerinde kalan hidroksiapatit kristallerine ait kalsiyum iyonu ile polialkenoik asit içerisindeki karboksil grupları arasında oluşan iyonik bağlar sayesinde "kimyasal bağlanma" da gerçekleşir<sup>26,38</sup>. Bu kimyasal bağlanma, hidrolitik çözünmeye karşı bir direnç oluşturabilir<sup>39</sup>.

### **2.3. Kompozit Rezınlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazları**

Kompozit rezınler ve bağlayıcı sistemlerin polimerizasyonunda görünür ışık kullanılır. Işık ile polimerizasyon için, kullanılan ışık cihazının etkinliği, polimerizasyonunda önemli bir etkindir. Klinik uygulamalarda, QTH ışık cihazları en çok tercih edilendir. Ancak, zamanla ışık cihazının etkinliğinin azalması en önemli dezavantajıdır. Halojen ampul, reflektör ve filtre zamanla ve kullanım esnasında açığa çıkan ısı nedeni ile özelliğini kaybeder ve cihazın polimerizasyon etkinliği azalır. Işık cihazının, ışık etkinliğinin

azalmasına bağlı materyalde tam polimerizasyon sağlanamaz ve restorasyonun klinik ömrü önemli oranda azalır<sup>8</sup>.

Bu dezavantajları ortadan kaldırmak için LED ve Plazma Ark ışık cihazları geliştirilmiştir. Plazma ark ışık cihazları, yüksek oranda ışık yoğunluğuna sahiptir ve kısa sürede polimerizasyonu sağlamak amacı ile geliştirilmişlerdir. 470 nm dalga boyunda alışan, LED ışık cihazları ise, halojen ışık cihazlarına alternatif olarak sunulmuştur. QTH ve LED günümüzde yaygın olarak klinik kullanımı olan cihazlardır<sup>40</sup>.

#### 2.3.1. QTH ışık cihazları

Halojen ışık cihazları, halojen gaz içeren quartz ampulün içindeki tungsten telin ısıtılması temeli ile çalışır. Ampulün ıkış gücü, voltajın kontrolü ile sağlanır. Eski ışık cihazları farklı voltaj varyasyonları gösterebilmektedir. Geleneksel bir halojen ampül 80 ila 100 saat arasında çalışma ömrüne sahiptir. Bu da ortalama 2.5 yıllık bir klinik kullanım anlamına gelmektedir<sup>6</sup>. Amplden elde edilen ışık, arka tarafında bulunan, gümüş bir ayna vasıtası ile fiber optik alana iletilir. Ayna yüzeyinin temiz olması ışık cihazının etkinliği açısından oldukça emlidir. Bu bölge, cihazın kullanımı esnasında ısınır ve daha sonra fan yardımı ile soğutulur. Eğer ortamda civa buharı, bağlayıcı sistem solventleri veya nem mevcut olursa aynanın yüzeyi buharlanabilir. Bu da ışık cihazının etkinliğini azaltır. Bu alan sık sık metil etil keton veya alkol gibi solventler ve pamuk ile silinmelidir. Ayna parabolik bir yapıya sahiptir. Bu yapının amacı ışığı küçük fiber optik giriş e odaklamaktır. Elde edilen ışığın % 0.5 lik kısmı polimerizasyon için yeterlidir. Kalan kısmı ısıya dönüştürülür. Polimerizasyonu olumsuz etkileyebilecek aşırı ısının emilmesi için fiber optik sistem öncesi iki adet filtre yerleştirilmiştir. Ultraviyole ve infrared filtreler fazla ışığı ısıya dnştrerek cihazın içinde kalmasını

sağlarlar. Bu istenmeyen ısının, filtrelerden ve reflektörden uzaklaştırılması için bir fan kullanılmaktadır. Filtreler, cam üzerine yine özel bir cam veya plastik kaplanması ile imal edilirler. Cihazın kullanım ömrü içerisinde maruz kaldıkları yüksek ısıya bağlı olarak filtrenin, halojen ampulün ve aynanın yapıları bozulabilir ve filtreleme özellikleri ve cihazın polimerizasyon etkinliği azalabilir<sup>40</sup>. Fiber optik alandan geçen ışık, cihazın ışık ucuna iletilir. Fiber optik alanda ışık yoğunluğunda kayıplar meydana gelebilmektedir. Işık ucu farklı şekillerde olabilir. En yüksek ışık yoğunluğu ışık ucunun tam merkezinde gözlenir. Işık ucunun, rezin ile kontamine olması, ışığın saçılmasına neden olur ve bu da cihazın polimerizasyon etkinliğini azaltır<sup>12</sup>.

Işık cihazlarının polimerizasyon etkinliği bir radyometre yardımı ile ölçülebilir. Modern ışık cihazlarının pek çoğunda bu radyometre cihazın yapısında standart olarak bulunmaktadır. Bu radyometreler belli bir zaman aralığında belli bir alana düşen foton sayısını ölçmektedir. Reaksiyonu başlatan fotoaktif moleküllere bağlanan foton sayısı ölçülen değerden farklı olabilir. Çünkü radyometre tüm enerjiyi ölçmektedir. Halojen ışık cihazları genellikle 400-800 mW/cm<sup>2</sup> aralığında ışık üretirler. Etkin bir halojen ışık cihazından elde edilen ışık 300 mW/cm<sup>2</sup> nin altına düşmemelidir<sup>7,8</sup>. Cihazın ışık ucunun genişliği de elde edilen ışık yoğunluğunu etkilemektedir. Standart 11 mm'lik uçtan 3 mm' lik bir uca geçildiğinde elde edilen ışığın yoğunluğu artmaktadır. Bu artış restorasyon ve onu çevreleyen dentindeki ısısal değişimlerinde artmasına neden olabilmektedir. Pulpadaki 8° ila 10° C lik ısı artışları pulpal dokunun canlılığını yitirmesine neden olabilir<sup>41</sup>.

### 2.3.2 LED ışık cihazları

Rezin esaslı restoratif materyallerin, polimerizasyonunda halojen ışık cihazlarının dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacı ile LED ışık

cihazları geliştirilmiştir. Bunlar, elektrik enerjisini direkt olarak ışığa çeviren yarı iletken cihazlardır<sup>42</sup>. Yapılarında halojen ampullerde kullanılan sıcak flamanların yerine, elektrotların birinden diğerine geçişi sağlayan iki ayrı yarı iletken p-n bağlantıları içerirler. Ortama elektrik verildiğinde, elektronlar ve boşluklar p-n bağlantısı önünde tekrar birleşirler ve LED lambadan belirli bir dalga boyu aralığında ışık yayılır<sup>43,44</sup>.

Işık yayan diodlar, mavi ışığı elde etmek için, galium nitride üzerinde yer alan yarı iletkenleri kullanır. LED ışık cihazlarının dalga boyu 450-490 nm aralığındadır. Bu nedenle, reaksiyon başlatıcı olarak kamforokinon içeren kompozit rezinlerin polimerizasyonda kullanılabilirler<sup>45</sup>.

LED ışık cihazlarının filtre gerektirmemeleri, kullanım ömürlerinin uzun olması ve halojen ışık cihazları gibi ısı oluşturmamaları önemli avantajları arasında sayılabilir<sup>8,15,42</sup>. İlk geliştirilen LED ışık cihazları halojen benzerleri ile karşılaştırıldığında, daha düşük ışık yoğunluğuna sahipti. Ancak, yeni geliştirilen LED ışık cihazları, oldukça geniş bir aralıkta ve yüksek dalga boyuna sahip cihazlardır<sup>45</sup>.

Polimerizasyon esnasında ışık cihazlarının ısı açığa çıkarmaları, pulpada hasar oluşturan önemli bir problemdir. Yapılan çalışmalar spesifik bir dalga boyunda ışık üreten LED ışık cihazlarının, halojen ışık cihazları ile karşılaştırıldığında, daha düşük ısı açığa çıkardıklarını göstermektedir<sup>46</sup>.

LED ışık cihazları, ışığı üretmek için özel yarı iletkenler yardımı ile elektrik akımını kullanırlar. Bu özellikleri onlara halojen ışık cihazları ile karşılaştırıldığında daha uzun kullanım ömrü, stabil çıkış ve düşük güç kullanımı gibi avantajlar sağlamaktadır<sup>43</sup>. Ultraviole veya kızılötesi ışınlar

açığa çıkarmadığı için daha düşük ısı açığa çıkarılır ve soğutma için gerekli bir fana gereksinim duymamaktadır. Yarı iletken düzenli bir şekilde geçen enerji ile 470 nm dalga boyunda ışık açığa çıkmaktadır. Bu dalga boyu reaksiyon başlatıcı olarak kamforokinon kullanan kompozit rezinlerin polimerizasyonunda güvenle kullanılabilir<sup>44</sup>. Yapılan çalışmalar LED ışık cihazların halojen ışık cihazları ile karşılaştırıldığında daha yüksek polimerizasyon derinliği değerleri gösterdiğini belirtmektedir<sup>47,48</sup>.

LED ışık cihazlarının halojen ışık cihazları ile karşılaştırıldığında bir diğer avantajı ise uzun kullanım ömürleridir. LED ışık cihazları ışık yoğunluklarında herhangi bir kayıp olmaksızın 10.000 saate kadar kullanılabilirler<sup>49</sup>.

## **2.4. Polimerizasyon Derinliği Belirleme Yöntemleri**

Polimerizasyon derinliğinin saptanması için farklı yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemler:

1. Direkt yöntemler
  - a. Lazer Raman Spektroskopisi
  - b. Infrared Spektroskopisi
  - c. Fourier Transform Infrared Spektroskopisi (FTIR)
  - d. Kromatografi
2. İndirekt yöntemler
  - a. Kazıma (Scrapping)
  - b. Penetrometre
  - c. Yüzey Sertliği

Direkt yöntemler arasında sayılabilen Infrared spektroskopi<sup>50-52</sup>, Laser Raman Spektroskopi<sup>53</sup>, FTIR<sup>48,54,55</sup> ve kromatografi<sup>56</sup> polimerizasyon reaksiyonları esnasındaki karbon çift bağlarının (C=C) tek bağlara dönüşme yüzdesinin miktarını ve reaksiyona girmemiş monomerlerin miktarını direkt olarak belirleyebilir. Direkt yöntemler karmaşık, yüksek maliyetli ve zaman alıcıdır<sup>57</sup>. İndirekt yöntemler ise kazıma<sup>58</sup>, penetrometre testi<sup>58</sup> ve yüzey sertliğini<sup>59,60</sup> içerir.

Kazıma testi, polimerizasyon derecesinin direkt ölçümü değildir ve direkt yöntemlerle karşılaştırıldığında, polimerizasyon derinliğini fazla tahmin etme eğilimindedir. Bununla beraber, materyallerin polimerizasyon derinliklerinin birbirleri ile karşılaştırılmasına imkan sağlar<sup>58</sup>.

Penetrometre testinde ise, test örnekleri belli bir ağırlık ile yüklenen 0,5 mm çapında bir iğne içeren penetrometre cihazının merkezine yerleştirilir. İğne, materyalin polimerize olmamış kısmı içine indirilir. Belli bir süre sonunda, polimerizasyon derinliği, her ölçüm öncesi sıfırlanan kadranlı ölçekten direkt olarak okunur<sup>58</sup>.

Yüzey sertliğinin polimerizasyon derecesinin bir göstergesi olduğu gösterilmiştir ve sertlik testlerinin nispeten kolay ve elde edilen sonuçların güvenilirliği nedeniyle, polimerizasyonun değerlendirilmesi için, kabul edilir yöntem olduğu ifade edilmiştir<sup>61</sup>. Yüzey sertliği, yüksek dönüşüm alanlarındaki, polimer çapraz bağlarının küçük değişimlerine özellikle duyarlıdır<sup>62</sup>. Ayrıca test örneklerinin, üst yüzeyi, orta bölgesi ve alt yüzeyi gibi örnek içerisindeki spesifik bölgelerin ölçümlerine ve zaman içerisinde tekrarlanabilmesine izin verir<sup>63</sup>. Diğer bir avantajı ise, sertlik değerleri ve dönüşüm derecesi arasında, literatürde gösterilmiş bir ilişkinin bulunabilmesidir<sup>57,60</sup>. Sertlik polimerize olan restoratif materyallerin mekanik

özelliklerini belirler. Çizilme ve aşınmaya karşı direnci arttırdığı gibi, materyalin çeşitli kuvvetler karşısında kolayca deforme olmasını da önleyerek klinik başarıyı etkilemektedir. Materyallerin yüzey sertliği; orantı limiti, uzayıp genişleyebilme, şekil verilebilme özelliği (ductility), çekme ve basma dayanımı gibi özellikleri ile ilişkilidir. Bununla birlikte, materyallerin aşınma direncinin, abrazyon özelliğinin veya dental yapılar veya materyallere karşı abraze olabilme özelliğinin belirlenmesinde de kullanılmaktadır<sup>17,64</sup>.

## **2.5. Restoratif Materyallerin Yüzey Sertliklerinin Ölçülmesi**

Sertlik ölçümü, uygulanan kuvvet ve gözlenen değişimlere göre makro, mikro veya nano dereceli olarak tanımlanabilir. Materyallerin, makrosertlik ölçümleri sırasında, küçük bir örnekten, bir materyal kütlesinin mekanik özelliklerinin elde edilmesi için Brinell ve Rockwell gibi basit ve hızlı metotlar kullanılır. Materyaller ince bir mikro yapıya sahip olduklarında, makro sertlik ölçümleri değişken olabilir ve yüzey özelliklerini tanımlamada yetersiz kalabilir. Bu durumda, Knoop ve Vicker's gibi mikrosertlik ölçümleri gereklidir<sup>17</sup>. Mikrosertlik testleri, belli bir zaman süresince, yük altındaki statik bir mikro elmas ucun test edilen materyal yüzeyine kuvvet uygulamasından oluşur. Yük kaldırıldıktan sonra bu işlemde elde edilen çok küçük izdüşümü uzunluğu bir mikroskop ile ölçülmektedir<sup>16</sup>. Bu testlerin, makrosertlik testlerinden farkı, hem kullanılan yükler hem de elde edilen izdüşümü çok küçüktür ve 19 µm'den daha az derinlikte sınırlıdır<sup>17</sup>.

Nanoindentasyon testleri ise, mikrosertlik testlerinde elde edilen izlerden daha küçük izler oluşturan, 1 nano newton üzerindeki yükleri kullanan ve yapılan indentasyonun derinliğini ölçen sertlik ölçümleridir. Uygulanan yük kuvvetlerinin ölçülmesine, kontrolüne ve indentasyon derinliklerinin tam bir ölçümüne izin veren yeni bir teknolojiye dayanır. Derinlik



duyarlı, bu aletlerde, mikrosertlik testlerinde yapılan görsel ölçümlerden ziyade, sertlik otomatik olarak rapor edilir. Test edilen materyalin, elastik özelliklerine ilişkin bilgi elde edilmesinde oldukça yüksek güvenilirliğe sahip nanoindentasyon testleri, uygulayıcı tarafından kolayca kullanılabilen ve tekrar edilebilen yöntemler olarak düşünülmektedir<sup>65</sup>.

### 2.5.1. Yüzey sertliği ölçüm yöntemleri

#### Brinell sertlik ölçüm yöntemi

Materyallerin sertliklerinin değerlendirilmesinde kullanılan en eski metotlardan biridir. Brinell testinde, polisaj yapılmış materyal yüzeyine, belirli çapta, sert bir bilye, belli bir yük uygulanması ile 30 saniye süre ile bastırılır. Testte uygulanan yükün, meydana gelen izin alanına bölünmesi ile Brinell Sertlik değeri (BHN) bulunur<sup>17</sup>. Materyalin üzerine uygulanan yük değeri, sertliği ölçülen materyalin cinsine ve yük çapına göre seçilmektedir. Dental materyaller için, genellikle 1,6 mm çapında bilyeler ve 12,61 kg standart yük kullanılır<sup>66</sup>.

Brinell sertlik ölçümü, diş hekimliğinde genellikle metaller ve metalik materyallerin sertliklerinin ölçülmesinde kullanılır. Bunun yanında, BHN, dental altın alaşımların gerilim dayanımları ve orantı limiti ile de ilişkilidir. Test göreceli olarak basittir ve daha karmaşık test metotlarını da içeren farklı özelliklerle bir arada değerlendirilmelidir<sup>17</sup>.

Brinell sertlik testi kırılğan veya elastik yapılı materyaller için uygun değildir. Sert çelik bilye ile uygulanan yük ile kırılğan materyaller parçalanmakta, elastik materyallerde ise çöken kısım eski halini aldığından ölçüm yapılması mümkün olmamaktadır<sup>17</sup>.

### Rockwell sertlik ölçüm yöntemi

Brinell testine benzer şekilde belirli bir çapta çelik bilye veya konik elmas uç kullanılması ile materyal yüzeyine kuvvet uygulanır ve penetrasyon ölçülür. Brinell testinden farkı, Rockwell sertlik testinde, iz çapının ölçülmesi yerine, cihazın üzerindeki sayacından faydalanılması ile oluşturulan penetrasyonun derinliği ölçülür. Farklı materyallerin, test edilmesi için, farklı boyutlarda test uçları mevcuttur. Rockwell sertlik testi için, önce ilk yükleme yapılır. Bu suretle uç, malzeme üzerine oturur ve onu yerinde tutar. Kadran sıfıra getirilir ve daha sonra büyük yük uygulanır. Bu büyük yük, uygulanan toplam yük olup, derinlik ölçmesi sadece küçük yükten büyük yüke kadar artıştan ileri gelen derinlik artışına bağlıdır. Büyük yük uygulandıktan ve kaldırıldıktan sonra, standart işleme göre küçük yük hala uygulanır durumda iken kadranın gösterdiği değer okunur. Standart sertlik dönüşüm tablosu yardımı ile, uygulanan yüke, batıcı ucun çapına ve elde edilen derinliğe göre Rockwell sertlik değeri elde edilir. Küçük iz alanları, yüksek Rockwell sertlik değerini ve daha sert materyalleri ifade eder. Çökme derinliğinin, doğrudan okunabilmesi nedeniyle kullanışlı olan Rockwell testi, endüstride oldukça geniş bir kullanım alanına sahiptir. Rockwell testi de, Brinell testi gibi, kırılman materyallerin test edilmesi için uygun değildir<sup>17</sup>.

### Shore sertlik ölçüm yöntemi

Lastik ve yumuşak plastik gibi elastomerik materyallerin sertliğinin ölçümünde kullanılan, daha basit sertlik ölçüm metotlarından biridir. Uygulanan yüke karşı materyalin direnci ölçülür. Durameter olarak bilinen bir aparat kullanılır ve elde edilen değer Durameter sertliği olarak bilinir. Elde edilen, deneysel sertlik değeri, Durameter ucunun örnek içine penetrasyonu yoluyla belirlenir ve 0 ile 100 birim arasındaki değerlerden oluşan skalalar ile

ifade edilir. Dental materyaller için Shore A skalası kullanılır. Batıcı uç örneğe ne kadar çok penetre olursa, elde edilen sertlik değeri de o kadar düşük olur. Batıcı uç örneğe tamamen penetre olursa 0 değeri elde edilir ve materyalin çok yumuşak olduğunu gösterir. Hiç penetrasyon olmazsa 100 değeri elde edilir ve sert materyalleri gösterir<sup>67</sup>.

#### Mohs sertlik ölçüm testi yöntemi

Mohs sertliği, bir materyalin, başka bir materyal tarafından kazınmaya nasıl bir direnç göstereceğini tanımlar. Sertliği tanımlanmış veya bilinen bir madde ile yüzeyin kazınıp kazınmadığının gözlenmesi yoluyla belirlenir. Pürüzsüz bir yüzeyin kazıma ve abrazyon direncinin kaba bir ölçümüdür ve 1-10 arası değerlerden oluşan skalalar ile belirtilir. Buna göre en yüksek kazıma direnci gösteren elmasın skoru 10'dur<sup>17,66</sup>.

#### Barcoll sertlik ölçüm yöntemi

Barcoll sertlik ölçüm testi, yay şeklinde, yüklenebilir, sivri çelik bir ucun penetrasyon direncinin ölçümüyle, sertlik değerlerinin elde edildiği bir metottur. Materyal yüzeyi içine, penetre olan ucun, penetrasyon derinliği, mutlak Barcoll sayılarına dönüştürülür. Bu metotta örnekler, 10 kg sabit yük uygulayacak şekilde tasarlanır, Barcoll impressor olarak adlandırılan, elle tutulan sertlik ölçerin, ucunun altına yerleştirilir. Cihaz, üzerindeki gösterge maksimuma gelene kadar, örneğe uniform bir basınç uygulanır ve gösterge 0 ve 100 arasında kalibre edilmiş bir skala üzerinde, direkt bir değer verir. Plastik endüstrisinde yoğun olarak kullanılan bu test metodu, rezinlerin polimerizasyon derecesini belirlemek için de kullanılır<sup>17,68</sup>.

### Knoop sertlik ölçüm yöntemi

Bu test metodunda, iki karşı yüzü arasında  $172^\circ$  olan ve diğer iki yüz ile  $130^\circ$  açı yapan, 4 yüzlü uzatılmış piramit şeklinde, batıcı bir elmas uç kullanılarak belli bir yük uygulanır. Elde edilen iz, ana hatları ile eşkenar dörtgen şeklindedir. Özellikle, elastik materyaller test edilirken, kuvvet kaldırıldıktan sonra oluşan izde elastik bir düzelme meydana gelir. Vicker's testinden farklı olarak bu düzelme eşkenar dörtgenin kısa olan kenarını etkiler. O nedenle ölçümler dörtgenin uzun olan kenarı temel alınarak yapılır<sup>17</sup>.

Knoop sertlik numarası, Newton olarak ifade edilen test yükünün,  $\text{mm}^2$  olarak ifade edilen iz alanına bölümü olup  $\text{KHN} = 1.451 \times \text{kuvvet} / (\text{uzun köşegen})^2$  formülü ile hesaplanır<sup>69</sup>. Test edilen materyal ne kadar sert ise, elde edilen Knoop sertlik numarası da o kadar büyük olur. Diş minesinin sertliği, altın, porselen, rezin ve diğer dental restoratif materyaller ile karşılaştırılabilir. Ayrıca 0,1 kg'dan 1 kg'a kadar değişen bir aralıkta yük uygulanabilir. Böylece hem sert hem de yumuşak materyallerin sertlik değerleri bu test metodu ile incelenebilir<sup>17</sup>.

### Vicker's sertlik ölçüm yöntemi

Bu testte, uygulanan prensipler, Brinell testinde uygulanan prensipler ile aynıdır. Kuvvet uygulanan uç, küre değil, piramit şeklindedir. Vickers sertlik ölçme yöntemi, sertliği ölçülen materyalin yüzeyine, tabanı kare olan piramit şeklindeki ucun, belirli bir yük altında daldırılması ve yük kaldırıldıktan sonra meydana gelen izin köşegenlerinin ölçülmesinden ibarettir. Ölçüm, cihaza ilave edilmiş bir mikroskop yardımı ile yapılır. Mikroskop üzerindeki iki paralel çizgi, piramitin köşelerine teğet şekilde ayarlanır. Mikroskopta alt-üst köşenin ve sağ-sol köşenin ölçümleri ayrı ayrı

yapılır ve elde edilen değerlerin ortalaması alınır. Vickers sertlik değeri (VHN=Vicker's Hardness Number), piramit şeklindeki dalıcı ucun, belirli bir yük altında ve belirli bir süre uygulanması ile malzeme yüzeyinde meydana getirdiği izin büyüklüğü ile ilgili bir değerdir. Kilogram (Kg) ile ifade edilen test yükünün, mm<sup>2</sup> ile ifade edilen iz alanına bölümü ile elde edilir. Formülü ise  $VHN = 1.854 \times \text{kuvvet} / (\text{taban köşegeni})^2$  olarak tanımlanır. Elde edilen iz alanı ne kadar küçük olursa Vicker's sertlik değeri o kadar büyük olur ve materyalin daha sert olduğunu gösterir<sup>17</sup>.

Bu testin avantajı, elde edilen değerlerin doğru ve güvenilir olması, kullanılan elmas ucun zamanla bozulmaması, tüm sert materyal yüzeyleri için kullanılabilir olmasıdır. American Dental Association (ADA) spesifikasyonunda, dental altın döküm alaşımların ölçümü için kullanılmıştır. Kırılgan materyallerin ve diş dokularının sertliklerinin test edilmesi için uygundur<sup>17</sup>.

Vickers sertlik ölçüsü, geniş çubuklardan saçlara kadar her ölçüde malzeme çeşidine uygulanabilir. Genellikle test örneklerinin alt ve üst yüzeyleri, yük bindiği zaman örneğin hareket etmesini veya kaymasını engellemesi için düz olmalıdır. Test örneğinin kalınlığı, piramit dalıcı ucun, örneğin öbür yüzeyinde bir çıkıntı meydana getirmeyeceği derecede kalın olmalıdır.

Kompozit rezinlerin monomer değişim derecelerini etkileyen önemli bir faktörde kompozit rezinlerin içerdikleri doldurucu miktarı ve bu doldurucuların partikül boyutlarıdır. Yapı içerisindeki doldurucular kompozit rezinin ışık geçirgenliğini ve buna bağlı olarak da polimerizasyon derinliklerini etkilerler. Farklı ışık cihazlarının polimerizasyon etkinlikleri de farklılık göstermektedir. Işık ile polimerize olan kompozit rezinlerin polimerizasyon derinlikleri üzerinde ışık cihazının ışık ucunun materyalin yüzeyine olan uzaklığı ve ışık uygulama süresi de etkili olmaktadır.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi A.B.D. Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilen bu çalışmada, iki farklı ışık cihazı ile, iki farklı kompozit rezin polimerize edildi. Işık cihazları test örneklerinin üst yüzeyine 0 cm, 0.5 cm ve 1 cm gibi üç farklı mesafeden ve 20 sn ve 40 sn gibi iki farklı sürede ışık uygulandı. Çalışmada kullanılan, kompozit rezinler ve içerikleri Tablo 3.1’de ve ışık cihazları Tablo 3.2’de gösterildi.

**Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan kompozit rezinler ve bağlayıcı sistem**

| Materyaller                                        | Tipi                              | Monomer İçeriği                                                | Doldurucu Oranı            | Doldurucu İçeriği                                                                        | Parti Numarası |
|----------------------------------------------------|-----------------------------------|----------------------------------------------------------------|----------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|
| Clearfil Majesty Esthetic (Kuraray Co. Ltd, JAPAN) | Küçük Partiküllü Hibrit           | *Hidrofobik aromatik dimetakrilat<br>*Bis-GMA<br>*Kamforokinon | % 78 Ağırlık<br>% 66 Hacim | *Silanlanmış baryum cam ortalama 0.7 µm<br>*Önceden polimerize edilmiş organik doldurucu | 00008B         |
| Clearfil Majesty Flow (Kuraray Co. Ltd, JAPAN)     | Akışkan Hibrit                    | *Hidrofobik aromatik dimetakrilat<br>*TEGDMA<br>*Kamforokinon  | % 81 Ağırlık<br>% 62 Hacim | *Silanlanmış baryum cam ortalama 3 µm<br>*Silanlanmış kolloidal silika ortalama 20 nm    | 00214A         |
| Clearfill SE Bond (Kuraray Co, Ltd, JAPAN)         | Kendinden Asitli Bağlayıcı Sistem | —                                                              | —                          | —                                                                                        | 0105B          |

**Tablo 3.2: Çalışmada kullanılan ışık cihazları**

| Işık Cihazları      | Türü | Üretici Firma              |
|---------------------|------|----------------------------|
| Demetron LC         | QTH  | Kerr, Danbury, USA         |
| Elipar Freelight II | LED  | 3M ESPE, St. Paul, MN, USA |

### **3.1. Cihazlar**

#### **3.1.1 QTH ışık cihazı**

Hazırlanan test örneklerinin polimerizasyonunda Demetron LC halojen ışık cihazı (Resim 3.1) kullanıldı. Cihaz ana kutuya ilave olarak standart 8 mm uç çapına sahiptir. Işık ucu otoklavda steril edilebilmektedir. Cihaz üzerinde yine aynı firmanın lisanslı ürünü olan 80 W'lık halojen ampul bulunmaktadır. Cihaz çalışma esnasında her 10 sn'de bir sesli uyarı vermekte ve bir fan yardımı ile halojen ampul soğutulmaktadır. Cihazın ışık yoğunluğu her bir örneğin polimerizasyonu öncesinde ışık ölçme cihazı (Curing Light Meter, Hilux, Benlioğlu Dental, Türkiye) ile ölçüldü. Test örneklerinin polimerizasyonu sırasında cihaz 20 ve 40 sn sürelerde kullanıldı.



**Resim 3.1: Halojen ışık cihazı (Quartz Tungsten Halogen, QTH)**

### 3.1.2. LED ışık cihazı

Hazırlanan test örneklerinin polimerizasyonunda Elipar Freelight II ışık cihazı kullanıldı (Resim 3.2). Cihaz, şarj ünitesine ilave kablosuz bir tabancadan oluşmaktadır. Cihazın ışık ucu 11 mm çapında ve otoklavda steril edilebilmektedir. Cihazın yükselen mod ve standart mod olmak üzere iki ışık uygulama modu mevcuttur. Cihaz, kablosuz kullanılmakta ve bu özellik cihaza kullanım kolaylığı sağlamaktadır. Cihaz 4.8 V gücünde nikel-metal hidrit pile sahiptir. Cihaz, şarj ünitesi üzerine yerleştirildiğinde pil tam dolu ise yeşil, şarj oluyor ise kırmızı ışık yanmaktadır. Çalışma esnasında test örneklerinin polimerizasyonunda, cihazın pili tam dolu konumda kullanıldı. Cihazın, ışık uygulama süresi cihaz üzerinde bulunan bir düğme yardımı ile 5'er sn lik artışlar ile ayarlanabilir. Cihazın, ışık yoğunluğu her bir örneğin polimerizasyonu öncesinde ışık ölçme cihazı ile ölçüldü. Test örneklerinin polimerizasyonu esnasında, cihaz 20 ve 40 sn sürelerde kullanıldı.



**Resim 3.2 : Işık yayan diod cihazı (Light Emitting Diode, LED)**



### 3.1.3. Sert doku kesme cihazı

Hazırlanan örnekler Vicker's sertlik ölçümü öncesinde, bukko-lingual olarak yavaş dönen elmas kesme diski (Mecatome T 201 A Presi, France) yardımı ile ikiye ayrıldı (Resim 3.3). Kullanılan kesme cihazı 300 ile 5000 devir/dk (revolution per minute=rpm) arasında ayarlanabilen hız kontrolüne sahiptir. 75 ile 200 mm arasında değişen çaplarda elmas kesme diski kullanılabilir. Cihaz metalografik örneklerin, kompozit, diş dokusu ve seramik gibi çeşitli malzemelerin hassas kesimi için kullanılabilir. Kesme kapasitesi 60x60 mm ve 60x200 mm'dir. Örnek tablasının ilerleme hızı 6 ile 100 mm/dk arasında ayarlanabilir. Kesme taşı Z ekseninde ise 60 mm hareket imkanına sahiptir. Cihaz 750 watt motor gücündedir. Kesme işlemi esnasında, 5 lt'lik su tankının içinde bulunan motor yardımı ile örnek üzerine su püskürtülür. Cihaz ayarları elektronik kontrol paneli üzerinden yapılmaktadır. Cihaz test örneklerin kesilmesi esnasında 300 devir/dk da ve 10 mm/dk ilerleme hızında kullanıldı.



**Resim 3.3 : Sert doku kesme cihazı**

#### 3.1.4. Zımparalama ve parlatma cihazı

Sert doku kesme cihazı ile bukko-lingual yönde ikiye ayrılan örneklerin tesviye ve polisaj işlemleri zımparalama ve parlatma cihazı (Mecapol P 230 Presi, France) ile tamamlandı (Resim 3.4). Cihaz 20 ile 600 devir/dakika arasında ayarlanabilir hız seçimine sahiptir. 150 ile 300 devir/dakika arasında sabit hız seçimi yapılabilir. İki yönlü dönüş özelliğine sahiptir. Parlatma tablası üzerine manyetik bir valf yardımı ile debisi ayarlanabilen şekilde çok noktadan su püskürtmektedir. Cihaz, hem tesfiye işlemlerinde hem de parlatma işlemlerinde kullanılabilir. Çalışma esnasında hazırlanan test örneklerinin tesviye işlemleri için sırası ile 600, 800 ve 1000 gritlik zımpara kağıtları (Presi, France) kullanıldı. Polisaj işlemleri, iki aşamada gerçekleştirildi. İlk önce refleks serisi zımparası 15 µm kalınlığında elmas süspansiyon ile kullanıldı. İkinci aşamada ise, 6 µm kalınlığında elmas pasta parlatma keçesi uygulandı.



**Resim 3. 4 : Zımparalama ve parlatma cihazı**

### 3.1.5. Vicker's sertlik ölçüm cihazı

Tesviye ve polisaj işlemleri tamamlanan test örneklerinin mikrosertlik ölçümleri, mikrosertlik ölçüm cihazı (HMV-II, Shimadzu, Japan) ile gerçekleştirildi (Resim 3.5). Cihazın, üzerinde bulunan dokunmatik panel ile test yükü, test süresi ve diğer test parametreleri ayarlanabilmektedir. Cihazın, test yükü 98.07mN ile 19.914 N arasında, test süresi ise 5 ile 999 sn arasında değişen değerlerde ayarlanabilmektedir. Cihaz üzerinde x10 ve x40 büyütmede iki adet oküler bulunmaktadır. Cihazın, köşegen uzunluğundaki en küçük birimin 0.01  $\mu\text{m}$  olması günümüz standartlarında geçerli olan ölçüm hassasiyetini sağlar. Çalışmamız esnasında, test örneklerine 980,7 mN kuvvet 15 sn süre ile uygulandı, örnek üzerinde oluşan iz x40 büyütmede değerlendirilip ölçüldü ve Vicker's sertlik değerleri elde edildi.



**Resim 3.5 : Vicker's sertlik ölçüm cihazı**

### 3.4. Test Örneklerinin Hazırlanması

Çalışmada, 120 adet çekilmiş insan alt 3. büyük azı dişi kullanıldı. Dişler ilk olarak bir kretuvar yardımı ile yumuşak doku artıkları ve diş taşlarından temizlendi. Dişler, örnekler hazırlanana kadar oda sıcaklığında distile su içerisinde saklandı. Dişler preperasyon işlemleri öncesinde 3 cm<sup>3</sup> hacminde akrilik rezin bloklara gömüldü (Resim 3.6). Bu işlem için 3x3x3 cm boyutlarında standart kalıplar hazırlandı. Bu kalıplar içerisine akıcı kıvamda hazırlanan pembe tamir akriliği (Heraeus Kulzer GmbH, Germany) boşaltıldı ve dişler kökleri akrilik rezin içerisinde yer alan şekilde yerleştirildi. Akrilik rezinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra rezin bloklar kalıp içerisinden çıkarıldı ve zımparalama ve parlatma cihazında (Mecapol P 230 Presi, France) 300 gritlik zımpara (Presi, France) ile tesviye işlemleri gerçekleştirildi.

Tesviye işlemleri tamamlanan akrilik bloklar içerisindeki dişlere su soğutmalı hızlı dönen başlık ile 1 mm çapında elmas fissür frez (Ref No:837, Axis Dental, USA) yardımıyla mine-dentin seviyesinden 3 mm derinlikte standart Sınıf I kaviteler açıldı. Açılan kavitelerin, standardizasyonu periodontal sond yardımı ile kontrol edildi.

Kavite duvarlarına kendinden pürüzlendiren bağlayıcı sistem (Clearfill SE Bond, Kuraray Dental, Japan) uygulandı. Tüm kavite duvarlarına önce 20 sn süre ile mikro fırça yardımı ile primer uygulandı. Bu işlemi takiben, kaviteler hava spreyi ile hafifçe kurutuldu.



**Resim 3.6 : Akrilik rezin içinde yer alan test örneği**

Kurutma işlemi sonrası, bağlayıcı sistem, adeziv, kaviteye mikro fırça ile uygulandı ve 10 sn süre ile ışıkla polimerizasyonu sağlandı (Demetron LC, Kerr, USA-QTH; Elipar Freelight II, 3M ESPE, USA-LED). A2 renginde iki farklı kompozit rezin; Majesty Esthetic ve Majesty Flow tek kütle tekniği ile kavitelere yerleştirildi. Yerleştirilen restoratif materyallerin polimerizasyon işlemleri 2 farklı ışık cihazı ile (QTH-LED) gerçekleştirildi. Polimerizasyon sırasında ışık cihazları, 20 sn ve 40 sn olmak üzere iki farklı sürede ve ışık cihazının ucunun dişlerin tuberkül tepesine olan uzaklığı 0 cm, 0.5 cm ve 1 cm olmak üzere 3 farklı mesafede kullanıldı. Toplam 24 farklı test grubu elde edildi ve her bir grubu için 5 adet diş hazırlandı. Örnekler sert doku kesme cihazı ile bukkal-lingual yönde ikiye ayrıldı ve sonuç olarak her grup için 10 adet örnek elde edildi. Test grupları Tablo 3.3' de gösterildi. Işık cihazının, tuberkül tepesine olan uzaklığı belirlenirken, 0.5 cm ve 1 cm uzunluğunda, 1 mm yarıçapında tahta çubuklar kullanıldı. 0 cm için, ışık cihazının polimerizasyon sırasında tuberkül tepesine temas etmesi sağlandı. 0.5 cm ve 1 cm için ise hazırlanan tahta çubuklar ışık cihazının ucuna

yerleştirildi ve polimerizasyon sırasında bu çubukların tuberkül tepesine teması sağlandı (Resim 3.7). Her bir örneğin polimerizasyonu esnasında ışık cihazlarının ışık yoğunlukları ışık ölçme cihazı ile ölçülerek kontrol edildi.



**Resim 3.7 : Işık cihazının örnek yüzeyine uzaklığının standardizasyonu**

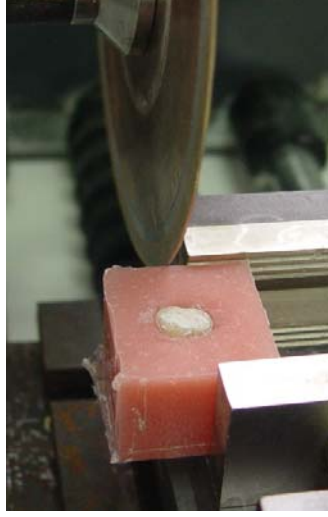
Polimerizasyonu tamamlanan test örnekleri 1 hafta süre ile 36.5 °C de distile su içerisinde etüvde saklandı. Bir haftanın sonunda, örnekler etüvden çıkarıldı ve sert doku kesme cihazında aynı firmanın 1 mm kalınlığında elmas kesme diskisi ile 300 devir/dk hızda ve 10 mm/dk ilerleme hızında su soğutması altında bukkal-yöntemde ikiye ayrıldı (Resim 3.8). Böylece, her bir grup için 10 adet örnek elde edildi (Resim 3.9).

Kesme işlemi sonrasında, örneklerin tesviye ve parlatma işlemleri zımparalama ve parlatma cihazı kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 3.10). Tesviye işlemleri tamamlanan örneklerin parlatma işlemleri, iki aşamada gerçekleştirildi. İlk önce, 100 devir/dk hızda refleksi serisi zımpara ile 15µm kalınlığında elmas süspansiyon (Presi,France) kullanımı ile parlatma

işlemi yapıldı. Daha sonra 6 µm kalınlığında elmas pasta, parlatma keçe uygulaması ile parlatma işlemleri tamamlandı.

**Tablo 3.3: Test Grupları**

| Test Grupları<br>(n=10) | Restoratif Materyal |       | Işık Cihazı |     | Işık Uygulama Süresi (sn) |    | Işık Ucu Mesafesi (cm) |     |   |
|-------------------------|---------------------|-------|-------------|-----|---------------------------|----|------------------------|-----|---|
|                         | Estetik             | Akıcı | QTH         | LED | 20                        | 40 | 0                      | 0.5 | 1 |
| Grup 1                  | +                   |       | +           |     | +                         |    | +                      |     |   |
| Grup 2                  | +                   |       | +           |     | +                         |    |                        | +   |   |
| Grup 3                  | +                   |       | +           |     | +                         |    |                        |     | + |
| Grup 4                  | +                   |       | +           |     |                           | +  | +                      |     |   |
| Grup 5                  | +                   |       | +           |     |                           | +  |                        | +   |   |
| Grup 6                  | +                   |       | +           |     |                           | +  |                        |     | + |
| Grup 7                  | +                   |       |             | +   | +                         |    | +                      |     |   |
| Grup 8                  | +                   |       |             | +   | +                         |    |                        | +   |   |
| Grup 9                  | +                   |       |             | +   | +                         |    |                        |     | + |
| Grup 10                 | +                   |       |             | +   |                           | +  | +                      |     |   |
| Grup 11                 | +                   |       |             | +   |                           | +  |                        | +   |   |
| Grup 12                 | +                   |       |             | +   |                           | +  |                        |     | + |
| Grup 13                 |                     | +     | +           |     | +                         |    | +                      |     |   |
| Grup 14                 |                     | +     | +           |     | +                         |    |                        | +   |   |
| Grup 15                 |                     | +     | +           |     | +                         |    |                        |     | + |
| Grup 16                 |                     | +     | +           |     |                           | +  | +                      |     |   |
| Grup 17                 |                     | +     | +           |     |                           | +  |                        | +   |   |
| Grup 18                 |                     | +     | +           |     |                           | +  |                        |     | + |
| Grup 19                 |                     | +     |             | +   | +                         |    | +                      |     |   |
| Grup 20                 |                     | +     |             | +   | +                         |    |                        | +   |   |
| Grup 21                 |                     | +     |             | +   | +                         |    |                        |     | + |
| Grup 22                 |                     | +     |             | +   |                           | +  | +                      |     |   |
| Grup 23                 |                     | +     |             | +   |                           | +  |                        | +   |   |
| Grup 24                 |                     | +     |             | +   |                           | +  |                        |     | + |

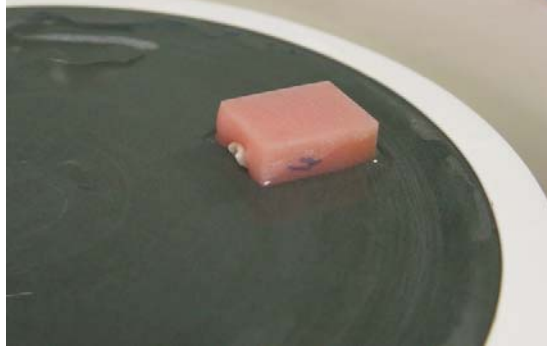


**Resim 3.8 : Test örneklerinin kesme cihazı ile bukkio-lingual yönde ikiye ayrılması**



**Resim 3.9 : Bukko-lingual yönde ikiye ayrılan test örnekleri**

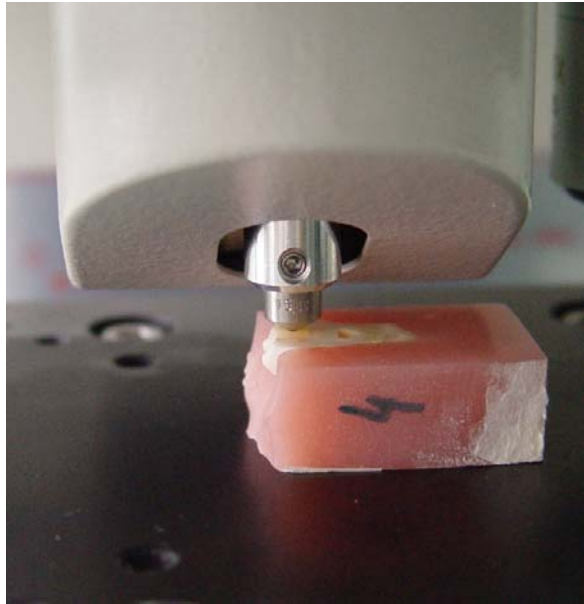




**Resim 3.10: Test örneklerinin tesviye ve polisaj işlemleri**

### **3.5. Mikrosertlik Ölçümleri**

Tesviye ve parlatma işlemleri tamamlanan test örneklerinin, Vicker's sertlik ölçümleri, mikrosertlik ölçüm cihazında gerçekleştirildi. Örnekler test cihazı ile 980,7 mN kuvvet, 15 sn boyunca uygulandı ve oluşan eşkenar dörtgen iz düşüm köşeleri, x40 büyütmede oküler altında işaretlendi ve Vicker's sertlik değerleri elde edildi.



**Resim 3.11: Mikrosertlik ölçümlerinin yapılması**

Ölçümler, her bir örnek için, okluzal yüzeyden 0 mm, 0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm, 2 mm, 2.5 mm olmak üzere 6 farklı derinlikte ve her bir derinlikte 3'er kez tekrarlanarak yapıldı (Resim 3.11). Sonuç olarak, her bir örnek için 18, her bir grup için 180 ve tüm test grupları için, 4320 adet ölçüm yapıldı. Elde edilen Vicker's sertlik değerleri kaydedildi.

Restorasyonların bitirme ve parlatma işlemleri yapılmadığı için en üstte yer alan 0.5 mm kalınlığında rezinin bu işlemler esnasında uzaklaşacağı varsayıldı. 0.5 mm derinlikteki kompozit rezin tam olarak polimerize edilmiş kabul edilerek bu derinlikte elde edilen değer 100 olarak kabul edildi. 1, 1.5, 2 ve 2.5 mm derinlikte elde edilen değerler 0.5 mm' de elde edilen değer ile orantılandı, diğer derinliklerdeki monomer değişim dereceleri belirlendi. Elde edilen değerlerin istatistiksel analizi tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tamhane testleri yardımıyla istatistiksel değerlendirildi.

#### 4. BULGULAR

Çalışmada, iki farklı kompozit rezin iki farklı ışık cihazı ile iki farklı süre ve üç farklı mesafeden polimerize edildi ve üst yüzeyden başlayarak 2.5 mm derinliğe kadar her 0.5 mm derinlikte Vicker's sertlik değerleri ölçüldü. Elde edilen Vicker's sertlik değerleri Tablo 4.1 de gösterildi. 0.5 mm'de kompozit rezin örneklerinin Vicker's sertlik değerleri, tam polimerize olduğu kabul edilerek % 100 olarak hesaplandı. 1 mm, 1.5 mm, 2 mm ve 2.5 mm derinlikteki değerler 0.5 mm deki değerlerle karşılaştırıldı ve değişim yüzde olarak ifade edildi. Kompozit rezinin monomer değişim derecesini ifade eden bu değerler Tablo 4.2 de gösterildi.

##### 4.1. Kullanılan kompozit rezinlere göre

Majesty Flow, akışkan kompozit rezin, her iki ışık cihazında (QTH-LED), her iki ışık uygulama süresinde (20-40 sn) ve ışık uygulama ucunun örnek yüzeyine her üç uzaklığında (0, 0.5, 1 cm), Majesty Esthetic hibrit kompozit rezinden daha yüksek sertlik değerleri göstermiştir.

Majesty Esthetic, hibrit kompozit rezin, halojen ışık cihazı ile, ışık uygulama ucu örnek yüzeyine temas ederken (0 cm) 20 sn süre ile polimerize edildiğinde, 0.5 mm derinlikte elde edilen sertlik değeri ile 1 ve 1.5 mm derinlikte elde edilen sertlik değerleri arasında, istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 2 ve 2.5 mm derinliğe inildiğinde, sertlik değerlerinde, istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş gözlemlendi ( $p<0.05$ ). Işık uygulama süresi 40 sn ye çıkarıldığında, 1, 1.5 ve 2 mm derinliklere kadar sertlik değerlerinde anlamlı bir düşüş gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 2.5 mm derinliğe inildiğinde, sertlik değeri, istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş gösterdi ( $p<0.05$ ). Işık uygulama ucu ile, örnek yüzeyi arasındaki uzaklık, 0.5

cm' ye çıkarıldığında halojen ışık cihazı, 20 sn ışık ile polimerize edildiğinde , 2 mm derinlikten itibaren sertlik değerlerinde anlamlı bir düşüş gözlemlendi ( $p<0.05$ ). Aynı mesafede, ışık uygulama süresi 40 sn' ye çıkarıldığında ise, 1.5 ve 2 mm derinliklerde, anlamlı bir fark gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 2.5 mm derinliklerde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş gözlemlendi ( $p<0.05$ ).Yine aynı materyalde, halojen ışık cihazının ışık uygulama ucu ile, örnek yüzeyi arasındaki mesafe 1 cm' ye çıkarıldığında, 20 sn ışık uygulanması sonrası, 1.5 mm derinliğe kadar sertlik değerlerinde anlamlı bir düşüş gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 2 ve 2.5 mm derinliklere inildiğinde, sertlik değerleri anlamlı olarak düşüş gösterdi ( $p<0.05$ ). Işık uygulama süresi 40 sn' ye çıkarıldığında, 20 sn ışık uygulanması sonrası elde edilen değerlere benzer şekilde, 2 mm derinlikten itibaren, anlamlı bir düşüş gözlemlendi ( $p<0.05$ ).

Aynı kompozit rezin, LED ışık cihazı ile, 0 cm den 20 sn ve 40 sn süre ile polimerize edildiğinde, 2.5 mm derinliğe kadar, sertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş gözlenmedi ( $p>0.05$ ). Işık uygulama ucu ile, örnek yüzeyi arasındaki mesafe 0.5 cm' ye çıkarıldığında, LED ışık cihazı ile, 20 sn ışık uygulanması sonrası, 1.5 mm derinliğe kadar sertlik değerlerinde anlamlı bir düşüş gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 2 ve 2.5 mm derinliklere inildiğinde, sertlik değerlerinin, istatistiksel olarak anlamlı oranda düşüş gösterdiği gözlemlendi ( $p<0.05$ ). Aynı mesafede, ışık uygulama süresi 40 sn' ye çıkarıldığında, 2.5 mm derinliğe kadar, sertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş gözlenmedi ( $p>0.05$ ). Işık uygulama ucu ve örnek yüzeyi arasındaki mesafe 1 cm' ye çıkarıldığında, LED ışık cihazı ile 20 ve 40 sn ışık uygulanması sonrası, her iki ışık uygulama süresinde de, 1 mm derinliğe kadar, sertlik değerlerinde anlamlı bir düşüş gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 1.5, 2 ve 2.5 mm derinliklerde, sertlik değerlerinin anlamlı oranda düştüğü gözlemlendi ( $p<0.05$ ).

Majesty Flow, akışkan kompozit rezin, halojen ışık cihazı ile, ışık uygulama ucu ve örnek yüzeyi arasındaki mesafe 0 cm olacak şekilde, 20 sn süre ile polimerize edildiğinde, 1 mm derinliğe kadar, sertlik değerlerinde anlamlı bir düşüş gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 1.5, 2 ve 2.5 mm derinliklere inildiğinde, sertlik değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı oranda düştüğü gözlemlendi ( $p<0.05$ ). Aynı mesafeden aynı ışık cihazı, 40 sn süre ile uygulandığında ise, 2 mm derinliğe kadar anlamlı bir fark görülmezken ( $p>0.05$ ), 2.5 mm derinliğe inildiğinde, sertliğin anlamlı oranda düştüğü tespit edildi ( $p<0.05$ ). Halojen ışık cihazının ışık uygulama ucu ile, örnek yüzeyi arasındaki mesafe 0.5 cm' ye çıkarıldığında, 20 sn ışık uygulanması sonrası, istatistiksel olarak anlamlı düşüş 2 mm derinlikte başlarken ( $p<0.05$ ), ışık uygulama süresi 40 sn' ye çıkarıldığında, anlamlı düşüş 2.5 mm derinlikte gerçekleşti ( $p<0.05$ ). Mesafe 1 cm' ye çıkarıldığında, halojen ışık cihazının 20 ve 40 sn uygulanması sonrası, sertlik değerindeki istatistiksel olarak anlamlı düşüşün 2 mm derinlikte başladığı tespit edildi ( $p<0.05$ ).

Aynı kompozit rezin, LED ışık cihazı ile, örnek yüzeyi ve ışık uygulama ucu arasındaki mesafe 0 cm olacak şekilde, 20 sn ve 40 sn süre ile kullanıldığında, 2.5 mm derinliğe kadar sertlik değerleri istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 2.5 mm derinlikte sertlik değerlerinde, istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş gözlemlendi ( $p<0.05$ ). Örnek yüzeyi ile ışık uygulama ucu arasındaki mesafe, 0.5 cm' ye çıkarıldığında, 20 sn ışık uygulanması sonrası, sertlik değerlerinin 1, 1.5 ve 2 mm derinliklerde anlamlı bir düşüş göstermediği ( $p>0.05$ ), 2.5 mm derinlikte ise, istatistiksel olarak anlamlı bir düşüşün gözlemlendiği tespit edildi ( $p<0.05$ ). Işık uygulama süresi 40 sn' ye çıkarıldığında ise, 2.5 mm derinliğe kadar, tüm derinliklerde sertlik değeri istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş göstermedi ( $p>0.05$ ). Yine aynı kompozit rezin, örnek yüzeyi ile ışık cihazı arasında mesafe 1 cm olacak şekilde, 20 sn süre ile LED ışık cihazı ile polimerize edildiğinde, 1 mm

derinliğe kadar istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 1.5, 2 ve 2.5 mm derinliklerde sertlik değerlerinin anlamlı oranda düştüğü belirlendi ( $p<0.05$ ). Işık uygulama süresi 40 sn' ye çıkarıldığında ise, 1 ve 1.5 mm derinliklerde fark bulunamazken ( $p>0.05$ ), 2 ve 2.5 mm derinliklerde ise sertlik değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı oranda düştüğü belirlendi ( $p<0.05$ ).

Çalışmada kullanılan kompozit rezinler, monomer değişim derecesi oranına göre değerlendirildiğinde, kendi aralarında, 0.5 mm derinlikteki monomer değişim derecesi oranının, 1 mm, 1.5 mm, 2.5 mm derinlikte elde edilen monomer değişim derecesi oranı ile karşılaştırıldığında, materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken ( $p < 0.05$ ), 2 mm de elde edilen monomer değişim derecesi oranı ile karşılaştırıldığında ise fark bulunamadı ( $p>0.05$ ). Tablo 4.3' deki tanımlayıcı istatistik verileri değerlendirildiğinde, 0.5 mm derinlikten 2.5 mm derinliğe doğru gidildikçe, kullanılan her iki kompozit rezinde de, monomer değişim derecelerinde düşüş gözlemlendi. Akışkan kompozit rezin Majesty Flow, bu tablodaki monomer değişim derecesi oranlarına göre, 1 ve 1.5 mm derinliklerde, daha yüksek değerler gösterirken, 2 ve 2.5 mm derinliklerde ise, hibrit kompozit rezin Majesty Esthetic, daha yüksek değerler gösterdi. Elde edilen değerler, kullanılan kompozit rezine göre değerlendirildiğinde, elde edilen tanımlayıcı istatistik (descriptives) değerleri Tablo 4.3'de, tek yönlü Anova testi sonuçları ise Tablo 4.4'de gösterildi.

#### **4.2. Kullanılan ışık cihazlarına göre**

Majesty Esthetic, hibrit kompozit rezin, 0 cm mesafeden 20 sn süre ile ışık uygulandığında, 1.5 mm derinliğe kadar kullanılan iki ışık cihazı arasında, Vicker's sertlik değerlerinde anlamlı farklılık gözlenmezken

( $p>0.05$ ), 2 ve 2.5 mm derinliklerde LED ışık cihazı, QTH ışık cihazından anlamlı oranda daha yüksek Vicker's sertlik değerleri gösterdi ( $p<0.05$ ).

Aynı kompozit rezinin, 0 cm mesafeden ışık cihazları ile 40 sn süre ile ışık uygulandığında, bütün derinliklerdeki Vicker's sertlik değerlerinde, iki ışık cihazı (QTH-LED) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmedi ( $p>0.05$ ).

Aynı materyal, 0.5 cm ve 1 cm'den, 20 sn ve 40 sn süre ile polimerize edildiğinde, elde edilen Vicker's sertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ( $p>0.05$ ).

Majesty Flow, akışkan kompozit rezin, 0 cm mesafeden, 20 sn süre ile polimerize edildiğinde, LED ışık cihazı kullanılan örneklerin Vicker's sertlik değerlerinin QTH ışık cihazı kullanılan örneklerden anlamlı olarak daha yüksek sertlik değerleri gösterdiği tespit edildi ( $p<0.05$ ). Işık uygulama süresi 40 sn'ye çıkarıldığında LED ışık cihazı kullanılan örnekler, daha yüksek sertlik değerleri göstermesine rağmen, 2.5 mm derinlik dışında kullanılan iki ışık cihazı arasında, istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ( $p>0.05$ ).

Aynı kompozit rezin restoratif materyal, 0.5 cm mesafeden, 20 sn süre ile polimerize edildiğinde, LED ışık cihazı kullanılan örneklerin Vicker's sertlik değerlerinin, QTH ışık cihazı kullanılan örneklerden daha yüksek olduğu görüldü. Fakat 2.5 mm dışındaki derinliklerde, kullanılan ışık cihazları (QTH-LED) arasında istatistiksel olarak farklılık gözlenmedi ( $p>0.05$ ). Işık uygulama süresi 40 sn'ye çıkarıldığında, ölçüm yapılan tüm derinliklerde anlamlı farklılığa rastlanmadı ( $p>0.05$ ).

Aynı materyal 1 cm mesafeden, 20 sn süre ile polimerize edildiğinde, 2.5 mm derinlik dışında kalan diğer derinliklerde Vicker's sertlik değerleri karşılaştırıldığında, ışık cihazları arasında anlamlı farklılık gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 2.5 mm derinlikte QTH ışık cihazı ile polimerize edilen örneklerin LED ışık cihazı kullanılan örneklerden daha yüksek Vicker's sertlik değerleri gösterdiği tespit edildi ( $p<0.05$ ). Işık uygulama süresi 40 sn' ye çıkarıldığında ise, kullanılan ışık cihazları arasında anlamlı farklılık görülmedi ( $p>0.05$ ).

Kullanılan ışık cihazları arasında, 0.5 mm derinlikteki monomer değişim derecesi oranı değerlendirildiğinde, 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm derinlikteki monomer değişim derecesi oranları ile karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak aralarında anlamlı bir fark olduğu bulunurken ( $p<0.05$ ), 2.5 mm deki monomer değişim derecesi oranı ile karşılaştırıldığında, aralarında anlamlı bir fark gözlenmedi ( $p>0.05$ ). Tablo 4.5 'deki tanımlayıcı istatistik verileri yardımı ile, ışık cihazları karşılaştırıldığında, tüm derinliklerde, LED ışık cihazı ile halojen ışık cihazına oranla, daha yüksek değerler elde edildi. Yine aynı tablodaki verilere göre, kullanılan her iki ışık cihazında da, restoratif materyalin derinliği arttıkça, monomer değişim oranlarında düşüş gözlemlendi. Elde edilen veriler, kullanılan ışık cihazlarına göre değerlendirildiğinde, elde edilen tanımlayıcı istatistik (descriptive) değerleri Tablo 4.5' de, tek yönlü Anova testi sonuçları ise Tablo 4.6' de gösterildi.

#### **4.3. Işık uygulama süresine göre**

Majesty Esthetic, hibrit kompozit rezinin, QTH ışık cihazı ile, uygulama ucu ve örnek arasındaki mesafe 0 cm olduğunda, 20 sn ve 40 sn süre ile polimerize edilmesi sonrası elde edilen Vicker's sertlik değerlerinde 2 mm derinliğe kadar anlamlı bir farklılık gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 2.5 mm



derinlikte 40 sn ışık uygulanan örneklerinin 20 sn ışık uygulanan örneklerden daha yüksek değerler gösterdiği tespit edildi ( $p<0.05$ ). Örnek yüzeyi ile ışık uygulama ucu arasındaki mesafe 0.5 ve 1 cm' ye çıkarıldığında ise her iki mesafede de, 20 sn ve 40 sn ışık uygulama süreleri arasında 1 mm derinliğe kadar anlamlı bir farklılık gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 1.5 mm derinlikten itibaren, ışık cihazının 40 sn süre ile kullanılmasının 20 sn süre ile kullanılmasına oranla istatistiksel olarak anlamlı oranda daha yüksek Vicker's sertlik gösterdiği görüldü ( $p<0.05$ ).

Yine aynı materyal LED ışık cihazı ile uygulama ucu ve örnek yüzeyi arasındaki mesafe 0 cm olacak şekilde polimerize edildiğinde, bütün derinliklerde, ışık cihazının 20 sn ve 40 sn süre ile kullanımları arasında anlamlı bir farklılık gözlenmedi ( $p>0.05$ ). Mesafe 0.5 cm'ye çıkarıldığında, her iki ışık uygulama süresi arasında 1.5 mm derinliğe kadar anlamlı fark gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 2 mm ve 2.5 mm derinliklerde 40 sn ışık uygulanan örneklerin Vicker's sertlik değerlerinin 20 sn ışık uygulanan örneklerle oranla anlamlı oranda yüksek olduğu tespit edildi ( $p<0.05$ ). Mesafe 1 cm'ye çıkarıldığında ise 20 sn ve 40 sn ışık uygulanan test örneklerinin Vicker's sertlik değerleri 1 mm derinlikten itibaren düşüş gösterse de, ışık uygulama süreleri arasında anlamlı bir farklılık gözlenmedi ( $p>0.05$ ).

Majesty Flow, akışkan kompozit rezin, QTH ışık cihazı ile 0 cm, 0.5 cm ve 1 cm mesafeden polimerize edildiğinde, ışık cihazının 40 sn süre ile kullanılmasının, 20 sn süre ile kullanılmasına oranla, materyallerin Vicker's sertlik değerlerinde, tüm derinliklerde anlamlı oranda artış sağladığı görüldü ( $p<0.05$ ).

Aynı restoratif materyal, LED ışık cihazı ile her üç ışık uygulama mesafesinde (0 cm, 0.5 cm, 1 cm) de 1.5 mm derinliğe kadar her iki ışık

uygulama süresinde de Vicker's sertlik değerlerinde anlamlı farklılık gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 1.5 mm derinlikten itibaren 40 sn ışık uygulanan örneklerin, 20 sn ışık uygulanan örneklerle oranla, anlamlı oranda daha yüksek sertlik değerleri gösterdiği gözlemlendi ( $p<0.05$ ).

Her iki ışık uygulama süresinde de, 0.5 mm derinlikteki monomer değişim derecesi oranları değerlendirildiğinde, 1 mm derinlikteki monomer değişim derecesine oranı ile karşılaştırıldığında, süreler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ( $p>0.05$ ), 1.5 mm, 2 mm ve 2.5 mm deki monomer değişim derecesine oranı ile karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak aralarına anlamlı bir fark olduğu gözlemlendi ( $p < 0.05$ ). Tablo 4.7' deki tanımlayıcı istatistik verileri değerlendirildiğinde, 0.5 mm de elde edilen monomer değişim derecesi oranının, 1mm, 1.5 mm, 2 mm ve 2.5 mm de elde edilen monomer değişim derecesi oranı ile, ışık uygulama süreleri açısından karşılaştırıldığında, ışık cihazının 40 sn süre ile uygulanması, 20 sn uygulanmasına oranla daha yüksek değerler gösterdi. Işık uygulama süresi ile, elde edilen tanımlayıcı istatistik (descriptives) değerleri Tablo 4.7'de, tek yönlü Anova testi sonuçları ise Tablo 4.8'de gösterildi.

#### **4.4. Işık cihazının örnek yüzeyine uzaklığına göre sonuçların değerlendirilmesi**

Işık cihazı ile örnek yüzeyi arasındaki uzaklık, 0, 0.5 ve 1 cm olduğunda, elde edilen sertlik değerleri Tablo 4.1, Grafik 4.1, 4.2 ve 4.3' de gösterildi.

Majesty Esthetic, hibrit kompozit rezin, QTH ışık cihazı kullanılarak, 20 sn süre ile polimerize edildiğinde, ışık uygulama ucu ve örnek yüzeyi arasındaki mesafe 0 cm ve 0.5 cm olduğunda 2 mm derinliğe kadar

Vicker's sertlik değerlerinde, istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş gözlenmezken ( $p>0.05$ ), mesafe 1 cm' ye çıkarıldığında ise 1.5 mm derinlikten itibaren Vicker's sertlik değerlerinde anlamlı oranda düşüş gözlemlendi ( $p<0.05$ ).

Aynı derinliklerdeki Vicker's sertlik değerleri değerlendirildiğinde, 0 cm ve 0.5 cm ışık uygulama mesafelerinde fark gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 1 cm mesafede 1.5 mm, 2 mm ve 2.5 mm derinliklerde anlamlı farklılık gözlemlendi ( $p<0.05$ ).

Aynı kompozit rezin, QTH ışık cihazı kullanılarak, 40 sn süre ile ışık ucu ile örnek yüzeyi arasındaki mesafe 0 cm ve 0.5 cm olarak polimerize edildiğinde, Vicker's sertlik değerlerinde anlamlı düşüş 2.5 mm derinlikte başlarken, mesafe 1 cm'ye çıkarıldığında, anlamlı düşüş 2 mm derinlikten itibaren gözlemlendi ( $p<0.05$ ).

Aynı materyal, LED ışık cihazı ile 0 cm mesafeden, 20 sn süre ile polimerize edildiğinde, 2.5 mm derinliğe kadar Vicker's sertlik değerlerinde anlamlı düşüş gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 0.5 cm mesafede 2 mm derinlikten, 1 cm mesafede ise 1.5 mm derinlikten itibaren elde edilen değerlerde anlamlı düşüşler gözlemlendi ( $p<0.05$ ). Aynı derinliklerde elde edilen Vicker's sertlik değerleri değerlendirildiğinde, 1 mm derinliğe kadar ışık cihazının örnek yüzeyine olan her üç mesafesinde (0cm, 0.5 cm, 1 cm) anlamlı farklılık gözlenmedi ( $p>0.05$ ). 1.5 mm derinlikte 0 cm ve 0.5 cm ışık uygulama mesafeleri arasında anlamlı fark gözlenmezken ( $p>0.05$ ), uygulama mesafesi 1 cm' ye çıkarıldığında 0 cm ve 0.5 cm ışık uygulama mesafeleri karşılaştırıldığında anlamlı düşüş gözlemlendi ( $p<0.05$ ). 2 mm ve 2.5 mm derinliklerde ise Vicker's sertlik değerleri, ışık ucu ile örnek yüzeyi arasındaki mesafe arttıkça, anlamlı düşüş gösterdi ( $p<0.05$ ).

Aynı derinliklerdeki Vicker's sertlik değerleri mesafelere göre değerlendirildiğinde, ışık cihazlarının 0 cm ve 0.5 cm' den uygulanması arasında anlamlı farklılık bulunmazken ( $p>0.05$ ), uygulama mesafesi 1 cm' ye çıkarıldığında anlamlı oranda daha düşük sertlik değerleri elde edildi ( $p<0.05$ ).

Majesty Esthetic, hibrit kompozit rezin, LED ışık cihazı ile 40 sn süre ile 0 cm ve 0.5 cm mesafeden polimerize edildiğinde, 2.5 mm derinliğe kadar Vicker's sertlik değerlerinde anlamlı düşüş görülmezken ( $p>0.05$ ), ışık uygulama mesafesi 1 cm' ye çıkarıldığında, 1.5 mm derinlikten itibaren elde edilen değerlerde anlamlı oranda düşüş gözlemlendi ( $p<0.05$ ).

Aynı derinlikteki sertlik değerleri değerlendirildiğinde, 40 sn süre ile 0 cm ve 0.5 cm'den ışık uygulandığında, tüm derinliklerde Vicker's sertlik değerleri arasında anlamlı farklılığa rastlanmazken ( $p>0.05$ ), ışık cihazlarının 1 cm mesafeden uygulandığı örneklerin Vicker's sertlik değerlerinde 0 cm' den yapılan uygulanmalar sonrası elde edilen sertliklere oranla anlamlı düşüş gözlemlendi ( $p<0.05$ ).

Işık cihazı ile örnek yüzeyi arasındaki mesafe 0.5 cm ve 1 cm olduğunda, 1 mm derinliğe kadar Vicker's sertlik değerlerinde anlamlı fark gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 1.5 mm, 2 mm ve 2.5 mm derinliklerde elde edilen sertlik değerlerinde, mesafe 1 cm' ye çıkarıldığında 0.5 cm ışık uygulama mesafesine oranla anlamlı düşüş tespit edildi ( $p<0.05$ ).

Majesty Flow, akışkan kompozit rezin, QTH ışık cihazı ile 20 sn süre ile polimerize edildiğinde, 0 cm, 0.5 cm ve 1 cm ışık uygulama mesafelerinde Vicker's sertlik değerlerinde 2 mm derinlikte anlamlı düşüş başladı ( $p<0.05$ ).

Aynı derinliklerdeki Vicker's sertlik değerleri değerlendirildiğinde, 0 cm'den yapılan ışık uygulamaları sonucu elde edilen değerlerin, 0.5 ve 1 cm' den yapılan ışık uygulamaları sonucu elde edilen değerlerden anlamlı oranda daha yüksek olduğu gözlemlendi ( $p<0.05$ ). 0.5 cm'de yapılan ışık uygulamaları 1 cm'den yapılan uygulamalar ile karşılaştırıldığında, 1.5 mm derinliğe kadar sertlik değerlerinde fark gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 1.5mm, 2 mm ve 2.5 mm derinliklerde 0.5 cm' den ışık uygulanan test örneklerinde daha yüksek sertlik değerleri elde edildi ( $p<0.05$ ).

Majesty Flow, akışkan kompozit rezin, QTH ışık cihazı ile 40 sn süre ile polimerize edildiğinde, 0 cm ve 0.5 cm' den yapılan uygulamalarda, Vicker's sertlik değerlerinde 2.5 mm derinlikte, 1 cm' den yapılan ışık uygulamalarında ise 2 mm derinlikten itibaren anlamlı düşüş başladı ( $p<0.05$ ).

Aynı derinlikteki Vicker's sertlik değerleri incelendiğinde tüm derinliklerde, ışık cihazlarının 0 cm' den uygulanması ile 1 cm' den uygulanması arasında fark gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 0 cm' den ve 0.5 cm' den yapılan uygulamalar sonrasında, 1 cm' den yapılan uygulamalara oranla daha yüksek Vicker's sertlik değerleri elde edildi ( $p<0.05$ ).

Majesty Flow, akışkan kompozit rezin, LED ışık cihazı kullanılarak, 20 sn ve 40 sn süre ile, 0 cm ve 0.5 cm' den ışık uygulamalarında 2.5 mm derinliğe kadar Vicker's sertlik değerlerinde anlamlı bir düşüş gözlenmedi ( $p>0.05$ ). Mesafe 1 cm' ye çıkarıldığında ise 20 sn ışık uygulaması sonrası anlamlı düşüş 1.5 mm derinlikten başlarken, 40 sn ışık uygulanması sonrası ise 2 mm den itibaren Vicker's sertlik değerlerinde anlamlı düşüş başladığı tespit edildi ( $p<0.05$ ). Aynı derinliklerdeki sertlik

değerleri incelendiğinde, ışık cihazının 0 cm' den uygulanması sonucu elde edilen Vicker's sertlik değerlerinin, tüm derinliklerde 0.5 cm ve 1 cm' den ışık uygulanması sonucu elde edilen sertlik değerlerinden daha yüksek değerler gösterdiği tespit edildi ( $p<0.05$ ).

0.5 cm' den ve 1 cm' den yapılan ışık uygulanması sonucu elde edilen Vicker's sertlik değerleri arasında 1.5 mm derinliğe kadar farklılık gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 1.5 mm, 2 mm ve 2.5 mm derinliklerde anlamlı farklılıklar gözlemlendi ( $p<0.05$ ).

Majesty Flow, LED ışık cihazı kullanılarak 40 sn süre ile 0 cm ve 0.5 cm' den polimerize edildiğinde elde edilen Vicker's sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 0 cm ile 1 cm ve 0.5 cm ile 1 cm ışık uygulamaları arasında tüm derinliklerde anlamlı farklılıklar tespit edildi ( $p<0.05$ ).

Işık cihazı ile örnek yüzeyi arasındaki uzaklık, 0, 0.5 ve 1 cm olduğunda, polimerizasyon değişim miktarının yüzde olarak ifadesi Tablo 4.2 ve Grafik 4.4, 4.5 ve 4.6' da gösterildi.

Işık cihazlarının örnek yüzeyine olan uzaklıkları, 0.5 mm derinlikte elde edilen monomer değişim derecesi oranı, 1 mm derinlikte elde edilen monomer değişim derecesine oranı ile karşılaştırıldığında, 0 cm den yapılan uygulama ile, 0.5 cm ve 1 cm den yapılan uygulamalar arasında, 0.5 cm den yapılan uygulama ile, 1 cm den yapılan uygulama arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ( $p>0.05$ ). Tablo 4.9 deki tanımlayıcı istatistik verileri değerlendirildiğinde, 0 cm den yapılan ışık uygulamalarında, 0.5 cm ve 1 cm den yapılan uygulamalardan, 0.5 cm den yapılan uygulamalarda ise, 1 cm den yapılan uygulamalardan daha yüksek

değerler elde edildiği görüldü. Tablo 4.2' deki veriler değerlendirildiğinde ise, 0 ve 0.5 cm'den yapılan uygulamalarda, her iki uygulama süresinde de, LED ışık cihazı ile elde edilen monomer değişim derecesi oranları, halojen ışık cihazı ile elde edilen değerlerden daha yüksek bulundu. Işık cihazının, örnek yüzeyine olan uzaklığı 1 cm' ye çıkarıldığında, Majesty Flow akışkan kompozit rezin örneklerinde, LED ışık cihazı daha yüksek değerler gösterirken, Majesty Esthetic hibrit kompozit rezin örneklerinde elde edilen değerlerin, uygulama süresi 20 sn olduğunda, her iki ışık cihazında da yaklaşık olarak aynı olduğu, süre 40 sn'ye çıkarıldığında ise, halojen ışık cihazı ile elde edilen monomer değişim derecesi değerlerinin, LED ışık cihazı ile elde edilen değerlerden daha yüksek olduğu görüldü.

0.5 mm derinlikte elde edilen monomer değişim derecesi oranı, 1,5 mm derinlikte elde edilen monomer değişim derecesi oranı ile karşılaştırıldığında, ışık cihazı ile örnek arasındaki uzaklık 0 cm olduğunda elde edilen oran ile, 0.5 cm olduğunda elde edilen oran arasında, istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 0 cm den yapılan uygulama ile 1 cm den yapılan uygulama arasında ve 0.5 cm den yapılan uygulama ile 1 cm den yapılan uygulama arasında, istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ( $p<0.05$ ). Tablo 4.9' daki tanımlayıcı istatistik verileri değerlendirildiğinde, ışık cihazları 0 cm' den uygulandığında elde edilen değerlerin, ışık cihazları 0.5 cm ve 1 cm den uygulandığında elde edilen değerlerden, 0.5 cm'den uygulandığında elde edilen değerlerin, ışık cihazı 1 cm den uygulandığında elde edilen değerlerden daha yüksek olduğu görüldü. Tablo 4.2' deki değerler ışık cihazları açısından değerlendirildiğinde, 0 ve 0.5 cm den yapılan uygulamalarda, LED ışık cihazının halojen ışık cihazından daha yüksek monomer değişim derecesi oranları gösterdiği gözlemlendi. Mesafe 1 cm ye çıkarıldığında, Majesty Flow akışkan kompozit rezin örneklerinde, ışık cihazları 40 sn kullanıldığında, her iki ışık cihazı ile de yaklaşık aynı değerler

elde edilirken, diğer tüm gruplarda halojen ışık cihazı daha yüksek değerler gösterdiği görüldü.

Işık cihazlarının örnek yüzeyine olan uzaklıkları, 0.5 mm derinlikte elde edilen monomer değişim derecesi oranının, 2 mm derinlikte elde edilen monomer değişim derecesi oranı ile karşılaştırıldığında, ışık cihazlarının 0 cm den uygulanması ile, 0.5 cm den uygulanması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmezken ( $p>0.05$ ), 0 cm den uygulanması ile 1 cm den uygulanması ve 0.5 cm den uygulanması ile 1 cm den uygulanması arasında fark bulundu ( $p<0.05$ ). Tablo 4.9' daki tanımlayıcı istatistik verileri değerlendirildiğinde, ışık cihazları 0 cm den uygulandığında elde edilen monomer değişim derecesi oranı, 0.5 cm ve 1 cm den uygulandığında elde edilen oranlardan, 0.5 cm den uygulandığında 1 cm den uygulandığında elde edilen oranlardan daha yüksek olduğu görüldü. Tablo 4.2' deki veriler ışık cihazları açısından değerlendirildiğinde, ışık cihazları 0 ve 0.5 cm' den uygulandıklarında, LED ışık cihazlarının daha yüksek değerler gösterdiği gözlemlendi. Mesafe 1 cm' ye çıkarıldığında, ışık cihazları 20 kullanıldığında, LED ışık cihazı ile daha yüksek monomer değişim derecesi değerleri elde edilirken, süre 40 sn' ye çıkarıldığında Majesty Esthetic, hibrit kompozit rezin örneklerinde, halojen ışık cihazı ile daha yüksek değerler elde edilirken, Majesty Flow, akışkan kompozit rezin örneklerinde, LED ışık cihazı ile daha yüksek değerler elde edildi.

Işık cihazların örnek yüzeyine olan uzaklıkları, 0.5 mm derinlikte elde edilen monomer değişim derecesi oranının, 2. 5 mm derinlikte elde edilen monomer değişim derecesi oranı ile karşılaştırıldığında, ışık cihazlarının 0 cm den uygulanması ile, 0.5 cm' den uygulanması arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken ( $p>0.05$ ), ışık cihazlarının 0 cm den uygulanması ve 1 cm den uygulanması, 0.5 cm den uygulanması ve 1



cm den uygulanması arasında anlamlı fark bulundu ( $p<0.05$ ). Tablo 4.9' daki tanımlayıcı istatistik verileri değerlendirildiğinde, ışık cihazları 0 cm den uygulandığında elde edilen değerlerin, 0.5 cm ve 1 cm den uygulandığında elde edilen değerlerden, 0.5 cm den uygulandığında elde edilen değerlerin, 1 cm den uygulandığında elde edilen değerlerden daha yüksek olduğu görüldü. Tablo 4.2' deki değerler, ışık cihazları açısından değerlendirildiğinde; 0 cm den yapılan uygulamalarda, LED ışık cihazı ile, bütün gruplarda daha yüksek değerler elde edildiği görüldü. Mesafe 0.5 cm ye çıkarıldığında, ışık cihazları 20 sn uygulandığında, Majesty Esthetic, hibrit kompozit rezin örneklerinde, yaklaşık olarak aynı değerler elde edilirken, uygulama süresi 40 sn ye çıkarıldığında, aynı materyal örneklerinde, LED ışık cihazı ile daha yüksek değerler elde edildiği gözlemlendi. Mesafe 1 cm' ye çıkarıldığında, Majesty Esthetic hibrit kompozit rezin örneklerinde, ışık cihazları 20 sn uygulandığında, yaklaşık olarak aynı değerler elde edilirken, 40 sn yapılan uygulamalarda halojen ışık cihazı daha yüksek değerler gösterdiği görüldü. Majesty flow, akışkan kompozit rezin örneklerinde, 20 sn yapılan ışık uygulamalarında, halojen ışık cihazı ile daha yüksek monomer değişim derecesi oranları elde edilirken, uygulama süresi 40 sn' ye çıkarıldığında, LED ışık cihazı ile daha yüksek değerler elde edildiği görüldü. Elde edilen veriler, ışık cihazının örnek yüzeyine uzaklığına göre değerlendirildiğinde, elde edilen tanımlayıcı istatistik (descriptive) değerleri Tablo 4.9' da, tek yönlü Anova testi sonuçları Tablo 4.10' da ve Tamhane testi sonuçları Tablo 4.11' de gösterildi.

**Tablo 4.1: Vicker's Sertlik Değerleri Ortalaması  $\pm$  (SD)**

|                  | Sertlik ölçüm derinliği | 0 cm            |                 |                  |                  | 0.5 cm          |                 |                 |                 | 1 cm            |                 |                 |                 |
|------------------|-------------------------|-----------------|-----------------|------------------|------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
|                  |                         | QTH             |                 | LED              |                  | QTH             |                 | LED             |                 | QTH             |                 | LED             |                 |
|                  |                         | 20 sn           | 40 sn           | 20 sn            | 40 sn            | 20 sn           | 40 sn           | 20 sn           | 40 sn           | 20 sn           | 40 sn           | 20 sn           | 40 sn           |
| Majesty Esthetic | 0 Mm                    | 50.3<br>(3.33)  | 52.5<br>(3.07)  | 47.2<br>(3.70)   | 46.8<br>(2.43)   | 50.4<br>(3.40)  | 50.8<br>(4.28)  | 46.8<br>(2.81)  | 46.1<br>(3.00)  | 46.1<br>(2.86)  | 47.8<br>(2.50)  | 41.3<br>(3.74)  | 42.7<br>(2.39)  |
|                  | 0.5 Mm                  | 51.7<br>(3.45)  | 54.5<br>(3.59)  | 53.0<br>(3.19)   | 54.4<br>(3.73)   | 51.5<br>(3.04)  | 53.7<br>(2.66)  | 53.6<br>(2.80)  | 54.5<br>(5.04)  | 50.6<br>(3.36)  | 51.9<br>(3.23)  | 51.4<br>(3.81)  | 53.1<br>(1.61)  |
|                  | 1 Mm                    | 51.3<br>(2.61)  | 53.3<br>(2.65)  | 53.8<br>(4.38)   | 55.5<br>(4.35)   | 49.8<br>(3.10)  | 52.5<br>(3.68)  | 53.4<br>(3.35)  | 54.7<br>(3.83)  | 49.7<br>(4.87)  | 52.4<br>(3.58)  | 50.3<br>(2.27)  | 52.4<br>(2.79)  |
|                  | 1.5 Mm                  | 50.2<br>(2.54)  | 52.8<br>(3.79)  | 54.6<br>(4.96)   | 57.0<br>(3.86)   | 49.7<br>(2.78)  | 52.0<br>(4.20)  | 55.3<br>(3.33)  | 54.4<br>(4.76)  | 47.9<br>(3.69)  | 49.7<br>(3.18)  | 47.6<br>(3.23)  | 48.7<br>(2.53)  |
|                  | 2 Mm                    | 47.3<br>(2.47)  | 53.2<br>(4.35)  | 54.4<br>(3.86)   | 55.0<br>(2.58)   | 48.0<br>(2.48)  | 51.7<br>(3.21)  | 50.9<br>(3.05)  | 53.2<br>(3.95)  | 43.6<br>(2.93)  | 47.6<br>(3.17)  | 45.5<br>(2.40)  | 46.4<br>(2.00)  |
|                  | 2.5 Mm                  | 45.6<br>(2.61)  | 50.4<br>(3.05)  | 52.0<br>(3.65)   | 53.5<br>(3.35)   | 46.4<br>(3.45)  | 49.8<br>(3.66)  | 48.2<br>(3.40)  | 52.3<br>(3.89)  | 41.2<br>(3.43)  | 45.1<br>(3.97)  | 41.5<br>(4.62)  | 42.6<br>(2.10)  |
| Majesty Flow     | 0 Mm                    | 58.1<br>(8.30)  | 65.3<br>(9.11)  | 72.6<br>(11.50)  | 81.7<br>(13.10)  | 56.5<br>(7.18)  | 72.0<br>(10.40) | 74.7<br>(11.10) | 76.2<br>(13.30) | 55.6<br>(7.78)  | 69.7<br>(10.70) | 58.6<br>(7.63)  | 65.7<br>(8.22)  |
|                  | 0.5 Mm                  | 81.3<br>(9.78)  | 92.4<br>(11.8)  | 96.2<br>(11.70)  | 94.3<br>(12.00)  | 84.0<br>(9.79)  | 92.6<br>(14.10) | 87.6<br>(8.94)  | 92.5<br>(11.9)  | 80.6<br>(7.88)  | 84<br>(9.15)    | 85.4<br>(12.60) | 85.3<br>(8.35)  |
|                  | 1 Mm                    | 80.6<br>(12.00) | 94.6<br>(9.86)  | 101.3<br>(14.30) | 99.1<br>(11.40)  | 84.8<br>(8.82)  | 93.4<br>(10.10) | 90.1<br>(12.40) | 97.8<br>(12.80) | 77.7<br>(12.10) | 81.1<br>(7.19)  | 87.4<br>(14.60) | 85.1<br>(6.10)  |
|                  | 1.5 Mm                  | 72.3<br>(8.72)  | 95.4<br>(7.41)  | 93.7<br>(10.30)  | 102.7<br>(11.20) | 80.1<br>(8.16)  | 93.9<br>(11.20) | 88.1<br>(12.80) | 97.7<br>(10.90) | 77.6<br>(10.20) | 83.9<br>(10.30) | 76.1<br>(13.20) | 84.1<br>(10.20) |
|                  | 2 Mm                    | 71.3<br>(8.94)  | 91.8<br>(11.00) | 94.2<br>(10.90)  | 97.8<br>(10.20)  | 75.8<br>(10.40) | 89.4<br>(11.60) | 85.7<br>(8.91)  | 94.6<br>(11.30) | 69.6<br>(8.55)  | 70.8<br>(10.10) | 60.1<br>(13.90) | 79.1<br>(8.36)  |
|                  | 2.5 Mm                  | 64.9<br>(8.13)  | 82.2<br>(7.99)  | 80.9<br>(5.80)   | 92.1<br>(8.84)   | 65.5<br>(8.28)  | 84.1<br>(12.50) | 75.5<br>(11.90) | 88.3<br>(9.95)  | 57.9<br>(9.20)  | 70.2<br>(10.00) | 41.3<br>(9.02)  | 73.1<br>(9.71)  |

**Tablo 4.2: Polimerizasyon miktarı değişim tablosu (%)**

|                  |            | 0 cm   |        |        |        | 0.5 cm |        |        |        | 1 cm  |        |        |        |
|------------------|------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|-------|--------|--------|--------|
|                  |            | QTH    |        | LED    |        | QTH    |        | LED    |        | QTH   |        | LED    |        |
|                  |            | 20 sn  | 40 sn  | 20 sn  | 40 sn  | 20 sn  | 40 sn  | 20 sn  | 40 sn  | 20 sn | 40 sn  | 20 sn  | 40 sn  |
| Majesty Esthetic | 0.5-1 mm   | 99.38  | 98.09  | 101.76 | 102.10 | 96.94  | 97.88  | 100.10 | 101.04 | 98.29 | 101.37 | 98.33  | 98.84  |
|                  | 0.5-1.5 mm | 97.30  | 97.19  | 104.08 | 104.97 | 96.69  | 97.16  | 103.48 | 100.24 | 94.92 | 96.27  | 93.23  | 91.94  |
|                  | 0.5-2 mm   | 91.73  | 98.09  | 102.64 | 101.47 | 93.47  | 96.55  | 95.43  | 98.45  | 86.28 | 92.17  | 89.01  | 87.44  |
|                  | 0.5-2.5 mm | 88.43  | 92.85  | 97.72  | 98.73  | 90.29  | 92.96  | 90.19  | 96.64  | 81.67 | 87.31  | 81.10  | 80.29  |
| Majesty Flow     | 0.5-1 mm   | 100.34 | 104.04 | 107.00 | 106.68 | 101.96 | 103.98 | 103.90 | 106.65 | 97.92 | 97.20  | 104.90 | 100.85 |
|                  | 0.5-1.5 mm | 89.95  | 105.24 | 99.13  | 110.21 | 96.53  | 103.93 | 101.78 | 106.73 | 98.01 | 99.46  | 90.56  | 99.63  |
|                  | 0.5-2 mm   | 89.05  | 101.14 | 99.41  | 105.76 | 91.50  | 98.47  | 99.14  | 103.34 | 87.84 | 85.05  | 71.01  | 93.48  |
|                  | 0.5-2.5 mm | 80.70  | 90.73  | 85.39  | 99.50  | 79.21  | 92.56  | 87.47  | 96.40  | 72.51 | 84.60  | 49.31  | 86.28  |

**Tablo 4.3: Tanımlayıcı İstatistik (Kullanılan Kompozit Rezine Göre)**

|               |                  | N   | Ortalama | Standart Sapma | Standart Hata | % 95 Güven aralığı için ortalama |           | Alt Değer | Üst Değer |
|---------------|------------------|-----|----------|----------------|---------------|----------------------------------|-----------|-----------|-----------|
|               |                  |     |          |                |               | Alt Sınır                        | Üst Sınır |           |           |
| 0.5 mm-1 mm   | Majesty Esthetic | 360 | 99,5156  | 8,08443        | ,42609        | 98,6777                          | 100,3536  | 77,33     | 133,26    |
|               | Majesty Flow     | 360 | 102,9692 | 18,93528       | ,99798        | 101,0066                         | 104,9319  | 12,21     | 187,38    |
| 0.5 mm-1.5 mm | Majesty Esthetic | 360 | 98,0483  | 9,02059        | ,47543        | 97,1133                          | 98,9833   | 75,87     | 127,08    |
|               | Majesty Flow     | 360 | 100,1928 | 17,98926       | ,94812        | 98,3282                          | 102,0573  | 54,97     | 190,21    |
| 0.5 mm-2 mm   | Majesty Esthetic | 360 | 94,4397  | 9,72686        | ,51265        | 93,4315                          | 95,4478   | 66,23     | 126,27    |
|               | Majesty Flow     | 360 | 93,7873  | 18,75004       | ,98821        | 91,8439                          | 95,7307   | 43,73     | 155,65    |
| 0.5 mm-2.5 mm | Majesty Esthetic | 360 | 89,8942  | 10,02460       | ,52834        | 88,8552                          | 90,9332   | 56,12     | 117,79    |
|               | Majesty Flow     | 360 | 83,7227  | 19,32516       | 1,01853       | 81,7197                          | 85,7257   | 28,74     | 162,34    |

**Tablo 4.4: Anova (Kullanılan Kompozit Rezine Göre)**

|               |                  | Kareler Toplamı | Sertbestlik Derecesi (SD) | Kareler Ortalaması | FTest Değeri | Anlamlılık Derecesi |
|---------------|------------------|-----------------|---------------------------|--------------------|--------------|---------------------|
| 0.5 mm-1 mm   | Gruplar arasında | 2146,911        | 1                         | 2146,911           | 10,129       | ,002                |
|               | Gruplar içinde   | 152181,142      | 718                       | 211,951            |              |                     |
| 0.5 mm-1.5 mm | Gruplar arasında | 827,787         | 1                         | 827,787            | 4,088        | ,044                |
|               | Gruplar içinde   | 145389,371      | 718                       | 202,492            |              |                     |
| 0.5 mm-2 mm   | Gruplar arasında | 76,601          | 1                         | 76,601             | ,343         | ,558                |
|               | Gruplar içinde   | 160177,057      | 718                       | 223,088            |              |                     |
| 0.5 mm-2.5 mm | Gruplar arasında | 6855,692        | 1                         | 6855,692           | 28,930       | ,000                |
|               | Gruplar içinde   | 170149,650      | 718                       | 236,977            |              |                     |

**Tablo 4.5: Tanımlayıcı İstatistik (Kullanılan Işık Cihazlarına Göre)**

|               |     | N   | Ortalama | Standart Sapma | Standart Hata | % 95 Güven aralığı için ortalama |           | Alt Deger | Üst Deger |
|---------------|-----|-----|----------|----------------|---------------|----------------------------------|-----------|-----------|-----------|
|               |     |     |          |                |               | Alt Sınır                        | Üst Sınır |           |           |
| 0.5 mm-1 mm   | QTH | 360 | 99,8003  | 14,48255       | ,76330        | 98,2992                          | 101,3014  | 12,21     | 187,38    |
|               | LED | 360 | 102,6846 | 14,69584       | ,77454        | 101,1614                         | 104,2078  | 69,65     | 169,45    |
| 0.5 mm-1.5 mm | QTH | 360 | 97,8174  | 13,90598       | ,73291        | 96,3760                          | 99,2587   | 65,04     | 190,21    |
|               | LED | 360 | 100,4237 | 14,50889       | ,76469        | 98,9199                          | 101,9275  | 54,97     | 145,50    |
| 0.5 mm-2 mm   | QTH | 360 | 92,6428  | 13,83381       | ,72911        | 91,2090                          | 94,0767   | 58,11     | 151,41    |
|               | LED | 360 | 95,5841  | 15,83278       | ,83446        | 93,9431                          | 97,2252   | 43,73     | 155,65    |
| 0.5 mm-2.5 mm | QTH | 360 | 86,1532  | 13,55778       | ,71456        | 84,7479                          | 87,5584   | 52,03     | 162,34    |
|               | LED | 360 | 87,4637  | 17,56065       | ,92553        | 85,6436                          | 89,2839   | 28,74     | 138,27    |

**Tablo 4.6: ANOVA (Kullanılan Işık Cihazlarına Göre)**

|               |                  | Kareler Toplamı | Serbestlik Derecesi (SD) | Kareler Ortalaması | F Test Değeri | Anlamlılık Derecesi |
|---------------|------------------|-----------------|--------------------------|--------------------|---------------|---------------------|
| 0.5 mm-1 mm   | Gruplar arasında | 1497,408        | 1                        | 1497,408           | 7,035         | ,008                |
|               | Gruplar içinde   | 152830,645      | 718                      | 212,856            |               |                     |
| 0.5 mm-1.5 mm | Gruplar arasında | 1222,726        | 1                        | 1222,726           | 6,055         | ,014                |
|               | Gruplar içinde   | 144994,432      | 718                      | 201,942            |               |                     |
| 0.5 mm-2 mm   | Gruplar arasında | 1557,203        | 1                        | 1557,203           | 7,045         | ,008                |
|               | Gruplar içinde   | 158696,455      | 718                      | 221,026            |               |                     |
| 0.5 mm-2.5 mm | Gruplar arasında | 309,173         | 1                        | 309,173            | 1,256         | ,263                |
|               | Gruplar içinde   | 176696,169      | 718                      | 246,095            |               |                     |

**Tablo 4.7: Tanımlayıcı İstatistik (Işık Uygulama Süresine Göre)**

|               |       | N   | Ortalama | Standart Sapma | Standart Hata | % 95 Güven aralığı için ortalama |           | Alt Deger | Üst Deger |
|---------------|-------|-----|----------|----------------|---------------|----------------------------------|-----------|-----------|-----------|
|               |       |     |          |                |               | Alt Sınır                        | Üst Sınır |           |           |
| 0.5 mm-1 mm   | 20 sn | 360 | 100,9073 | 15,75316       | ,83026        | 99,2745                          | 102,5401  | 12,21     | 169,45    |
|               | 40 sn | 360 | 101,5775 | 13,47204       | ,71004        | 100,1812                         | 102,9739  | 70,85     | 187,38    |
| 0.5 mm-1.5 mm | 20 sn | 360 | 97,0638  | 14,31737       | ,75459        | 95,5799                          | 98,5478   | 54,97     | 165,90    |
|               | 40 sn | 360 | 101,1772 | 13,92191       | ,73375        | 99,7342                          | 102,6202  | 65,04     | 190,21    |
| 0.5 mm-2 mm   | 20 sn | 360 | 91,4207  | 15,04181       | ,79277        | 89,8616                          | 92,9797   | 43,73     | 151,32    |
|               | 40 sn | 360 | 96,8063  | 14,33842       | ,75570        | 95,3201                          | 98,2924   | 62,00     | 155,65    |
| 0.5 mm-2.5 mm | 20 sn | 360 | 82,0453  | 16,28432       | ,85826        | 80,3575                          | 83,7332   | 28,74     | 123,80    |
|               | 40 sn | 360 | 91,5716  | 13,50448       | ,71175        | 90,1719                          | 92,9713   | 54,78     | 162,34    |

**Tablo 4.8: Anova (Işık Uygulama Süresine Göre)**

|               |                  | Kareler Toplamı | Serbestlik Derecesi (SD) | Kareler Ortalaması | F Test Değeri | Anlamlılık Derecesi |
|---------------|------------------|-----------------|--------------------------|--------------------|---------------|---------------------|
| 0.5 mm-1 mm   | Gruplar arasında | 80,853          | 1                        | 80,853             | ,376          | ,540                |
|               | Gruplar içinde   | 154247,200      | 718                      | 214,829            |               |                     |
| 0.5 mm-1.5 mm | Gruplar arasında | 3045,578        | 1                        | 3045,578           | 15,273        | ,000                |
|               | Gruplar içinde   | 143171,580      | 718                      | 199,403            |               |                     |
| 0.5 mm-2 mm   | Gruplar arasında | 5220,856        | 1                        | 5220,856           | 24,179        | ,000                |
|               | Gruplar içinde   | 155032,802      | 718                      | 215,923            |               |                     |
| 0.5 mm-2.5 mm | Gruplar arasında | 16334,943       | 1                        | 16334,943          | 72,997        | ,000                |
|               | Gruplar içinde   | 160670,399      | 718                      | 223,775            |               |                     |

**Tablo 4.9: Tanımlayıcı İstatistik (Işık Cihazının Örnek Yüzeyine Uzaklığına Göre)**

|               |        | N   | Ortalama | Standart Sapma | Standart Hata | % 95 Güven aralığı için ortalama |           | Alt Deger | Üst Deger |
|---------------|--------|-----|----------|----------------|---------------|----------------------------------|-----------|-----------|-----------|
|               |        |     |          |                |               | Alt Sınır                        | Üst Sınır |           |           |
| 0.5 mm-1 mm   | 0 cm   | 240 | 102,4307 | 14,61200       | ,94320        | 100,5727                         | 104,2888  | 69,65     | 167,70    |
|               | 0.5 cm | 240 | 101,5603 | 14,29798       | ,92293        | 99,7422                          | 103,3784  | 68,45     | 187,38    |
|               | 1 cm   | 240 | 99,7363  | 14,96609       | ,96606        | 97,8332                          | 101,6394  | 12,21     | 169,45    |
| 0.5 mm-1.5 mm | 0 cm   | 240 | 100,8970 | 14,00344       | ,90392        | 99,1164                          | 102,6777  | 65,04     | 152,19    |
|               | 0.5 cm | 240 | 100,8224 | 14,20268       | ,91678        | 99,0164                          | 102,6284  | 61,17     | 190,21    |
|               | 1 cm   | 240 | 95,6422  | 13,99099       | ,90311        | 93,8631                          | 97,4213   | 54,97     | 165,90    |
| 0.5 mm-2 mm   | 0 cm   | 240 | 98,7134  | 14,93463       | ,96403        | 96,8143                          | 100,6125  | 60,29     | 155,65    |
|               | 0.5 cm | 240 | 97,0496  | 13,51967       | ,87269        | 95,3305                          | 98,7688   | 58,11     | 151,41    |
|               | 1 cm   | 240 | 86,5774  | 13,33257       | ,86061        | 84,8820                          | 88,2728   | 43,73     | 127,54    |
| 0.5 mm-2.5 mm | 0 cm   | 240 | 91,8222  | 13,20306       | ,85225        | 90,1434                          | 93,5011   | 55,21     | 138,27    |
|               | 0.5 cm | 240 | 90,7214  | 13,79095       | ,89020        | 88,9678                          | 92,4751   | 52,03     | 162,34    |
|               | 1 cm   | 240 | 77,8816  | 15,98301       | 1,03170       | 75,8493                          | 79,9140   | 28,74     | 115,03    |

**Tablo 4.10: ANOVA (Işık Cihazının Örnek Yüzeyine Uzaklığına Göre)**

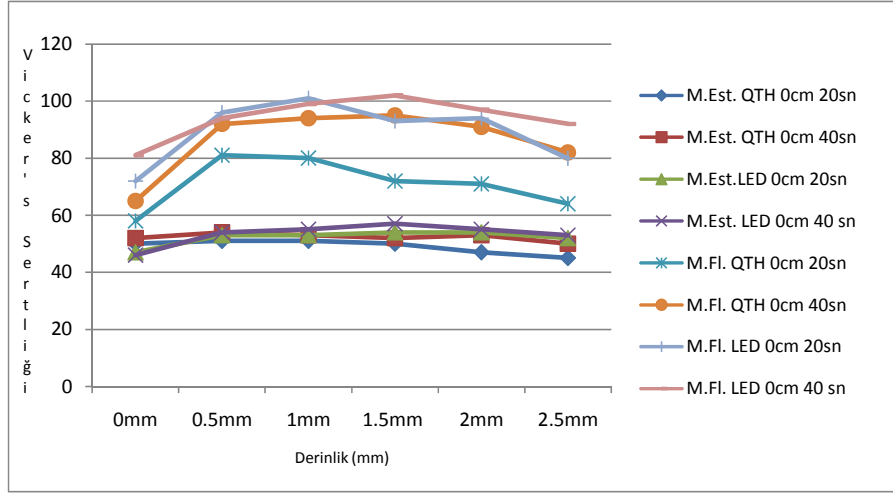
|               |                  | Kareler Toplamı | Serbestlik Derecesi (SD) | Kareler Ortalaması | F Test Değeri | Anlamlılık Derecesi |
|---------------|------------------|-----------------|--------------------------|--------------------|---------------|---------------------|
| 0.5 mm-1 mm   | Gruplar arasında | 907,585         | 2                        | 453,793            | 2,121         | ,121                |
|               | Gruplar içinde   | 153420,468      | 717                      | 213,976            |               |                     |
| 0.5 mm-1.5 mm | Gruplar arasında | 4356,243        | 2                        | 2178,121           | 11,009        | ,000                |
|               | Gruplar içinde   | 141860,915      | 717                      | 197,853            |               |                     |
| 0.5 mm-2 mm   | Gruplar arasında | 20777,509       | 2                        | 10388,755          | 53,405        | ,000                |
|               | Gruplar içinde   | 139476,149      | 717                      | 194,527            |               |                     |
| 0.5 mm-2.5 mm | Gruplar arasında | 28832,998       | 2                        | 14416,499          | 69,761        | ,000                |
|               | Gruplar içinde   | 148172,344      | 717                      | 206,656            |               |                     |

**Tablo 4.11: Çoklu Karşılaştırma (Işık Cihazının Örnek Yüzeyine Uzaklığına Göre) Tamhane**

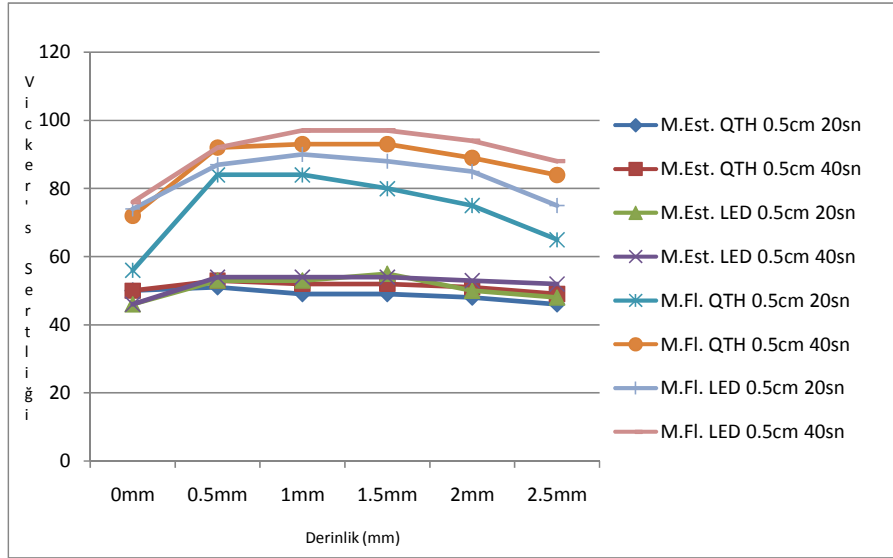
| Bağıl Değişken | (I) Mesafe | (J) Mesafe | Ortalama Fark (I-J) | Standart Hata | Anlamlılık Derecesi | % 95 Güven Aralığı |           |
|----------------|------------|------------|---------------------|---------------|---------------------|--------------------|-----------|
|                |            |            |                     |               |                     | Alt Sınır          | Üst Sınır |
| 0.5 mm-1 mm    | 0 cm       | 0.5 cm     | ,87041              | 1,31963       | ,882                | -2,2916            | 4,0324    |
|                |            | 1 cm       | 2,69445             | 1,35015       | ,133                | -,5407             | 5,9296    |
|                | 0.5 cm     | 0 cm       | -,87041             | 1,31963       | ,882                | -4,0324            | 2,2916    |
|                |            | 1 cm       | 1,82404             | 1,33606       | ,434                | -1,3774            | 5,0255    |
|                | 1 cm       | 0 cm       | -2,69445            | 1,35015       | ,133                | -5,9296            | ,5407     |
|                |            | 0.5 cm     | -1,82404            | 1,33606       | ,434                | -5,0255            | 1,3774    |
| 0.5 mm-1.5 mm  | 0 cm       | 0.5 cm     | ,07464              | 1,28746       | 1,000               | -3,0103            | 3,1596    |
|                |            | 1 cm       | 5,25482(*)          | 1,27777       | ,000                | 2,1931             | 8,3165    |
|                | 0.5 cm     | 0 cm       | -,07464             | 1,28746       | 1,000               | -3,1596            | 3,0103    |
|                |            | 1 cm       | 5,18018(*)          | 1,28690       | ,000                | 2,0966             | 8,2638    |
|                | 1 cm       | 0 cm       | -5,25482(*)         | 1,27777       | ,000                | -8,3165            | -2,1931   |
|                |            | 0.5 cm     | -5,18018(*)         | 1,28690       | ,000                | -8,2638            | -2,0966   |
| 0.5 mm-2 mm    | 0 cm       | 0.5 cm     | 1,66379             | 1,30036       | ,491                | -1,4522            | 4,7797    |
|                |            | 1 cm       | 12,13602(*)         | 1,29229       | ,000                | 9,0394             | 15,2327   |
|                | 0.5 cm     | 0 cm       | -1,66379            | 1,30036       | ,491                | -4,7797            | 1,4522    |
|                |            | 1 cm       | 10,47223(*)         | 1,22566       | ,000                | 7,5354             | 13,4091   |
|                | 1 cm       | 0 cm       | -12,13602(*)        | 1,29229       | ,000                | -15,2327           | -9,0394   |
|                |            | 0.5 cm     | -10,47223(*)        | 1,22566       | ,000                | -13,4091           | -7,5354   |
| 0.5 mm-2.5 mm  | 0 cm       | 0.5 cm     | 1,10080             | 1,23239       | ,753                | -1,8522            | 4,0538    |
|                |            | 1 cm       | 13,94060(*)         | 1,33819       | ,000                | 10,7337            | 17,1475   |
|                | 0.5 cm     | 0 cm       | -1,10080            | 1,23239       | ,753                | -4,0538            | 1,8522    |
|                |            | 1 cm       | 12,83980(*)         | 1,36267       | ,000                | 9,5744             | 16,1052   |
|                | 1 cm       | 0 cm       | -13,94060(*)        | 1,33819       | ,000                | -17,1475           | -10,7337  |
|                |            | 0.5 cm     | -12,83980(*)        | 1,36267       | ,000                | -16,1052           | -9,5744   |

\* Anlamlı Fark

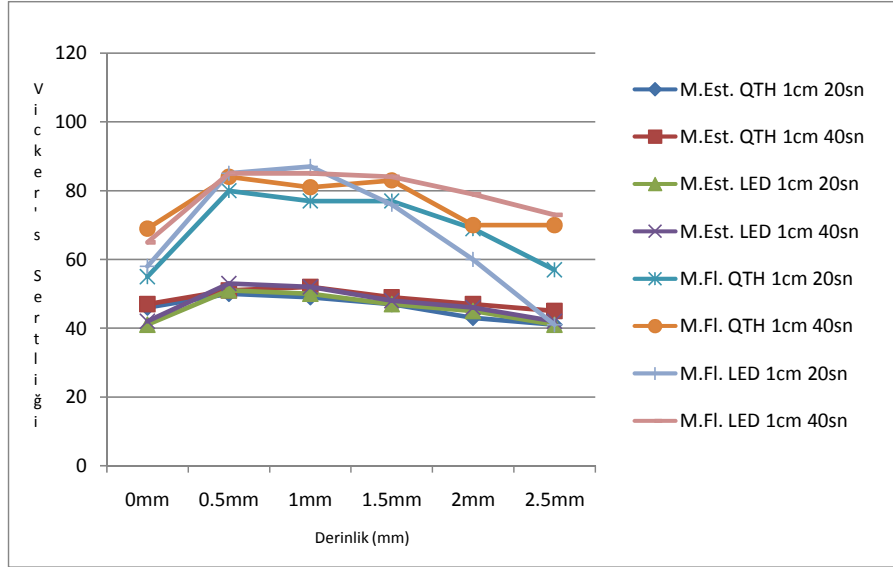




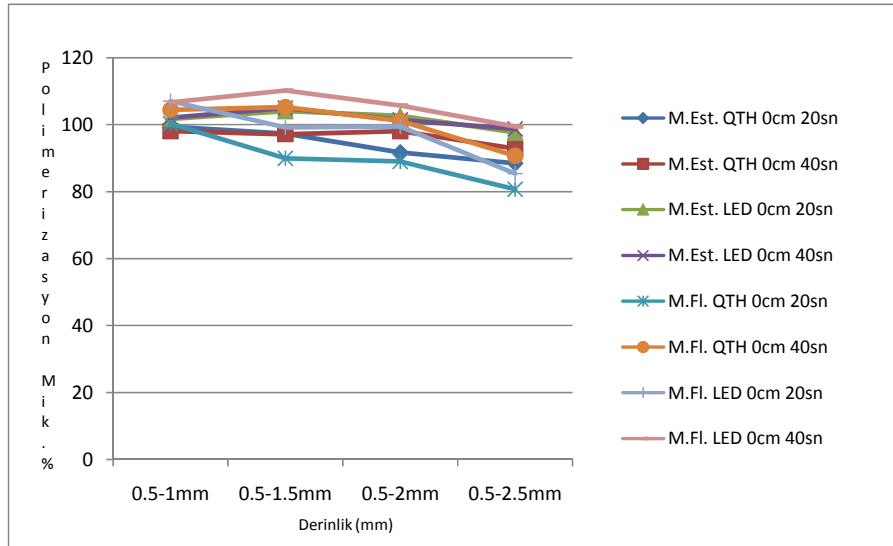
**Grafik 4.1: Işık cihaz uçlarının 0 cm uzaklıktan uygulama derinliğe bağlı Vicker's sertlik değerleri**



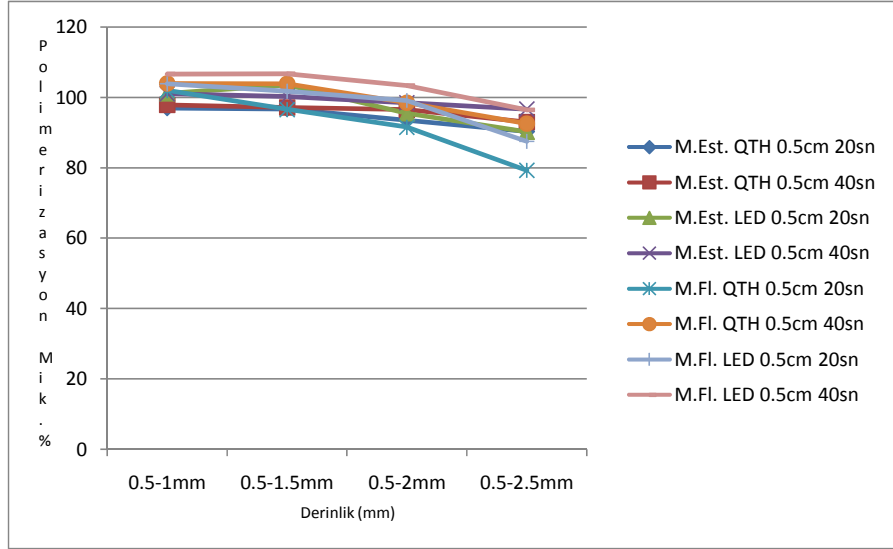
**Grafik 4.2: Işık cihaz uçlarının 0.5 cm uzaklıktan uygulama derinliğe bağlı Vicker's sertlik değerleri**



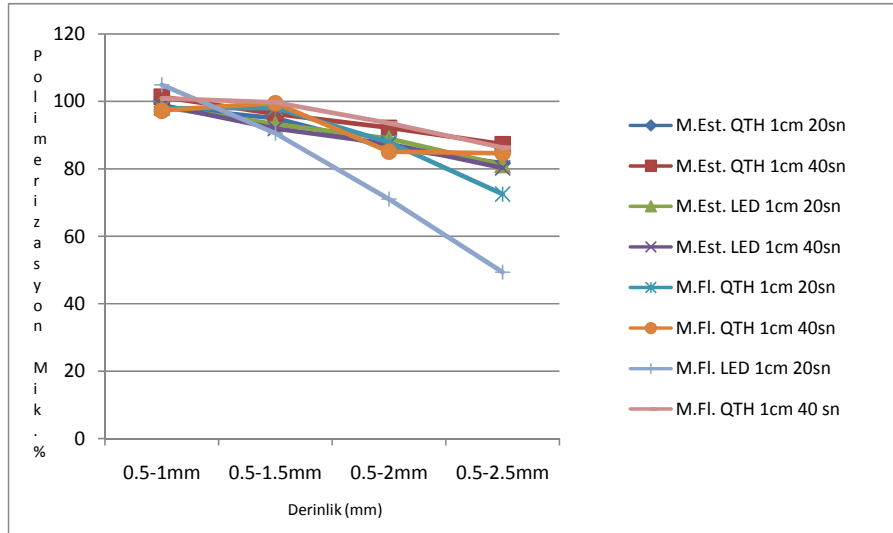
**Grafik 4.3: Işık cihaz uçlarının 1 cm uzaklıktan uygulama derinliğe bağlı Vicker's sertlik değerleri**



**Grafik 4.4: Işık cihaz uçlarının 0 cm uzaklıktan uygulama derinliğe bağlı polimerizasyon miktarının yüzde ifadesi**



**Grafik 4.5: Işık cihaz uçlarının 0.5 cm uzaklıktan uygulama derinliğe bağlı polimerizasyon miktarının yüzde ifadesi**



**Grafik 4.6: Işık cihaz uçlarının 1 cm uzaklıktan uygulama derinliğe bağlı polimerizasyon miktarının yüzde ifadesi**

## 5. TARTIŞMA

Son yıllarda kompozit rezinlerin diş hekimliği pratiğinde kullanımı, hastaların estetik beklentilerinin artmasına ve yeni geliştirilen restoratif materyaller ve bağlayıcı sistemlere bağlı olarak artış göstermiştir. Kompozit rezinlere olan talebin artması nedeni ile üreticiler materyallerin klinik başarılarını arttırmak için geliştirme çalışmalarına devam etmektedirler. Kompozit rezinlerin, klinik başarılarını etkileyen en önemli faktörlerden biri materyallerin yeterli polimerizasyonudur. Kompozit rezinlerin, yetersiz polimerizasyonu, elde edilen restorasyonun fiziksel ve mekanik özelliklerini etkiler ve restorasyonda mikrosızıntı, renklenme, aşınmanın artması, kırılmaya karşı olan direncin azalması, su emiliminin artması, restorasyonun tutunmasının azalması ve bunlara bağlı olarak da restorasyonun kaybı ve pulpal reaksiyonlar görülebilir<sup>4,70</sup>. Materyalin yetersiz polimerizasyonu sonucu, yapı içerisinde reaksiyona girmeden kalan artık monomerler, dentin tübüllerinden geçerek pulpada geri dönüşümsüz hasarlara neden olabilirler<sup>5</sup>.

Kompozit rezinin polimerizasyon kalitesi, materyalin doldurucu içeriği ve kullanılan ışık cihazının özelliklerinden etkilenir<sup>71</sup>. Kompozit rezinlerin fiziksel özellikleri, rezin matriksin monomer değişim derecesine bağlıdır. Kompozit rezinlerin, fiziksel özelliklerinin artırılması ve sitotoksitelerinin azaltılmasında monomer değişim derecesinin yükseltilmesi oldukça önemlidir<sup>72</sup>. İdeal monomer değişim derecesi için kompozit rezinin hangi kalınlıkta uygulanması gerektiği önemlidir<sup>73</sup>. Üretici firmalar, genellikle ürettikleri kompozit rezinlerin ideal polimerizasyonları için ışık uygulanan restoratif materyalin kalınlığının 2 mm olması gerektiğini belirtmektedirler. Bu çalışmada, kompozit rezinler açılan kavitelere, tek kütle tekniği kullanılarak 3 mm kalınlığında yerleştirilerek, kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılan ışık cihazının, ışık uygulama süresinin ve ışık cihazının materyal

yüzeyine olan uzaklığının, materyalin uygulama kalınlığına olan etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Kompozit rezinlerin, polimerizasyon derinliğini etkileyen önemli faktörlerden biri, kullanılan ışık cihazının türüdür<sup>71</sup>. QTH ışık cihazları, halojen gaz içeren quartz ampülün içindeki tungsten telin ısıtılması ile çalışır. Ampülün çıkış gücü voltajın kontrolü ile sağlanır. Eski ışık cihazları voltaj farklılıkları gösterebilmektedir. Bu durum, polimerizasyon kapasitelerini etkileyen önemli bir faktördür. Geleneksel halojen ampül 80 ile 100 saat arasında çalışma ömrüne başka bir deyişle, ortalama 2.5 yıl klinik kullanım süresine sahiptir<sup>6</sup>. Halojen ışık cihazlarının, polimerizasyon kapasitelerinin halojen ampülün kalitesi ile bağlantılı olması, buna bağlı olarak kullanım ömürlerinin sınırlı olması, elde edilen ışığın filtre edilmesi gereksinimi ve ısı oluşturmaları gibi dezavantajlarının önüne geçilmesi için, LED ışık cihazları geliştirilmiştir. Günümüzde kullanılan ışık ile polimerizasyon cihazları daha önce kullanılan cihazlara oranla hekime pek çok avantajlar sağlamaktadır. Yeni geliştirilen cihazlar ile polimerizasyon değerleri arttırılmış olmasına rağmen halen bu değerler ideal seviyeye ulaşamamıştır. Işık ile sertleşen kompozit rezinlerin fiziksel ve biyolojik özelliklerinin arttırılması, çalışma ve aktivasyon zamanının kısaltılması amacı ile pek çok farklı ışık ile polimerizasyon cihazı geliştirilmiştir. Günümüzde halojen, plazma ark, LED ve argon ion lazer gibi pek çok ışık ile polimerizasyon cihazı diş hekimlerinin kullanımına sunulmuştur<sup>74</sup>. Plazma ark ışık cihazları, kompozit rezinleri, diğer ışık cihazlarından çok daha kısa sürede polimerize etmek amacı ile geliştirilmişlerdir. Fakat, bu hızlı polimerizasyon pulpa bağ dokusunda QTH ve LED ışık cihazları ile karşılaştırıldığında çok daha yüksek ısı artışına ve buna bağlı olarak da doku hasarına neden olmaktadır<sup>46</sup>. Yüksek ısı oluşumu, aynı zamanda lambanın bozulmasına ve buna bağlı olarak da zamanla ışık çıkış gücünde azalmaya neden olabilmektedir. Laser ışık ile polimerizasyon

cihazlarının ise oldukça büyük güç ve soğutma ünitelerinin yanında kullanım esnasında da özel korunma ekipmanları gerektirmeleri nedeni ile kullanımları pratik değildir<sup>75</sup>. Plazma ark ve lazer ışık ile polimerizasyon cihazlarının bu dezavantajları nedeni ile, kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanımları oldukça sınırlıdır. Günümüz diş hekimliği klinik pratiğinde, yoğun olarak kullanılan ışık ile polimerizasyon cihazları QTH ve LED ışık cihazlarıdır. Bu nedenle, çalışmada test örneklerinin polimerizasyonunda QTH ve LED ışık cihazları tercih edildi ve kompozit rezinlerin monomer değişim derecelerine etkileri değerlendirildi.

Kompozit rezinlerin monomer değişim dereceleri, FTIR ve Raman Spectroscopy gibi tekniklerle ölçülebilir. Fakat, bu teknikler pahalı ve uzun zaman gerektiren tekniklerdir<sup>73</sup>. Uhl ve arkadaşları<sup>15</sup>, Poskus ve arkadaşları<sup>16</sup>, mikrosertlik testlerinin kompozitlerin monomer değişim derecesini gösteren, uygulaması kolay yöntemlerden olduğunu bildirmiştir. Mikrosertlik ölçümü, farklı araştırmacılar tarafından kompozit rezinlerin monomer değişim derecelerinin değerlendirilmesinde yeterli bir kriter olarak gösterilmiştir<sup>76,77</sup>. Rueggeberg ve Craig<sup>57</sup> bir kompozit rezinin fiziksel özelliklerinin monomer değişim derecesi ile ilişkili olduğunu ve sertlik ölçümünün monomer değişim derecesinin değerlendirilmesinde etkili bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada, test örneklerinin monomer değişim derecelerinin değerlendirilmesinde güvenilir bir yöntem olan, Vicker's sertlik ölçümü yöntemi kullanıldı.

Yapılan iki çalışmada, farklı renklerde kompozit rezinlerin ışık geçirgenlikleri farklılık gösterebileceğinden monomer değişim derecelerinin de farklılık gösterebileceği belirtilmiştir<sup>78,79</sup>. Bayne ve arkadaşları<sup>80</sup>, yaptıkları çalışmada kompozit rezinlerin ışık ile polimerizasyonunda renklendiricilerin etkilerini en aza indirmek için kullandıkları materyalleri A2 renk tonunda

seçmişleridir. Aynı nedenle, çalışmamızda, her iki kompozit rezin de, aynı renk tonu (A2) tercih edildi.

Uhl ve arkadaşları<sup>81</sup>, kompozit rezinlerin yapılarında 410 nm dalga boyunun altında ışığa duyarlı farklı reaksiyon başlatıcılar içerdiklerinde LED ışık cihazları ile polimerize edilen örneklerin QTH ışık cihazları ile polimerize edilenlere oranla daha düşük sertlik değerleri gösterdiklerini belirtmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan, her iki kompozit rezin, reaksiyon başlatıcı kamforokinon içermektedir, buna göre QTH ve LED ışık cihazlarının etkinlikleri değerlendirildi.

Araştırmacılar, kompozit rezinler ısı uygulamasına maruz kaldıklarında polimerik ağdaki hareketin artacağını, buna bağlı olarak da serbest monomerler ve polimer zincirindeki açık uçlu radikal alanların karşı karşıya gelebileceklerini ve polimerizasyonun devam edeceğini belirtmişlerdir<sup>82,83</sup>. Hasler ve arkadaşları<sup>84</sup>, halojen ve LED ışık cihazlarının polimerizasyon etkinliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında, çekilmiş insan büyük azı dişleri kullanmış ve hazırladıkları örnekleri 7 gün süre ile 36.5 °C de saklamış ve mikrosertlik ölçümlerini 7. günün sonunda yapmışlardır. Bu çalışmada da, ağız ortamını taklit etmesi amacı ile kompozit rezin restorasyonlar çekilmiş insan 3. büyük azı dişlerinde uygulandı ve örneklerin mikrosertlik ölçümleri 36.5°C de 7 gün bekletildikten sonra gerçekleştirildi. Teflon kalıpların ışığı soğurma özellikleri doğal dişlerden farklıdır. Bu da kompozit rezine uygulanan ışığın farklı yoğunluklarda ulaşmasına neden olur. Çalışmamızda çekilmiş insan dişleri kullanılarak ağız ortamı taklit edildi ve teflon kalıpların ışığı soğurma özelliklerinin test sonuçlarına olumsuz etkisi önlemlendi.

Işık cihazlarının polimerizasyon etkinliklerinin değerlendirilmesinde, ışık cihazına en yakın olan üst yüzey ile daha alt tabakaların mikrosertlik değerlerinin oranlanması ve bu oranın % 80'in altına düştüğünde ışık cihazının polimerizasyon etkinliğinin yetersiz kabul edilmesi gerektiği bildirilmiştir<sup>85,86</sup>. Bu çalışmada, monomer değişim derecelerine olan etkinin değerlendirilmesi amacı ile bu oranlama yöntemi kullanıldı. En üst tabaka 0.5 mm derinliğinde kabul edildi ve oranlama bu değerlere göre yapıldı. Çalışmada, hazırlanan örnekler herhangi bir bitirme işlemi uygulanmadı. Unterbrink ve Muessner<sup>87</sup>'in çalışmasında, klinikte en üst tabaka olan oksijen inhibisyon tabakası, polisaj işlemleri ile uzaklaştırılmaktadır. Bu nedenle, 0.5 mm derinlikten elde edilen değerler esas alınmıştır.

Yüksek monomer değişim derecesi, ışık cihazının özellikleri ve kompozit rezinin ile ışık cihazı ucu arasındaki mesafe ile ilişkilidir. Klinik pratiğinde kompozit rezin yüzeyi ile ışık cihazı ucu arasındaki mesafe ancak materyalin uygulanan en üst tabakasında minimum mesafede olabilmektedir. Kavite derinleştikçe ışık uygulama ucu ile rezin materyal yüzeyi arasındaki mesafe artmaktadır<sup>74</sup>. Bu mesafenin artmasına bağlı, ışık cihazının ışık uygulama ucunda elde edilen enerji miktarı ile kompozit rezin yüzeyine ulaşan ışığın enerji miktarı farklılık göstermektedir<sup>88-90</sup>. Işık cihazının ışık çıkış güçleri, radyometre yardımı ile ölçülmüş ve ışık ucu radyometreye temas ettiğinde elde edilen değer, mesafe 6 mm'ye çıkarıldığında % 50 oranında azaldığını belirtilmiştir<sup>90</sup>. Çalışmada, klinik uygulamaların taklit edilmesi ve kavite derinliklerindeki kompozit rezinin monomer değişim dereceleri hakkında fikir sahibi olunabilmesi amacı ile, ışık cihazları, materyal yüzeyine 0 cm, 0.5 cm ve 1 cm olarak üç farklı mesafeden uygulandı.



Kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliğini, monomer değişim miktarını etkileyen önemli unsurların başında doldurucu partiküllerin tipi, büyüklüğü, ışığı yansıtma özellikleri, monomer kompozisyonu, aktivator, inhibitör konsantrasyonu ve organik matriks yapının özellikleri gelmektedir<sup>91,92</sup>.

Chung ve Greener<sup>93</sup> yaptıkları çalışmada, kompozit rezinin doldurucu partikül yükü ile mikro sertlik derecesi arasında pozitif bir ilişki bulmuşlardır. Barron ve arkadaşları<sup>94</sup> ise, monomer değişim derecesi ile bir kompozitin inorganik doldurucu partikül yüzdesi arasında ters orantı olduğunu belirtmişler, sebebini kompozitin alt tabaklarına iletilen ışık miktarının azalması ile açıklamışlardır.

Peris ve arkadaşları<sup>49</sup> yaptıkları çalışmalarında, bir mikrohibrit ve bir mikrodoldurucu kompozit rezini test etmişler, kullanılan tüm ışık cihazlarında hem alt hem de üst yüzeyden yapılan ölçümlerde, mikrohibrit kompozit rezinin en yüksek KHN sertlik değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir. Pek çok araştırmacı mikrosertlik değerlerindeki bu farkı mikrohibrit rezin kompozitin doldurucu partiküllerinin boyutlarına, içeriklerine ve oranlarındaki farka bağlamışlardır<sup>95-97</sup>. Mikrohibrit kompozit rezin, mikrodoldurucu kompozit rezin ile karşılaştırıldığında yapı içerisinde daha yüksek oranda doldurucu içermektedir. Bu çalışmada da doldurucu oranı daha fazla olan akışkan kompozit rezinin mikrosertlik değeri, doldurucu oranı (yüzde) mikro doldurucu hibrit kompozit rezinden yüksek tespit edildi.

Araştırmacılar mikrodoldurucu hibrit kompozit rezinlerin polimerizasyonlarının daha güç olduğunu belirtmişler ve bunun nedenini, bu tip kompozit rezinlerin yapısında bulunan küçük partikül boyutuna sahip doldurucuların, uygulanan ışığın saçılmasına ve buna bağlı olarak da

polimerizasyon etkinliğinin düşmesine bağlamışlardır<sup>88,98,99</sup>. Bu çalışmadan, elde edilen bazı sonuçlar ise, bu bilgiler ile çelişmektedir. Bu çalışmada kullanılan akışkan kompozit rezinin monomer değişim derecesindeki kaybı mikrodolduruculu hibrit kompozit rezin ile karşılaştırıldı. 0.5 mm derinlikte elde edilen monomer değişim derecesinin 1 mm ve 1.5 mm derinlikte elde edilen monomer değişim derecesi ile karşılaştırdığımızda akışkan kompozit rezinin mikrodolduruculu hibrit kompozit rezinden daha yüksek değerler verdiği, 2 mm derinlikle karşılaştırıldığında anlamlı bir fark olmadığı, fakat 2.5 mm derinlikte ise mikrodolduruculu hibrit kompozitin daha yüksek değerler gösterdiği bulundu. Çalışmamızda, kullanılan akışkan kompozit rezinin, doldurucu içeriği kullanılan mikro dolduruculu hibrit kompozitten daha yüksektir. 2.5 mm derinlikte elde edilen değerlerin, daha önceki çalışmaların<sup>88,98,99</sup> aksine mikrodolduruculu hibrit kompozittten daha düşük çıkması, bu doldurucu farklılığı ile açıklanabilir. Araştırmacıların, mikrodolduruculu hibrit kompozitler için ifade ettikleri, doldurucu içeriğinin fazla olmasına bağlı, ışık geçirgenliğinin azalması çalışmamızda kullanılan akışkan kompozit rezin için geçerlidir. 2 mm ye kadar olan derinliklerde, akışkan kompozit rezinin monomer değişim derecesi daha yüksek bulundu. Bu ise daha önce yapılan araştırmalarda da belirtildiği gibi 2 mm kalınlığında bir kompozit rezinin ideal polimerizasyonu için gerekli ışık çıkış gücünün minimum 300-400 mW/cm<sup>2</sup> olması<sup>100-102</sup> ve çalışmamızda kullanılan her iki QTH veLED ışık cihazının, ışık çıkış gücünün yaklaşık 800 mW/cm<sup>2</sup> olması ile açıklanabilir. Buna göre, 2 mm derinliğe kadar, monomer değişim derecesinde kaybın olmaması doğaldır. Akışkan kompozit rezinin, daha yüksek değerler göstermesinin nedeni ise, daha yüksek doldurucu içeriği ve 2 mm ye kadar ışık cihazlarının yeterli ışık çıkış gücüne sahip olmaları ve dolduruculara bağlı ışık saçılması dezavantajının önlenmesi ile açıklanabilir.

Nomoto ve arkadaşları<sup>8</sup>, LED ışık cihazlarının, QTH ışık cihazlarına benzer sertlik değerleri elde edilebilmesi için, daha uzun süre uygulanmaları gerektiğini belirtmişlerdir. Antonson ve arkadaşları<sup>75</sup> 2008 yılında yaptıkları çalışmada 10 adet yeni nesil LED ışık cihazını geleneksel halojen ışık cihazı ile polimerizasyon derinliğine etkileri yönünden kazıma testi ile karşılaştırmışlar. En yüksek polimerizasyon derinliği değerlerine LED ışık cihazı ile ulaşmışlardır. Halvorson ve arkadaşları<sup>48</sup> yaptıkları çalışmada, LED ışık cihazlarının halojen ışık cihazları ile karşılaştırdığında, daha yüksek polimerizasyon derinliği değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir. Park ve arkadaşları<sup>103</sup>, Elipar Freelight 2 (II. nesil), Ultralume LED 2 (II. nesil), Elipar Freelight (I. nesil) ve X (Experimental Product) (I. nesil) LED ışık cihazlarını, 60 sn süre ile uygulamışlar ve test edilen bütün LED sistemlerinin, 2 mm kalınlığa kadar, kompozit rezinlerin polimerizasyonunda yeterli monomer değişim derecesi gösterdiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan LED ışık cihazının QTH ile karşılaştırıldığında, kompozit rezinlerin, monomer değişim derecelerini yüksek oranda arttırdığı tespit edildi.

Rahiotis ve arkadaşlarının<sup>71</sup>, 2004 yılında yaptıkları çalışmanın sonuçları, çalışmamızın bulguları ile farklılık göstermektedir. Araştırmacılar, çalışmalarında LED, QTH ve plazma ark ışık cihazlarını, monomer değişim derecelerine etkileri yönünden değerlendirmişler ve QTH ışık cihazı ile polimerize edilen örneklerin monomer değişim derecelerinin LED ışık cihazı kullanılan örneklerden daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Fakat araştırmacıların çalışmalarında kullandıkları LED ışık cihazı, I. nesil LED ışık cihazıdır. Nomoto ve arkadaşları<sup>8</sup> 2004, Dunn ve arkadaşları<sup>104</sup> 2002 yıllarında, yaptıkları çalışmalarda, I. nesil LED ışık cihazlarının, yeterli ışık çıkış gücüne sahip olmadıklarını belirtilmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan LED ışık cihazı ise, I. nesil LED ışık cihazlarının bu dezavantajlarının ortadan kaldırılması amacı ile geliştirilen II. nesil LED ışık cihazıdır. Çalışmamızda

LED ışık cihazı ile daha yüksek monomer değişim derecesinin elde edilmesi bu şekilde açıklanabilir.

Deliktaş ve Ulusoy<sup>105</sup>, 2006 yılında yaptıkları çalışmalarında, QTH ve LED ışık cihazlarının, kompozit rezinlerin yüzey sertliğine etkilerini değerlendirmişler ve QTH ışık cihazı ile polimerize edilen örneklerin yüzey sertliklerinin daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir. Araştırmacılar, LED ışık cihazını 10 sn, QTH ışık cihazını ise 40 sn sürede kullanmışlardır. Çalışmamızda, her iki ışık cihazı da 20 sn ve 40 sn olmak üzere eşit ışık uygulama sürelerinde kullanıldı. LED ışık cihazı ile daha yüksek sertlik değerleri elde edilmesi ışık uygulama süresinin daha fazla olması ile açıklanabilir.

Üretici firma, kompozit rezinler için, LED ışık cihazları ile polimerizasyon süresini 20 sn olarak belirtmiştir. Lindberg ve arkadaşları<sup>73</sup>, 20 sn ışık uygulaması ile karşılaştırıldığında 40 sn ışık uygulanması ile, daha yüksek monomer değişim derecesi elde ettiklerini belirtmişlerdir. Hashimoto ve arkadaşları<sup>106</sup> da kompozit rezinlerin yeterli monomer değişim dereceleri için gerekli ışık uygulama süresini 40 sn olarak belirtmişlerdir.

Lindberg ve arkadaşları<sup>73</sup> QTH ve LED ışık cihazlarını kullandıkları çalışmalarında, ışık cihazlarını 20 sn uyguladıklarında, polimerizasyon derinliğinin 2.1-3.9 mm arasında olduğunu, ışık uygulama süresi 40 sn ye çıkarıldığında bu derinliğin 3.0-4.7 mm arasına çıktığını gözlemişler ve ışık uygulama zamanının artmasının kullanılan bütün ışık cihazlarında polimerizasyon derinliğinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış sağladığını belirtmişlerdir. Rueggeberg ve arkadaşları<sup>107</sup>, II. nesil LED ışık cihazlarını QTH ışık cihazları ile karşılaştırmışlar. LED ışık cihazları ile 10 sn ışık uygulamasının, uygulandığında kompozit rezin örneklerinin alt ve üst

yüzeylerinde, 40 sn QTH uygulamasına eşit veya daha yüksek oranda polimerize ettiğini göstermişlerdir. Çeşitli araştırmacılar, ışık cihazları ile elde edilen polimerizasyon etkinliklerinin artırılmasında, ışık uygulama süresinin artırılmasının etkili olabileceğini belirtmişlerdir<sup>100,108</sup>. Bu çalışmada kullanılan LED ve QTH ışık cihazları, 40 sn uygulandığında 20 sn uygulamaya oranla sertlik değerlerinde artmaya neden oldu.

LED ışık cihazlarından elde edilen ışığın, % 78-95'inin 450-500 nm dalga boyu aralığında olduğu, buna karşılık geleneksel QTH ışık cihazlarından elde edilen ışığın, yaklaşık % 56'sının bu dalga boyu aralığında olduğunu bildirilmiştir<sup>84</sup>. Sadece bu dalga boyu aralığında ışık kamforokinonu aktif hale geçirebilmektedir.

Çeşitli araştırmacılar LED ışık cihazının halojen ışık cihazına oranla daha düşük ışık yoğunluğuna sahip olmasına rağmen mikrohibrit kompozit rezinlerin polimerizasyonu için yeterli olduklarını, bunun nedeninin ise LED ışık cihazının ışık ile sertleşen kompozit rezinlerin yapısında reaksiyon başlatıcı olarak bulunan kamforokinonun duyarlı olduğu dalga boyu aralığında spesifik ışık açığa çıkarmasına bağlamışlardır<sup>43,47,109</sup>.

Peris ve arkadaşları<sup>49</sup> yaptıkları çalışmalarında LED ışık cihazları ile polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin sertlik değerlerinin halojen ışık cihazları ile polimerize edilenlere oranla daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Çeşitli araştırmacılar pek çok ışık ile sertleşen kompozit rezinlerin reaksiyon başlatıcı olarak kamforokinon kullandıklarını, LED ışık cihazlarının da bu reaksiyon başlatıcının dalga boyu aralığı olan 470 nm dalga boyunda spesifik ışık ürettiklerini belirtmişlerdir<sup>15,43,110,111</sup>. Peris ve arkadaşları<sup>49</sup> çalışmalarında kullandıkları LED ışık cihazlarının ışık güçleri 91-130 mW/cm<sup>2</sup> aralığındadır. Kullandıkları ışık cihazlarının ışık güçlerinin düşük

olması onların çalışmalarında LED ile elde edilen sertlik değerlerinin halojen ile elde edilenden daha düşük olmasını açıklamaktadır. Bu çalışmada kullanılan Elipar Freelight II LED ışık cihazı ise yaklaşık  $800 \text{ mW/cm}^2$  ışık çıkış gücüne sahiptir. Bu çalışmada elde edilen sertlik değerlerinin daha yüksek olmasının nedeni bu şekilde açıklanabilir. Yapılan diğer çalışmalarda da LED ışık cihazları ile yeterli polimerizasyonun sağlandığı ve buna bağlı olarak da restorasyonların mekanik özelliklerinin arttığı gösterilmiştir<sup>112,113</sup>.

Çalışmalar, halojen ışık cihazları ile benzer veya daha az ışık çıkış gücüne sahip LED ışık cihazları ile daha yüksek polimerizasyon derinliği elde edildiğini belirtmiştir<sup>47,113,114</sup>. Araştırmacılar bunu LED ışık cihazlarının pek çok kompozit rezinde reaksiyon başlatıcı olarak kullanılan kamforokinonun dalga boyu aralığı ile uyumlu ışık üretmesine bağlamaktadırlar. Çalışmamızda, LED ışık cihazı ile QTH ışık cihazı karşılaştırıldığında LED ışık cihazı ile daha yüksek sertlik değerleri elde edildi. Elde edilen bu veriler, daha önce yapılan çalışmalarda elde edilen sonuçlar ile uyumludur<sup>47,113,114</sup>.

Hashimoto ve arkadaşları<sup>106</sup>, halojen ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin 2 mm 'den daha derin örneklerde yeterli olmadığını belirtmişlerdir. Bu bulgu daha sonra yapılan çalışmalarla da desteklenmiş ve araştırmacılar kompozit rezinlerin 2 mm den daha derin olarak yerleştirilmemelerini tavsiye etmişlerdir<sup>101,115</sup>. Çalışmamızda elde edilen değerler de bu bulguları desteklemektedir. Çalışmada kullanılan akışkan ve hibrit kompozit rezinlerin monomer değişim derecesi oranlarının 2 mm derinliğe kadar yeterli olduğu, fakat 2.5 mm derinliğe inildiğinde bu değerlerde düşüşlerin başladığı gözlemlendi.

Leonard ve arkadaşları<sup>100</sup> 2 mm kalınlığında bir mikrohibrit kompozit rezinin polimerizasyonu için gerekli olan minimum ışık gücünü 300 mW/cm<sup>2</sup> olarak belirtmişlerdir. Rueggeberg ve arkadaşları<sup>101</sup> ile Tate ve arkadaşları<sup>102</sup> ise bu değeri 400 mW/cm<sup>2</sup> olarak bildirmişlerdir. Peris ve arkadaşları<sup>49</sup> halojen ışık cihazlarını kullandıkları örneklerde, 2 mm derinlikte monomer değişim derecesinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gözlenmezken, LED ışık cihazları kullandıkları örneklerde anlamlı bir azalma olduğunu belirtmişlerdir. Bu sonuç, kullandıkları LED ışık cihazlarının ışık çıkış gücü 91-130 mW/cm<sup>2</sup> aralığında iken, halojen ışık cihazlarının ışık gücünün çok daha yüksek (866 mW/cm<sup>2</sup>) olması ile açıklanabilir. Çalışmamızda, hem QTH ışık cihazı ile polimerize edilen örnek, hem de LED ışık cihazı ile polimerize edilen örneklerde, 2 mm derinlikte monomer değişim derecesinde anlamlı düşüş gözlenmedi. Bu sonuç, kullanılan her iki ışık cihazının, ışık çıkış gücünün araştırmacıların belirttiği minimum ışık çıkış gücü olan 300-400 mW/cm<sup>2</sup> nin üzerinde (yaklaşık 800 mW/cm<sup>2</sup>) olması ile açıklanabilir.

Bu çalışmadan elde edilen bulgular ışığında LED ışık cihazlarının, test edilen her iki ışık uygulama süresi ve ışık uygulama ucunun örnek yüzeyine olan her üç uzaklığında da QTH ışık cihazları ile karşılaştırılabilir Vicker's sertlik ve monomer değişim dereceleri gösterdiği söylenebilir. Fakat bu bulgular daha ileri in vitro ve klinik çalışmalar ile desteklenmelidir.

## 6. SONUÇLAR

LED ve halojen ışık cihazlarının 20 sn ve 40 sn'lik iki farklı ışık uygulama süresi ve 0 cm, 0.5 cm ve 1 cm'lik üç farklı ışık uygulama mesafesinden iki farklı kompozit rezinin polimerizasyon derinliklerinin değerlendirildiği bu çalışmanın sonuçlarına göre;

1. Vicker's sertlik değerleri göz önünde bulundurulduğunda Majesty Flow, akışkan kompozit rezin örneklerinin, Majesty Esthetic, hibrit kompozit rezin örneklerine oranla daha yüksek sertlik değerleri gösterdiği,
2. Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda, özellikle 20 sn uygulamalarında LED ışık cihazının QTH ışık cihazına oranla daha yüksek Vicker's sertlik ve monomer değişim derecesi değerleri elde edildiği,
3. Kullanılan ışık cihazları çalışmamızda 20 sn ve 40 sn olarak uygulanmıştır. Her iki ışık cihazında da 40 sn uygulama sonrası elde edilen polimerizasyon derinliklerinde artış gözlemlendiği,
4. Işık cihazının örnek yüzeyine olan uzaklığı arttıkça polimerizasyon derinliği değerleri azalmaktadır. Bu mesafe 0 cm'den 0.5 cm 'ye çıktığında anlamı bir azalma görülmezken ( $p>0.05$ ), 1 cm'ye çıktığında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gözlenmektedir ( $p<0.05$ ). Bu sonuçlara göre ışık cihazlarının ideal kullanım mesafesinin 0-0.5 cm aralığı olması gerektiği,



5. Kompozit rezin örneklerinin Vicker's sertlik değerlerinde, özellikle ışık uygulama ucu ile örnek yüzeyi arasındaki mesafe arttıkça, 2 mm derinlikten itibaren anlamlı düşüşlerin başladığı, bu nedenle de ideal uygulama kalınlığının 2 mm olduğu söylenebilir.

## 7. ÖZET

### **FARKLI IŞIK KAYNAKLARI İLE POLİMERİZE EDİLEN FARKLI KOMPOZİT REZİN RESTORATİF MATERYALLERİN MONOMER DEĞİŞİM DERECELERİNİN MİKROSERTLİK ÖLÇÜMÜ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Bu çalışmanın amacı, iki farklı ışık cihazı ile üç farklı mesafe ve iki farklı ışık uygulama süresi kullanımı ile polimerize edilen iki farklı kompozit rezinin monomer değişim derecelerinin mikrosertlik ölçümü ile değerlendirilmesidir.

Çalışmada 120 adet çekilmiş insan alt 3. büyük azı dişi kullanıldı. 3 mm derinlikte Sınıf I kaviteler açıldı. Kavite duvarlarına kendinden pürüzlendiren bağlayıcı sistem uygulandı. A2 renginde, iki farklı kompozit rezin; tek kütle uygulama tekniği ile kavitelere yerleştirildi. Materyallerin polimerizasyon işlemleri, QTH ve LED ışık cihazları ile gerçekleştirildi. Işık cihazları, 20 sn ve 40 sn, iki farklı sürede ve ışık cihazının ucunun dişlerin tüberkül tepesine olan uzaklığı 0 cm, 0.5 cm ve 1 cm olmak üzere 3 farklı mesafede kullanıldı. Hazırlanan örnekler sert doku kesme cihazı yardımıyla bukko lingual yönde ikiye ayrıldı. Elde edilen örneklerin mikrosertlik ölçümleri, mikrosertlik ölçüm cihazı (HMT-II, Shimadzu, Japonya) kullanılarak 0 mm yüzeyden başlanarak 2.5 mm derinliğe kadar, 6 farklı derinlikte her derinlikte 3 ölçüm yapılarak gerçekleştirildi. Elde edilen değerler istatistiksel analizi yapılmak üzere kaydedildi.

İstatistiksel analiz tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tamhane testleri ile % 95 güven aralığında değerlendirildi.

Bu çalışmanın sonucunda, tüm test gruplarında, hibrit kompozit rezin akıcı kompozit rezinden daha yüksek sertlik değerleri gösterdi. Işık uygulama süresinin 20 sn'den 40 sn'ye arttırılması, yüzey sertlik ve monomer değişim derecesi değerlerinde artma sağladı. Işık ucu ile test rneği yüzeyi arasındaki mesafesinin artması, yüzey sertlik ve monomer değişim derecesi değerlerinde azalmaya neden oldu. LED ışık cihazı, QTH ışık cihazlarına oranla daha yüksek yüzey sertlik değerleri ve monomer değişim derecesi gösterdi.

**Anahtar Kelimeler :** Kompozit rezin, polimerizasyon, ışık cihazı, mikrosertlik, polimerizasyon derinliği

## **8. SUMMARY**

### **EVALUATION OF DEGREE OF CONVERSION OF VARIOUS COMPOSITE RESIN RESTORATIVE MATERIALS POLYMERIZED BY VARIOUS LIGHT SOURCES USING MICROHARDNESS MEASUREMENT**

The purpose of this study was to evaluate degree of conversion of two different composite resin restorative materials polymerized by using two different light curing units with three different distance and two different light application durations.

In this study, 120 extracted human lower third molar teeth were used. Standard class I cavities were prepared and self-etching bonding system was applied to cavities. Two different composite resin restorative materials with A2 color were placed to cavities by bulk technique. Restorative materials were polymerized by using two different light curing units. Light curing units were used on two different irradiation time such as 20 sec and 40 sec with three different distances, 0 cm, 0.5 cm and 1 cm. After restorations, the teeth were divided into two parts by using hard tissue cutting device. Micro hardness measurements were conducted by using micro hardness device (HMV-II, Shimadzu, Japan).

Statistical analyses of obtained data were evaluated by ANOVA and Tamhane tests.

Following results were observed: for all tested groups, flowable composite showed higher microhardness values then hybrid composite resin. Increase of light use period for light curing units used on the polymerization of composite resin restorative materials provided an increase for microhardness values and monomer conversion degree of material. The

increase of distance between light curing units and material surface caused a decrease on the surface microhardness values and monomer conversion degree. LED light curing unit indicated higher microhardness values and monomer conversion degree compared with the QTH light curing unit.

**Key Worlds:** Composite resin, polymerization, light curing unit, micro hardness, depth of cure

## 9. KAYNAKLAR

- 1- Bowen RL. Use of epoxy resins in restorative materials. J Dent Res 1956; 35: 360-369
- 2- Bowen RL, Rodriguez MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. J Am Dent Assoc 1962; 64: 379-387
- 3- Dhuru VB. Contemporary Dental Materials. 4 th ed. New Delhi: Oxford University Press; 2005
- 4- Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degree of cure. J Dent Res 1997; 76: 1508-1516
- 5- Hansel C, Leyhausen G, Mai UE, Geurtsen W. Effects of various resin composite (co)monomers and extracts on two caries-associated micro-organisms in vitro. J Dent Res 1998; 77: 60-67
- 6- Roberson TM, Heymann HO, Edward J. Swift JE. Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry. 4 th ed. St. Louise: Mosby; 2001
- 7- Lohbauer U, Rahiotis C, Krämer N, Petschelt A, Eliades G. The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. Dent Mater 2005; 21: 608-615
- 8- Nomoto R, McCabe JF, Hirano S. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. Oper Dent 2004; 29: 287-294
- 9- Soh MS, Yap AUJ, Siow KS. Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED lights. Oper Dent 2003; 28: 371-377
- 10-Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. Oper Dent 2002; 27: 636-638
- 11-Price BTR, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. J Can Dent Assoc 2003; 69: 666-675

- 12-Corciolani G, Vichi A, Davidson CL, Ferrari M. The influence of tip geometry and distance on light-curing efficacy. *Oper Dent* 2008; 33 : 325-331
- 13-Tsai PC, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater* 2004; 20: 364-369
- 14-Cook WD. Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites. *J Dent Res* 1980; 59: 800-808
- 15-Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater* 2004; 20: 80-87
- 16-Poskus LT, Placido E, Cardoso PE. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater* 2004; 20: 726-732
- 17-Anusavice KJ. Phillip's Science of Dental Materials. 11 th ed. St. Louis:Elsevier; 2003
- 18-Peutzfeld A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997; 105: 97-116
- 19-Noort RV. Resin Composites. In: *Introduction to Dental Materials*. 2nd ed. Philadelphia: Mosby; 2002; 96-123
- 20-Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ Jr, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first generation flowable composites. *J Am Dent Assoc* 1998; 129: 567-577
- 21-Van Meerbeek B, Perdigao J, editors. Enamel and dentin adhesion. *Fundamentals of Operative Dentistry A Contemporary Approach*. 2nd ed. Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.; 1996. p.141-186
- 22-Duke ES. Adhesion and its application with restorative materials. *Dent Clin North Am* 1993; 37: 329-340
- 23-Morin D, DeLong R, Douglas WH. Cusp reinforcement by the acid-etch technique. *J Dent Res* 1984; 63: 1075-1078

- 24-Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc* 2000; 131: 20-25
- 25-Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998; 26: 1-20
- 26-Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, et al. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent* 2001; 26: 119-144
- 27-Peumans M, Kanumili P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 2005; 21: 864–881
- 28-De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005; 84: 118-132
- 29-Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003; 28: 215–235
- 30-Nakabayashi N, Pasley D. *Hybridization of Dental Hard Tissues*. 1th ed. Tokyo: Quintessence Publishing Co.; 1998
- 31-Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone based, single bottle primer/adhesives. *Dent Mater* 1996; 12: 236–244
- 32-Swift EJ Jr, Bayne SC. Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. *Am J Dent* 1997; 10: 184–188
- 33-Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Mathews WG, Pashley DH. Nanoleakage: Leakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 1995; 20: 18–25



- 34-Sano H, Yoshiyama M, Ebisu S, Burrow MF, Takatsu S, Ciucchi B, et al. Comparative SEM and TEM observations of nanoleakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 1995; 20: 160–167
- 35-Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary selfetching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 2001; 17: 296-308
- 36-Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater* 2007; 23: 71-80
- 37-Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dental Mater* 2001; 17: 445-455
- 38-Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, et al. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res* 2000; 79: 709-714
- 39-De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, Lambrechts P. Four-year water degradation of a resin-modified glassionomer adhesive bonded to dentin. *Eur J Oral Sci* 2004; 112: 73-83
- 40-Soh MS, Yap AU, Siow KS. The effectiveness of cure of LED and halogen curing units at varying cavity depths. *Oper Dent* 2003; 28: 707-715
- 41-Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Path* 1965; 19: 515-530
- 42-Yazıcı AR, Müftü A, Kugel G, Perry RD. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units. *Oper Dent* 2006; 31: 261-265

- 43-Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure of and compressive strength of dental composites cured with blue emitting diodes(LED's). *Dent Mater* 2000; 16: 41-47
- 44-Teshima W, Nomura Y, Tanaka N, Urabe H, Okazaki M, Nahara Y. ESR study of camphoroquinone/amine photoinitiator systems using blue emitting diodes(LED's). *Biomaterials* 2003; 24: 2097-2103
- 45-Powers JM, Sakaguchi RL. *Craig's Restorative Dental Material*. 12th ed. St. Louis: Mosby Elsevier; 2006. p.207
- 46-Hanning M, Both B. In vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light curing sources. *Dent Mater* 1999; 15: 275-281
- 47-Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J* 1999; 186: 388-391
- 48-Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Polymerization efficiency of curing lamps: A universal energy conversion relationship predictive of conversion of resin-based composite *Oper Dent* 2004; 29: 105-111
- 49-Peris AR, Mitsui FH, Amaral CM, Ambrosano GM, Pimenta LA. The effect of composite type on microhardness when using quartz-tungsten-halogen (QTH) or LED lights. *Oper Dent* 2005; 30: 649-654
- 50-Stansbury JW, Trujillo-Lemon M, LU H, Ding X, Lin Y, Ge J. Conversion of dependent shrinkage stress and strain in dental resins and composites. *Dent Mater* 2005; 21: 56-67
- 51-Dickens SH, Cho BH. Interpretation of bond failure through conversion and residual solvent measurements and Weibull analyses of flexural and microtensile bond strengths of bonding agents. *Dent Mater* 2005; 21: 341-364

- 52-Hussain LA, Dickens SH, Bowen RL. Properties of eight metacrylated beta-cyclodextrin composite formulations. *Dent Mater* 2005; 21: 210-216
- 53-Miyazaki M, Onose H, Uda N, Kazama H. Determination of residual double bonds in resin-dentin interface by Raman Spectroscopy. *Dent Mater* 2003; 19: 245-251
- 54-Ferracane JL, Greener EH. Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins-methods comparison. *J Dent Res* 1984; 63: 1093-1095
- 55-Young AM, Rafeeka SA, Howlett JA. FTIR investigation of monomer polymerisation and polyacid neutralisation kinetics and mechanisms in various aesthetic dental restorative materials. *Biomaterials* 2004; 25: 823-833
- 56-Gerzina TM, Hume WR. Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro. *J Oral Rehabil* 1994; 21: 463-468
- 57-Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light cured composite. *J Dent Res* 1988; 67: 932-937
- 58-Koupi NS, Vercruysse CW, Marks LA, Martens LC, Verbeeck RM. Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dent Mater* 2004; 20: 908-914
- 59-Bala O, Uçtasli MB, Tüz MA. Barcoll hardness of different resin-based composites cured by halogen or light emitting diode (LED) Oper *Dent* 2005; 30: 69-74
- 60-Cohen ME, Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Ragain JC. Statistical estimation of resin composite polymerization sufficiency using microhardness. *Dent Mater* 2004; 20: 158-166

- 61- Yap AUJ. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. Oper Dent 2000; 25: 113-120
- 62- Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. J Dent Res 1990; 69: 1652-1658
- 63- Dietschi D, Marret N, Krejci I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. Dent Mater 2003; 19: 493-500
- 64- Van Noort R. Introduction to dental materials. 2nd ed. London: Mosby Int. Pub. Ltd. p. 96-123
- 65- Mahoney E, Holt A, Swain M, Kilpatrick N. The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultra-micro-indentation study. J Dent 2000; 28: 589-594
- 66- O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2nd ed. Chicago: Quintessence Pub. Co; 1997. p.18-114
- 67- Canay Ş, Hersek N, Tulunoğlu I, Uzun G. Evaluation of colour and hardness changes of soft lining materials in food colorant solutions. J Oral Rehabil 1999; 26: 821-829
- 68- Wassel RW, McCabe JF, Walls AWG. Subsurface deformation associated with hardness measurement of composites. Dent Mater 1992; 8: 28-23
- 69- Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. Dent Mater 2003; 19: 612-619
- 70- Hammesfahr PD, O'Connor MT, Wang X. Light-curing technology: Past, present and future. Compend Contin Educ Dent 2002;23(9 Supplement 1): 18-24

- 71- Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci* 2004; 12: 89-94
- 72- Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS, Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials* 1991; 12: 737-740
- 73- Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JWV. Curing depths of a universal hybrid and a flowable resin composite cured with QTH and LED units. *Acta Odontol Scand* 2004; 62: 97-101
- 74- Rode KM, Kawano Y, Turbino ML. Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization. *Oper Dent* 2007; 32: 571-578
- 75- Antonson SA, Antonson DE, Hardigan PC. Should my new curing light be a LED. *Oper Dent* 2008; 33: 400-407
- 76- DeWald JP, Ferracane JLA. Comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res* 1987; 66: 727-730
- 77- Park SH, Krejci I, Lutz F. Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent* 2002; 27: 30-37
- 78- Newman SM, Murray GA, Yates JL. Visible lights and visible light activated composite resins. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 31-35
- 79- Swartz ML, Phillips RW, Rhodes B. Visible light activated resins: Depth of cure. *J Am Dent Assoc* 1983; 106: 634-637
- 80- Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ Jr. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc* 1994; 125: 687-701
- 81- Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials* 2003; 24: 1787-1795

- 82- Ferrecane JL, Condon JR. Post-cure heat treatment for composites: Properties and fractography. *Dent Mater* 1992; 8: 290-295
- 83- Bagis YH, Rueggeberg FA. Effect of post-cure temperature and heat duration on monomer conversion of photo-activated dental resin composites. *Dent Mater* 1997; 13: 228-232
- 84- Hasler C, Zimmerli B, Lussi A. Curing capability of halogen and LED light curing units in deep class II cavities in extracted human molars. *Oper Dent* 2006; 31: 354-363
- 85- Yap AU, Severante C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Oper Dent* 2001; 26: 460-466
- 86- Yap AU, Soh MS, Siow KS. Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization. *Oper Dent* 2002; 27: 44-49
- 87- Unterbrink GL, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent* 1995; 23: 183-189
- 88- Nomoto R, Uchida K, Hirasawa T. Effect of light intensity on polymerization of light cured composite resins. *Dent Mater J* 1994; 13: 198-205
- 89- Prati C, Chersoni S, Montebugnoli L, Montanari G. Effect of air, dentin and resin based composite thickness on light intensity reduction. *Am J Dent* 1999; 12: 231-234
- 90- Price RB, Dérand T, Sedarous M, Andreou P, Loney RW. Effect of distance on the power density from two light guides. *J Esthet Dent* 2000; 12: 320-327
- 91- Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, Bis-GMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 1998; 14: 51-56
- 92- Fleming GJP, Khan S, Afzal O, Palin WM, Burke FJT. Investigation of polymerisation shrinkage strain, associated cuspal movement and

- microleakage of MOD cavities restored incrementally with resin-based composite using an LED light curing unit. *J Dent* 2007; 35: 97-103
- 93- Chung KH, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil* 1990; 17: 487-494
- 94- Barron DJ, Rueggeberg FA, Schuster GS. A comparison of monomer conversion and inorganic filler content in visible light-cured denture resins. *Dent Mater* 1992; 8: 274-277
- 95- Ruyter IE, Oysæd H. Conversion in different depths of ultraviolet in visible light activated composite materials. *Acta Odontol Scand* 1982; 40: 179-192
- 96- Pilo R, Cardash HS. Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light activated resin composites. *Dent Mater* 1992; 8: 299-304
- 97- Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr, Davis HC. Factors affecting cure at depths within light activated resin composites. *Am J Dent* 1993; 6: 91-95
- 98- Kawaguchi M, Fukushima T, Miyazaki K. The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible light activated resin composites. *J Dent Res* 1994; 73: 516-521
- 99- Leonard DL, Charlton DG, Roberts HR, Hilton TJ, Zionic A. Determination of the minimum irradiance required for adequate polymerization of a hybrid and microfill composite. *Oper Dent* 2001; 26: 176-180
- 100- Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent* 2002; 14: 286-295
- 101- Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent* 1994; 19: 26-32

- 102-Tate WH, Porter KH, Dosch RO. Successful photocuring. Don't restore without it. Oper Dent 1999; 24: 109-114
- 103-Park SH, Kim SS, Cho YS, Lee SY, Noh BD. Comparison of linear polymerization shrinkage and microhardness between QTH-cured& LED-cured composites. Oper Dent 2005; 30: 461-467
- 104-Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light emitting diode and halogen based light curing units. J Am Dent Assoc 2002; 133: 335-341
- 105-Deliktaş D, Ulusoy N. Farklı ışık cihazlarının, hibrit ve nanohibrit kompozit rezinlerin yüzey sertliğine etkisi. AÜ Diş Hek Fak Derg 2006; 1-10
- 106-Hashimoto K, Inai N, Tagami J. Evaluation of the light intensity of high intensity light units. Am J Dent 2006; 19: 143-146
- 107-Rueggeberg FA, Daronch M, de Goes MF. Composite conversion using a variety of light type. J Dent Res 2004; 83(Special Issue A) Abstract #1864
- 108-Kurachi C, Tuboy AM, Magalhães DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of dental composite polymerized with experimental LED-based devices. Dent Mater 2001; 17: 309-315
- 109-Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerization of dental composites: Flexural properties and polymerization potential. Biomaterials 2000; 21: 1379-1385
- 110-Uhl A, Mills RW, Vowles RW, Jandt KD. Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2004; 63: 729-738
- 111-Bennett AW, Watts DC. Performance of two blue-light-emitting diode dental light curing units with distance and irradiation time. Dent Mater 2004; 20: 72-79



- 112-Uhl A, Michaelis C, Mills RW, Jandt KD. The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composite polymerized with LED and halogen technologies. *Dent Mater* 2002; 20: 1379-1385
- 113-Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light-emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J* 2002; 193: 459-463
- 114-Mills RW, Uhl A, Blackwell GB, Jandt KD. High power light emitting-diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials* 2002; 23: 2955-2963
- 115-Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light curing units in clinical use. *J Dent* 1999; 27: 235-241

## 10.ÖZGEÇMİŞ

**Ad, Soyad:** Suat ÖZCAN

**Doğum tarihi:** 03 / 07 / 1980

**Doğum Yeri :** Ankara

**Uyruğu:** T.C.

**Medeni Durumu:** Evli

**İletişim Adresi:** Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Emek / ANKARA

**Telefon:** 0312 2034124

### **Eğitimi:**

|              |                                                                                         |            |
|--------------|-----------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| İlkokul:     | Gazi Paşa İlkokulu                                                                      | 1986-1991  |
| Ortaöğrenim: | Mustafa Kaya Anadolu Lisesi                                                             | 1991-1998  |
| Lisans:      | Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi                                               | 1998-2003  |
| Doktora:     | Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi<br>Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı | 2003- 2009 |

**Yabancı Dil:** İngilizce