

T.C.  
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
DIŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
KONSERVATİF BİLİM DALI

**FARKLI IŞIK KAYNAKLARININ VE IŞIK UYGULAMA  
TEKNİKLERİNİN KOMPOZİT REZİNLERDEKİ POLİMERİZASYON  
BÜZÜLMESİ VE DENTİNE BAĞLANMA DAYANIMLARINA  
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Dt. Özden Özel BEKTAŞ**

**TEZ DANIŞMANI  
Yrd. Doç. Dr. Feridun HÜR MÜZLÜ**

**SİVAS-2006**

## İÇİNDEKİLER

TABLolar DİZİNİ .....	ii
RESİMLER DİZİNİ .....	iii
GİRİŞ.....	1
GENEL BİLGİLER.....	3
Kompozit Rezinler .....	3
Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması .....	12
Polimer ve Polimerizasyon.....	18
Polimerizasyon Büzülmesi .....	29
Işık Kaynakları .....	36
Işık Uygulama Teknikleri.....	41
Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Büzülmesinin Ölçülmesi.....	46
Kompozit Rezinlerin Dentine Bağlanma Dayanımlarının Ölçülmesi.....	50
GEREÇ VE YÖNTEM .....	54
BULGULAR .....	73
TARTIŞMA.....	82
SONUÇLAR .....	101
ÖZET.....	103
İNGİLİZCE ÖZET .....	105
KAYNAKLAR.....	107
ÖZGEÇMİŞ.....	123
TEŞEKKÜR .....	124

## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo 1:</b> Test edilen kompozit rezinlere ait üretici firmaları ve adeziv sistemleri .....	56
<b>Tablo 2:</b> Çalışmamızda kullanılan kompozit rezinlerin içerikleri .....	56
<b>Tablo 3:</b> Işık kaynaklarının modları ve özellikleri .....	59
<b>Tablo 4:</b> Büzülme ölçüm değerlerinin ortalama ve standart sapmaları.....	74
<b>Tablo 5:</b> Gruplara ait bağlanma değerlerinin ortalama ve standart sapmaları....	76
<b>Tablo 6:</b> Gruplara göre kırılma tipleri dağılımı .....	78

## RESİMLER DİZİNİ

<b>Resim 1:</b> Filtek Supreme kompozit rezin .....	55
<b>Resim 2:</b> Venus kompozit rezin.....	55
<b>Resim 3:</b> Hilux ışık kaynağı .....	57
<b>Resim 4:</b> Translux Energy ışık kaynağı.....	57
<b>Resim 5:</b> Elipar Freelight ışık kaynağı .....	58
<b>Resim 6:</b> Mini L.E.D ışık kaynağı .....	58
<b>Resim 7:</b> Piknometre.....	60
<b>Resim 8:</b> Hassas Terazi.....	61
<b>Resim 9:</b> Akrilik bloğa gömülmüş dişler .....	64
<b>Resim 10:</b> Restore edilmiş örnek .....	64
<b>Resim 11:</b> Kesme cihazı .....	69
<b>Resim 12:</b> Örneklerin kesme cihazına sabitlenmesi. ....	69
<b>Resim 13:</b> Örneklerin kesilmesi.....	70
<b>Resim 14:</b> Kesitin 7 kat büyütülmüş görüntüsü.....	70
<b>Resim 15:</b> Universal test makinesi .....	71
<b>Resim 16:</b> Makineye yapıştırılmış numune .....	71
<b>Resim 17:</b> A3 grubuna ait bir numunenin SEM görüntüsü .....	79
<b>Resim 18:</b> A8 grubuna ait bir numunenin SEM görüntüsü .....	79
<b>Resim 19:</b> B1 grubuna ait bir numunenin SEM görüntüsü.....	80
<b>Resim 20:</b> B5 grubuna ait bir numunenin SEM görüntüsü.....	80
<b>Resim 21-</b> B7 grubuna ait bir numunenin SEM görüntüsü.....	81

## GİRİŞ

Çürük yada başka sebeplerle dişlerde oluşan defektlerin eksiksiz bir tedavi ile restore edilerek, dişe kaybettiği fonksiyonunun ve doğal görünümünün tekrar kazandırılması restoratif diş hekimliğinin amacıdır. Günümüzde, artan estetik taleplerle birlikte teknolojiye ilerlemeler, diş renginde restoratif materyallerin geliştirilmesine yol açmış, böylelikle fonksiyonel ve estetik kayıpları bir arada karşılayan oldukça başarılı tedavilerin yapılmasına olanak sağlanmıştır.

İlk estetik dolgu maddeleri olarak silikat simanlar ve doldurucu içermeyen akrilik rezinler kullanılmıştır. Sonraki yıllarda daha üstün fiziksel özellikleri olan ve biyolojik olarak daha uyumlu kompozit rezinler üretilmiştir.<sup>23,31,94</sup> Günümüzde kullanılmakta olan bu kompozit rezinler ilerleyen teknoloji doğrultusunda önemli gelişmeler göstermektedir.

Son yıllarda uçak, elektronik, biyoteknoloji gibi birçok sanayide daha hafif, daha dayanıklı ve daha ucuz ürünlerin üretimini sağlayan nanoteknolojinin restoratif materyallerin üretiminde kullanılması ile çok iyi parlatılabilen, aşınmaya dayanıklı nanopartiküllü kompozit rezinler üretilmiştir.<sup>77,120,137</sup>

Kompozit rezinlerdeki tüm bu gelişme ve çalışmaların amacı fiziksel özelliklerini artırmak, polimerizasyon büzülmesini azaltmak, rezinin diş dokuları ile bağlanmasını kuvvetlendirmektir.

Kompozit rezinlerin başarısını etkileyen en önemli etkenlerden biri polimerizasyon sırasında oluşan hacimsel büzülmedir. Polimerizasyon büzülmesi kompozit rezin ile diş dokuları arasındaki bağlantı bölgelerinde gerilimlere yol

açarak, dolgu ile kavite duvarlarının yeterli derecede adaptasyonunu engeller. Bu yetersiz adaptasyonun mikroaralık, mikrosızıntı ve postoperatif hassasiyete yol açabileceği araştırmacılar tarafından bildirilmiştir.<sup>26,40,45,52,62</sup>

Polimerizasyon büzülmesini azaltabilmek için; kompozit rezinlerin içeriğinin değiştirilmesinin yanı sıra kompozitin uygulamasında farklı yöntemler, değişik ışık kaynakları(halojen, LED, argon lazer, plazma ark) ve ışık uygulama tekniklerinin (sürekli, soft-start, pulse-delay) kullanımları geliştirilmektedir.<sup>62</sup>

Kompozit rezinlerin başarısını etkileyen bir diğer etken de kompozitin diş bağlanma dayanımıdır. Diş dokuları ve rezin arasındaki bağlanma dayanımını artırmak için adeziv rezin sistemleri kullanılmaktadır. Ancak bağlanma dayanımını etkileyen faktörlerden biri yine polimerizasyon sırasında oluşan büzülme stresleridir. Adeziv rezin sistemleri, oluşan bu streslerin etkilerini azaltmakla birlikte tam olarak eliminasyonunu sağlayamamaktadırlar.

Araştırmamızda son yıllarda kullanımları hızla artan, farklı ışık kaynaklarının ve uygulama tekniklerinin, kompozit rezinlerdeki polimerizasyon büzülmesine ve dentine bağlanma dayanımında etkilerinin incelenmesi amaçlanmıştır.

## KOMPOZİT REZİNLER

Daimi dolgu maddesi olarak kullanılan kompozit rezinler ilk olarak 1960'lı yılların başlarında R.L. BOWEN tarafından tanıtılmış ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir.<sup>31,86</sup> Genel olarak 'kompozit' terimi birbiri içerisinde tamamen çözünmeyen iki veya daha fazla kimyasal maddenin fiziksel bir karışımı anlamına gelmektedir.<sup>122,138</sup>

Dış hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler; sert, inorganik partiküllerin taşıyıcı bir rezin matriks içerisinde dağılması ile meydana gelir.<sup>23,89,138</sup> Kompozit rezin dolgu maddesi üç ana bileşenden oluşmaktadır:<sup>23,31,89,122,129,138</sup>

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

### 1- ORGANİK POLİMER MATRİKS FAZI

Organik matriks yada taşıyıcı faz; kimyasal olarak kompozitin aktif bileşenidir.<sup>122</sup> Monomer sistem (monomer ve ko-monomerler), polimerizasyonu başlatıcılar (initiatörler), aktivatörler ve polimerizasyon inhibitörlerinden oluşur.<sup>23,89,134</sup>

#### a- Monomer ve Ko-monomer

Kompozit materyal içerisinde bulunan akrilik monomerler polimerize olmamış dolgu maddesine akışkan özellik vererek kaviteye yerleştirilmesini sağlar.<sup>94</sup> Günümüzde kullanılan monomerlerin hikayesi 1900' lerde metilmetakrilatın sentezlenerek polimerize edilmesine dayanmaktadır. Polimetilmetakrilat bir dönem indirekt dolgu maddesi olarak kullanılmış, fakat polimerizasyon büzülmesinin fazla olması ve aşınmaya dayanıksız olması nedeniyle yeni arayışlara girilmiştir. Bu nedenle önce epoksi rezinler, ardından da günümüzde hala kullanılmakta olan bisfenol A glisidil dimetakrilat (Bis-GMA) sentezlenmiştir. Bisfenol-A ve glisidil metakrilatın reaksiyonu sonucu oluşan Bis-GMA<sup>23,31,94</sup> metakrilata oranla daha hızlı sertleşir, daha az büzülme gösterir ve daha dayanıklıdır.<sup>89,122</sup>

Bis-GMA çoğu kompozit materyalin matriks fazının ana bileşenidir.<sup>24</sup> Bununla birlikte kompozit rezinlerin özelliklerinin artırılması için bu monomerde bazı değişiklikler yapılmıştır. Son yıllarda iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dayanıklı olan üretan dimetakrilat (UDMA) rezin matriks olarak kullanılmıştır.<sup>31,86,122</sup> Bu monomer, yaklaşık olarak Bis-GMA ile eşit molekül ağırlığındadır ve iki monomer de aşırı derecede visközdür.<sup>31,122</sup>

Bis-GMA hidrofilik bir monomerdir, su emilimine izin verir.<sup>44</sup> Su emilimi doldurucu ve matriks ara yüzeyinde erozyona ve polimer ağında yumuşamaya neden olur. Bu yüzden dayanıklılık ve aşınma direnci azalır. Bu problemleri azaltmak amacı ile Bis-GMA'nın bir versiyonu olan bis-etilen glisidil dimetakrilat (Bis-EMA) geliştirilmiştir. Bu monomer, hidroksil grubunun olmaması dışında

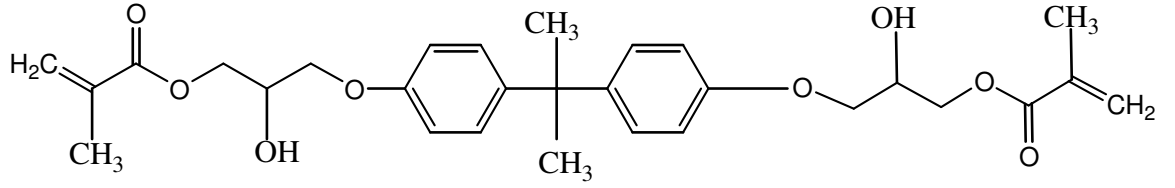


moleküler yapı açısından Bis-GMA'ya benzemektedir. Bu farklılık Bis-EMA'nın viskozitesinin daha az olmasını sağladığı gibi monomere hidrofobik özellik katar.<sup>23</sup>

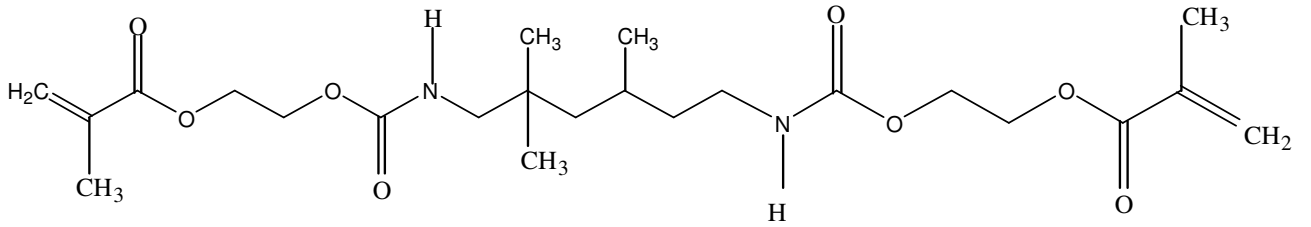
Molekül ağırlığı yüksek monomerler rezinin viskozitesini artıracığından klinik kullanımını ve içerisine doldurucu eklenmesini zorlaştıracaktır.<sup>122</sup> Bis-GMA'ya doldurucu partiküllerin daha iyi yerleştirilebilmesi için dilue edilmesi gerekir. Bu yüzden daha düşük moleküler ağırlıkta, viskozite kontrol edici olarak bilinen ko-monomerler ile karıştırılırlar.<sup>86,89,122</sup> Bunlar; metil metakrilat (MMA), etilen glikol dimetakrilat (EDMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA)'dır.<sup>24,31,79,89,122</sup> (Şekil 1'de organik matriks fazını oluşturan monomerlerin kimyasal formülleri gösterilmektedir.)

Kompozit rezinlerde bulunan bu monomerler üreticiler tarafından değişik oranlarda karıştırılarak kullanılır. Karışımdaki bu oranlar polimerizasyon büzülmesi başta olmak üzere kompozit rezinlerin birçok özelliğini etkiler.

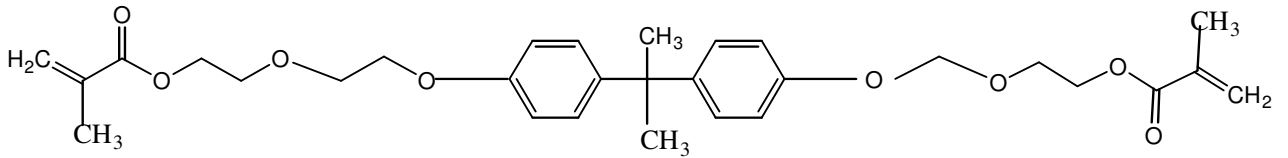
Monomer karışımının viskozitesi ne kadar düşük ise o kadar çok doldurucu ilave edilebilir. Doldurucu miktarının artması polimerize edilen materyalin bazı fiziksel özelliklerini geliştirir. Bununla birlikte Bis-GMA'nın dilue edilmesinin polimerizasyon büzülmesini artırması gibi olumsuz etkisi de vardır.<sup>52,85</sup>



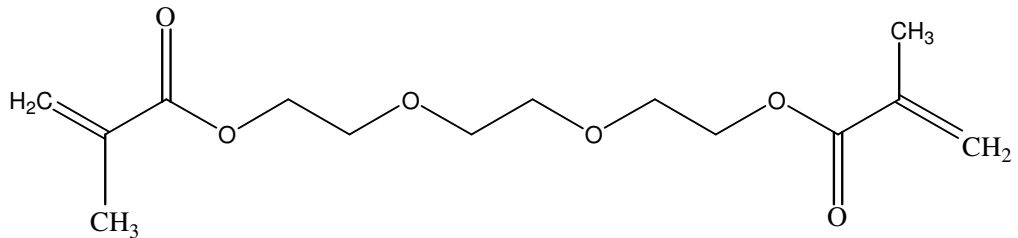
**Bis-GMA : Bis fenol A Glisidil Dimetakrilat**



**UDMA: Üretan Dimetakrilat**



**Bis-EMA: Bis fenol A Etilen Glikol Dimetakrilat**



**TEGDMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat**

**Şekil 1-** Organik matriks fazını oluşturan monomerlerin kimyasal formülleri

b- Başlatıcılar ve Aktivatörler;

Polimerizasyon reaksiyonunun ilk evresi serbest radikallerin oluşumudur. Serbest radikallerin oluşumuna yol ačan maddelere başlatıcılar (initiatör) polimerizasyon reaksiyonunu hızlandıran maddelere de aktivatörler adı verilir.<sup>89,122</sup>

Termokimyasal başlatıcılar: Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde genellikle kullanılan başlatıcı benzoil peroksittir (BP), aktivatör olarak da aromatik tersiyer amin kullanılır.

Isı, ışık ve bazı kimyasallar benzoil peroksitin ayrışarak polimerizasyonu başlatan serbest radikallere dönüşmesini sağlarlar. Bu yüzden kompozit rezinler soğuk, karanlık, temiz ortamlarda saklanmalıdırlar.<sup>23</sup>

Fotokimyasal başlatıcılar : Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerde reaksiyon 365 nm dalga boyunda ultraviyole ışıkla yada 420-450 nm dalga boyunda görünür ışıkla başlatılır.

Ultraviyole ışıkla başlatılan sistemlerde benzoin alkil eter gibi organik bileşenler ultraviyole ışık etkisi ile serbest radikalleri oluştururlar.

Görünür ışıkla polimerize olan sistemlerde ise serbest radikalleri oluşturmak için ışığı absorbe eden diketon bileşikler bulunmaktadır. Bu iş için en çok kullanılan bileşik kamforokinon'dur. Aktivatör olarak da alifatik amin bulunur. Işığın etkisi ile harekete gečen kamforokinon aminle reaksiyona girip serbest radikalleri oluşturur.<sup>23,122</sup>

c- Polimerizasyon İnhibitörleri;

Dimetakrilat monomerlerinin saklama esnasında kendiliğinden polimerize olmasını engellemek amacı ile inhibitörler kullanılır.<sup>89</sup> Bu amaçla % 0,1 veya daha az 4-metoksifenol (PMP) yada 2,4,6-tritersiyeer bütülfenol (BHT) kullanılmaktadır. Bütülfenol aynı zamanda kompozit rezinlerin renk stabilitesini de sağlar.<sup>23</sup>

## 2- İNORGANİK FAZ

Kompozit rezinler, doldurucu içermeyen silikat ve akrilikler gibi restoratif materyallerle karşılaştırıldığında daha üstün fiziksel özelliklere sahiptir. Bunun nedeni, kompozit rezinin fiziksel özelliklerini artırmak amacı ile içerisine yerleştirilen çeşitli inorganik dolduruculardır.<sup>11,23,43,67,94,122</sup>

İnorganik doldurucuların rezine kazandırdığı özellikler şöyle sıralanabilir:<sup>2,14,122,134</sup>

- Polimerizasyon büzülmesinin azaltılması
- Aşınma, sertlik, basma dayanıklılığı ve elastiklik modülü gibi mekanik özelliklerinin artırılması
- Termal genleşme katsayısının azaltılması
- Estetik özelliklerinin geliştirilmesi
- Kompozit materyalinin radyoopasitesinin artırılması.

Doldurucu partikül olarak; matriks içerisine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükte kuartz (kristalin silika), borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, yitrium cam, baryum alüminyum silikat kullanılır.<sup>23,31,129</sup>

Lityum ve alüminyum iyonları camın küçük partiküllere kolaylıkla parçalanabilmesini sağlar. Baryum, çinko, bor, zirkonyum ve yitrium iyonları kompozit rezine, radyopak özellik vermesi için kullanılır.<sup>31,94</sup>

Saf silika, çeşitli kristal formlarda (kristobalit, tridimit veya kuartz gibi) veya kristal olmayan formda (silikat cam) bulunur. Kristal formları daha sert ve dayanıklıdır fakat kompozit rezinlerin bitim ve parlatma işlemlerini zorlaştırır. Bu yüzden üretilen çoğu kompozitte silikat cam tercih edilmektedir. Baryum, çinko, yitrium camların kullanımı da çok yaygındır.<sup>31,94</sup>

Kompozit maddelerde inorganik doldurucu olarak kullanılan silisyum dioksit farklı yollarla üretilir ve üretim şekline göre farklı olarak adlandırılırlar. Kolloidal silika amorf silika partiküllerin sıvıdan kimyasal olarak çöktürülmesi ile oluşturulur. Pirojenik silika ise, amorf silika partiküllerinin gaz fazından elde edilir.<sup>94</sup>

Günümüzde kullanılan ürünler doldurucu miktarları ve boyutları açısından çeşitlilik göstermektedir. İçerdikleri doldurucular kompozit rezinlere farklı özellikler sağlar.<sup>23</sup> Resin içerisindeki doldurucu partikül hacim yüzdesi ve ağırlık yüzdesinin bilinmesi fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesinde önem taşıyan faktörlerdir.

Doldurucu partiküller kimyasal yapılarına, ortalama partikül büyüklüklerine ve üretilme tekniklerine dayanarak üç şekilde sınıflandırılabilir.<sup>72</sup>

#### I- Geleneksel Makrodoldurucular

Makrodoldurucular, radyopak kuartz, cam, seramik veya borosilika'nın küçük parçalara mekanik olarak öğütülmesi ve/veya parçalanması ile hazırlanırlar.

Makrodoldurucu partiküller bütünüyle inorganik, düzensiz şekilde kuartz, cam, borosilikat veya seramik parçalardır. Elde edilen partikül boyutları tamamen üretim şekline bağlıdır. Günümüzde öğütme tekniklerinin geliştirilmesi ile daha küçük ve daha yuvarlak partiküllerin eldesi mümkün olmuştur, böylece ortalama partikül büyüklüğü 5-30  $\mu\text{m}$ ' den 0,2-5  $\mu\text{m}$ ' ye düşürülmüştür.<sup>72,77</sup>

## II- Mikrodoldurucular (Pirojenik Silika)

Mikrodolduruculu partiküller, çok ince dolduruculu radyolüsent cam kürelerinin kimyasal olarak hidrolizi ve çökmesi ile elde edilmektedir. Bu partiküllerin ortalama partikül büyüklükleri 0,1  $\mu\text{m}$ ' den azdır. Pirojenik silika bu tip doldurucuların başında gelmektedir. İnorganik mikrodoldurucular yaklaşık 5-100 nm ortalama partikül büyüklüğünde küresel temel partiküllerden oluşur.<sup>77</sup>

## III- Mikrodoldurucu Esaslı Kompleksler

Bunlar mikrodolduruculara maksimum inorganik doldurucu yükleme sonucu ortaya çıkmışlardır. Üç farklı tipi vardır:

### a- Splintlenmiş prepolimerize mikrodolduruculu kompleksler;

Pirojenik silika bir rezin matriks içerisine dağıtılır ve ısı ile sertleştirilir. Sonra oluşan kütle öğütülerek çapları 1-200  $\mu\text{m}$  arasında değişen düzensiz şekilli partiküller elde edilir. Aslında bu partiküller organik bir matriks içinde inorganik silika içerdikleri için organik doldurucu ismini alırlar.

### b-Küresel prepolimerize mikrodolduruculu kompleksler;

Bir monomer içinde yayılmış koloidal mikroseramikler kısmen ısı ile sertleştirilir. Öğütme işleminden sonra elde edilen küresel partiküllerin büyüklüğü 20-30  $\mu\text{m}$ ' dir.

c-Aglomere edilmiş mikrodoldurucu kompleksler;

Isı ve basınç altında koloidal mikroseramik partikülleri sinterize edilerek düzensiz şekil ve boyutlarda oldukça pöröz partiküller elde edilir. Bu kümeleşmiş oldukça saf inorganik yapıdaki partiküllerin boyutları 1-25 µm arasında değişmektedir.<sup>72</sup>

### 3- ARA FAZ (BAĞLAYICI FAZ)

Kompozit rezine yüksek düzeyde özellik kazandırılması ve bunun uzun süre devam etmesi için doldurucu partiküllerin rezin matrikse çok iyi bağlanmış olması önemlidir.<sup>11,23,94,122</sup> Bu iki faz arasındaki bağlanma rezin matriksin, kuvvetleri sert dolduruculardan polimer matrikse aktarmasını sağlar<sup>11,23</sup>, ayrıca bağlanma yetersiz olduğunda partiküller matriksten ayrılır ve doldurucu ile matriks arasına su penetre olur.<sup>31</sup> Bağlanma bir taraftan inorganik doldurucularla, diğer taraftan da organik fazla reaksiyona giren bağlayıcı ajan tarafından sağlanır. En fazla kullanılan bağlayıcı ajan silandır.<sup>23</sup> Bunlar iki fonksiyonlu moleküllerdir; organik matriksteki metakrilat grubu ile kovalent bağlar kurarken, diğer taraftan doldurucu partiküllerin yüzeyindeki hidroksil gruplarına bağlanırlar.<sup>23,31,129</sup> Böylece kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerinin artmasını ve suyun ara yüzeye penetrasyonunu engelleyerek hidrolitik stabilitesini sağlarlar.<sup>23</sup>

Silanlar en çok silika partikülleri ile uyumludurlar bu yüzden dental kompozitler silika içeren dolduruculardan yapılmaktadır.<sup>94</sup> Silika partikülleri rezin matriksle karıştırılmadan önce bağlayıcı ajanla kaplanır.<sup>23,73,138</sup>

## **KOMPOZİT REZİNLERİN SINIFLANDIRMASI**

Kompozit rezin materyallerindeki organik, inorganik ve bağlayıcı ajan miktarı ve yüzdesiyle ilgili üretici firmaların çalışmaları sonucu, üretilen kompozit rezinlerin çeşitleri gittikçe artmaktadır. Bu ise kompozit rezinlerin uygulanmasında, özelliklerinin değerlendirilmesinde ve sınıflandırılmasında karmaşaya yol açmaktadır.<sup>13,23</sup>

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne, bu partiküllerin ağırlık ve hacim olarak yüzdelere, matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine, viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler.<sup>31</sup>

### **İnorganik Doldurucularına Göre Kompozitler**

Kompozit rezinlere eklenen doldurucu partiküller maddenin radyoopasitesi, aşınma dayanımı, elastisite modülü, termal genleşme katsayısı gibi özelliklerini direkt olarak etkiler. Bu yüzden, kompozit restorasyonlar genellikle doldurucu içeriklerine göre sınıflandırılırlar. Bu konuda Lutz ve Philips'in<sup>72</sup> yaptığı sınıflandırma bazı güncelleştirmeler gerektirmekle birlikte günümüzde hala geçerliliğini korumaktadır.<sup>31,77</sup> Bu sınıflandırmaya göre;

- 1- Geleneksel kompozitler (Makrofil kompozit)
- 2- Hibrit kompozitler
- 3- Homojen mikrofil kompozitler
- 4- Heterojen mikrofil kompozitler

Günümüzde estetik talebin artması ile makrodoldurucuların kullanımı azalmıştır. Kompozit rezin formülasyonlarının gelişmesi ile daha iyi yüzey oluşturulabilmesi ve aşınmaya karşı daha dirençli olabilmesi için daha küçük



partiküller kullanılmaktadır. Daha sonraki yıllarda kompozit rezinlerdeki gelişmelere birlikte doldurucu partikül büyüklüğüne göre kompozitlerin sınıflandırılmaları bir çok araştırmacı tarafından kısmen geliştirilmiştir.<sup>13,66,94</sup>

1994 yılında Bayne<sup>13</sup> kompozit rezinleri doldurucu partikülleri boyutlarına göre *makrofil*, *midifil*, *minifil*, *mikrofil* olarak gruplara ayırmıştır. Bazı kompozitlerin içerisine aşınmaya dayanıklılığını artırmak amacı ile büyük cam doldurucular yerleştirildiğini ve bunların *megafiller* olarak adlandırıldığını belirtmiştir. Ayrıca o dönemde üzerinde çalışılan mikrofillerden daha küçük doldurucuları olan *nanofil* kompozitleri tanımlamış ve sınıflamaya dahil etmiştir. Bu sınıflamaya göre;

#### 1- Megafil Kompozit Rezinler

Partikül büyüklüğü 0,5-2 mm olan kompozit rezinlerdir. Okluzal değim yüzeylerine ya da çok aşınan bölgelere yerleştirilmesi önerilen ve insert diye adlandırılan cam partiküller mega doldurucu olarak değerlendirilir.<sup>13,31</sup>

#### 2- Makrofil Kompozit Rezinler

Partikül büyüklüğü 10-100 µm olan kompozit rezinlerdir, geleneksel kompozitler makrofil olarak adlandırılırlar. Bu tür kompozitlerde inorganik doldurucu miktarı ağırlıkça yaklaşık % 70-80'dir.

Makrofil kompozitlerde bulunan inorganik doldurucular kuartz partikülleridir. Partiküllerin büyük ve sert olması, organik matriksin inorganik partiküllerden daha fazla aşınmasına sebep olur. Bu da yüzey pürüzlülüğüne ve renklenmelere yol açar. Bu yüzden anterior dişlerde yeterli estetiği sağlayamazlar.<sup>13,31,94</sup>

### 3- Midifil Kompozit Rezinler

Bu tür kompozitlerde doldurucu partiküller genel olarak 1-10 µm büyüklüğündedir.

### 4- Minifil Kompozit Rezinler

Partikül büyüklüğü 0,1-1 µm olan kompozit rezinlerdir. Partikül miktarı makrofil kompozitlere göre daha fazladır. Partikül yüzdesi ağırlıkça yaklaşık %75-85' e ulaşmıştır.

İnorganik doldurucu partiküllerinin küçük ve çok sayıda olması makrofil kompozite oranla daha düzgün bir yüzey elde edilmesini sağlar. Doldurucu materyal olarak kuartzdan daha kırılğan, baryum ve stronsiyum gibi ağır metaller içeren cam ile yoğunlaştırılmış partiküller içerirler.<sup>13,31,94</sup>

### 5- Mikrofil Kompozit Rezinler

Partikül büyüklüğü 0,01-0,1 µm olan kompozit rezinlerdir.<sup>31</sup> Mikrofil kompozitlerde partikül miktarları makrofil kompozitlerden daha az olup partikül yüzdesi ağırlıkça yaklaşık %35-60' dır.<sup>94</sup>

Mikrofil kompozitlerde inorganik doldurucular yaklaşık 0,04 µm büyüklüğünde kolloidal silika partikülleridir. Bu partiküller makro dolduruculardan 200-300 kez daha küçüktür. Böylece monomer matrikse daha fazla partikül eklenmiş ve daha düzgün kompozit yüzeyi elde edilebilmiştir. Partikül oranını yükseltmek kompozit yüzeyini olumlu yönde etkilemiş ancak viskozitenin artmasına neden olmuştur.

Bu sorunu çözmek amacı ile heterojen mikrofil kompozitler geliştirilmiştir. Heterojen mikrofil kompozitlerde önceden polimerize edilmiş

mikrofil kompozit kitlesi 1-20 µm büyüklüğünde öğütülmüş ve doldurucu olarak monomer matrikse eklenmiştir. Organik doldurucu diye de adlandırılan bu partiküller polimer matrikse kimyasal olarak bağlanmakta ve polimer matriks içinde çok daha iyi özellikler gösteren kümeler oluşturmaktadır. Kolloidal silika ve Bis-GMA içeren prepolimerden elde edilen mikro büyüklükteki bu partiküllerin doldurucu olarak matrikse eklenmesi ile mikrofil kompozitlerde %35-60 olan partikül oranı %70-80 düzeyine çıkarılmıştır.<sup>31,94</sup>

#### 6- Nanofil Kompozit Rezinerler

‘Nanoteknoloji’ materyalleri tamamiyle yeni özelliklerde düzenleme imkanı sağlar. Bir nanomer; bir metrenin milyarda biri ( $10^{-9}$  m) veya bir mikronun binde biridir ( $10^{-3}$  µm). Genellikle nanoteknoloji, bileşenlerinin çapları 0,1-100 nm arasında olan ürünleri tanımlamaktadır.<sup>120</sup>

Nanoteknolojinin amacı; ürünleri daha hafif, daha dayanıklı, daha ucuz ve daha hassas olarak üretebilmektir.<sup>120,137</sup> Bu teknoloji sayesinde dental materyallerde de önemli gelişmeler sağlanmıştır. Nanoteknoloji ile düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren ve aşınmaya daha dayanıklı nano- ve mikroyapılarda kompozitler oluşturulmuştur.<sup>77</sup>

Nanofil kompozit rezinlerden ilk olarak 1990’lı yılların başlarında bahsedilmiş olmasına rağmen<sup>13</sup> ilk ticari ürün (Filtek Supreme, 3M-ESPE) 2002 yılında piyasaya sunulmuştur.<sup>42,134</sup> Bu kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerinin hibrit kompozitlere, estetiğinin ise mikrofil kompozitlere denk olduğu ileri sürülmektedir.<sup>75</sup>

Nanofil kompozit rezinler geleneksel kompozitlerin tersine, küçük birimlerden bütünü oluşturmaktadır. İnorganik fazında iki farklı doldurucu bulunur:<sup>75,137</sup>

- 1- Silika nanodoldurucular (nanomer)
- 2- Zirkonya /silika nanokümeler (nanocluster)

Zirkonya/silika partikülleri topluluk şeklinde zayıf bağlantılı kümeler oluştururlar. Zayıf bağlantılı kümeler, termodinamik faktörler yardımı ile tek bir ünite gibi hareket ederler ve kompozitin monomer miktarının minimum olmasına yol açarlar. Nanofil kompozitler, estetik özelliklere sahip olup kolay uygulanan materyallerdir.

Nanodoldurucular çok küçük boyutlarda oldukları için kompozit içerisindeki diğer partiküllerin arasına yerleşerek doldurucu miktarın artırılmasını sağlarlar bu da kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesinin azalması ve fiziksel özelliklerinin artması ile sonuçlanır.<sup>13,29,75</sup>

**Homojen kompozit:** Yapısında sadece polimerize olmamış organik matriks ve doldurucular bulunan kompozitlere *homojen kompozit* adı verilir. Doldurucular, silanizasyon dışında hiçbir işlem yapılmadan matrikse eklenmiştir.

**Hibrit Kompozit:** Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içeren kompozit rezinlere *hibrit kompozitler* denir. Partikül büyüklüğü makrofil rezinden daha küçük, partikül miktarı ise mikrofil rezinden daha fazladır ve her iki kompozit rezinin özelliklerini taşır. Fiziksel ve mekaniksel özellikleri ile makrofil kompozitlere, yüzey düzgünlüğü ile de mikrofil kompozitlere benzer.<sup>11,31,94</sup>

Hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikül adı kullanılır. Örneğin, büyük partiküller minifil düzeyinde ise kompozit minifil hibrit adını alır. Küçük partiküller karışımın ikinci komponentidir.<sup>31,94</sup>

Hibrit kompozitlerde kolloidal silika ve ağır metaller içeren cam partikülleri harmanlanmış ve inorganik doldurucu olarak organik matrikse katılmıştır. Buna bağlı olarak doldurucu partikül yüzdesi ağırlıkça yaklaşık %75-80'e ulaşmıştır. Submikron büyüklüğündeki doldurucu partiküller, büyük partiküller arasına geliş güzel serpiştirildiği için yüzey düzgündür.<sup>31,94</sup> Kompozit rezinler genellikle inorganik dolduruculara göre sınıflandırılmakla birlikte viskozitelerine ve polimerizasyon yöntemlerine göre de sınıflandırılırlar.<sup>11,31,94</sup>

**Viskozitelerine göre kompozit rezinler;**

- 1- Kondanse olabilen kompozitler (Condansable, Packable)
- 2- Akışkan kompozitler (Flowable)

**Kompozit rezinler polimerizasyon yöntemlerine göre:**

- 1- Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler (Chemical-cured)  
(Self-cured)
- 2- Işık ile polimerize olan kompozit rezinler (Light-cured)
- 3- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler  
(Dual-cured) diye sınıflandırılabilirler.

## POLİMER VE POLİMERİZASYON

Polimer, iki kelimededen türemiş bir birleşik kelimedir. ‘Poli’ çok, ‘Mer’ parça (kısım, ünite) demektir. Yani polimer, birçok küçük molekülün birleşmesi ile oluşmuş bir makromoleküldür.<sup>25,138</sup>

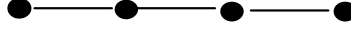
Polimerler yüksek moleküler ağırlıklı, zincirimsi yapıda moleküllerdir<sup>25</sup>, atomların gelişmiş güzel düzenlenmeleri ile değil, belirli atom gruplarının arka arkaya sıralanmasından oluşurlar. Zinciri oluşturan ve tekrarlayan bu ufak molekül gruplarına monomer adı verilir.<sup>73</sup> Bu yapısal birimler birbirlerine kovalent bağlarla bağlanır.<sup>138</sup>

Tipik polimer molekülleri, binlerle milyonlar arası monomerin birleşmesinden ibarettir. Polimerlerin yapıları sonsuz sayıda konfigürasyon ve konformasyona sahip olabilir. Bu moleküllerin molekül ağırlıkları da oldukça geniştir.<sup>138</sup> Polimerin molekül ağırlığı, polimeri oluşturan bütün monomerlerin molekül ağırlıklarının toplamıdır ve polimerin fiziksel özelliklerinde önemli rol oynar. Molekül ağırlığının yüksek olması, polimerin yumuşama ve erime derecesinin yüksek olması ve kitlenin çok sert olması demektir. Ortalama molekül ağırlığı düşük olduğunda ise polimerizasyon az olur ki bu da polimeri zayıflatır.<sup>25</sup>

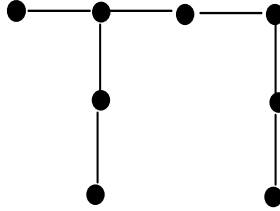
## Polimerlerin Uzaysal (Fiziksel) Yapıları

Polimer molekülünün uzaysal yapısı, onun özelliklerini etkilemesi açısından önemlidir. Polimer molekülünün 3 temel uzaysal yapısı (fiziki yapısı) vardır:<sup>25</sup>

1. Çizgisel (Linear): Çizgisel polimer molekülü doğrusal yönde uzayan aynı tip monomer yada farklı tip ünitelerden oluşur.



2. Dallara ayrılmış (Branched): Bu tip polimer dallara ayrılmış bir yapı gösterir.

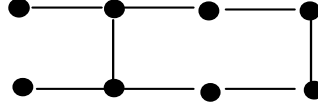


Çizgisel ve dallara ayrılmış polimerleri oluşturan monomerler birbirlerine zayıf, fiziksel bağlarla bağlıdır.

3. Çapraz bağlantılı (Cross-linked): Bu tip polimer ağ şeklinde, çapraz bağlantılı fiziki bir yapı gösterir. Bütün monomer üniteleri ya aynı yapıda veya iki değişik yapıda olabilir.

Çapraz bağlantılı sonucunda lineer moleküller arasında köprüler oluşarak, rezinin dayanıklılık, çözünürlük ve su absorpsiyonu gibi özelliklerini değiştiren üç

boyutlu ağ şeklindeki yapılar meydana gelir. Genel olarak çapraz bağları fazla olan polimerler, diğerlerine göre sıvıları daha az absorbe ederler ve daha az çözünürler.<sup>25,131,138</sup>



## POLİMERİZASYON

Polimerizasyon; monomer adı verilen çok sayıda molekülün bir seri kimyasal reaksiyonla birleşerek molekül oluşturmasıdır. Kısacası monomerlerin polimerlere dönüşmesine polimerizasyon denir.<sup>73,138</sup>

Polimerizasyon iki farklı tip reaksiyonla oluşur. Bunlar; İlave Polimerizasyon (Additional Polymerization) ve Kondansasyon Polimerizasyonu (Condensation Polymerization) olarak adlandırılır.<sup>24,73,138</sup>

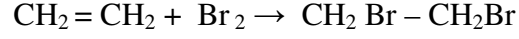
### İLAVE POLİMERİZASYON

Dental işlemlerde kullanılan rezinlerin hemen hepsi ilave polimerizasyon ile üretilir. Bu tip polimerizasyon o kadar yaygındır ki, polimerizasyon terimi kullanıldığında genellikle ilave polimerizasyon akla gelmektedir.<sup>138</sup>

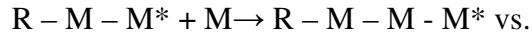
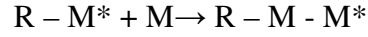
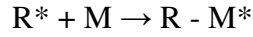
İlave polimerizasyon; benzer moleküllerin kimyasal bir değişikliğe uğramadan yüksek sayıda tekrarlanarak aynı kimyasal kompozisyona sahip yüksek molekül ağırlıklı makromoleküle dönüşmesidir. İlave polimerizasyon reaksiyonu sırasında yan ürün (örneğin su) açığa çıkmaz.<sup>122,138</sup>



Örneğin, etilen uygun ortamda bromin ile reaksiyona girerek dibromoetan oluşturur:



İlave polimerizasyon, monomerle tekrar polimerize olabilecek reaktif grupların oluşması ile karakterizedir. Basitçe reaksiyon şu şekilde belirtilir:



Başlangıç reaktif grupları  $\text{R}^*$  ve monomer molekülleri de  $\text{M}$  ile gösterilmektedir. Polimerizasyonun her döneminde monomer moleküllerinin nasıl ilave olduğu ve sonuçta uzun molekül zincirinin nasıl meydana geldiği yukarıda olduğu gibi gösterilir.

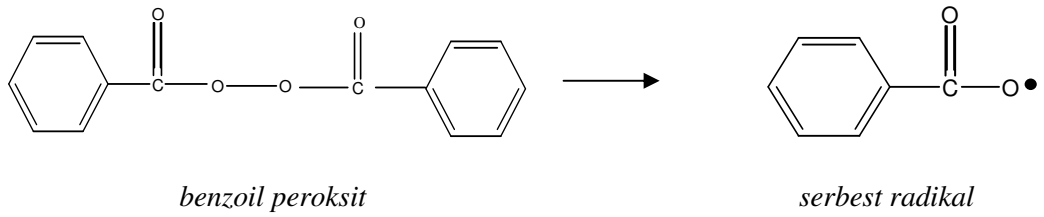
İlave polimerizasyon reaksiyonları, daima çift bağlar içeren doymamış moleküllerle meydana gelir. Bir monomer molekülündeki iki karbon atomu arasındaki çift bağların açılması, monomer molekülünün aktivasyonunu başlatır. Böylece bu molekülün enerjisi bir diğer moleküle transfer edilir. Sonra bu diğer moleküldeki diğer çift bağ açılır ve bu olay devam eder. Böylece bir zincir reaksiyonu başlar.<sup>73,122</sup>

İki molekül arasında meydana gelen bağ kovalent yapıdadır. Reaksiyon son derece hızlı meydana gelir ve ekzotermiktir.

Polimerizasyon süreci birbirini izleyen 4 esas dönemden oluşur; Aktivasyon, Başlama, İlerleme, Bitiş.<sup>24,73,122,138</sup>

### I- Aktivasyon Safhası

Polimerizasyonu başlatmak için serbest radikallerin oluşması gerekmektedir. Bunlar; doymamış, tek elektrona sahip reaktif moleküllerdir. Bu moleküller başlatıcı olarak adlandırılırlar ve 'R\*' olarak ifade edilirler. Serbest radikallerin oluşturulması işlemi aktivasyon olarak adlandırılır.<sup>122</sup> Başlatıcılar, oldukça zayıf bir bağ içeren ve parçalandıkları zaman birer reaktif elektronlu iki grup oluşturan moleküllerdir. Dişhekimliği polimerlerinde en sık kullanılan başlatıcı benzoil peroksittir.<sup>73</sup> Uygun koşullarda benzoil peroksit iki tane serbest radikal oluşturabilir. Benzoil peroksit için aktivasyon reaksiyonu aşağıda verilen denklemlerle ortaya çıkar.<sup>73,122,138</sup>



Polimerizasyon, başlatıcıların çeşitli aktivatörler vasıtası ile kullanılarak parçalanmasıyla oluşur. Bu aktivatörler;

ISI: Benzoil peroksit 65°C'nin üzerinde ısıtıldığı zaman parçalanır. Bu metot akrilik protez kaide materyalinin oluşturulmasında kullanılır.

KİMYASAL BİLEŞİKLER: Benzoil peroksit, dimetil-p-toluidin gibi tersiyer aminle temas geçtiği zaman da aktive olur. Bu metot protez tamiri ve geçici restorasyonlarda kullanılan soğuk akrilin polimerizasyonunda kullanılır.<sup>122</sup>

Aynı zamanda çift pat sisteminde üretilen kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde de aynı yöntem kullanılır. Polimerizasyon iki patın karıştırılması ile başlar. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğerinde polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin bulunur.<sup>31,122</sup>

Kimyasal bir aktivatörün kullanılması polimerizasyonun düşük ısılarda oluşmasını sağlar.<sup>73</sup>

**IŞIK:** Serbest radikallerin oluşmasında bir diğer yöntem de ışık ile aktive etmektir. Bu yöntemde aktivatör olarak ultraviyole yada görünür ışık kullanılmaktadır.<sup>122</sup> Bunlarda ışığa duyarlı başlatıcılar kullanılır.

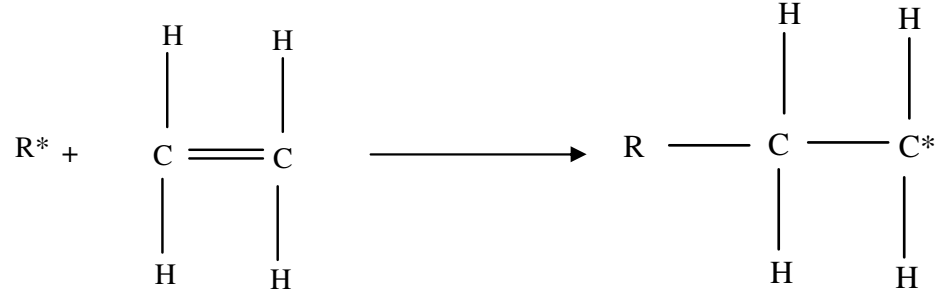
Örneğin; benzoinmetileter ultraviyole radyasyonuna uğrayınca serbest radikaller oluşturur. Bazı ketonlar tersiyer amin varlığında, görülebilir dalga boyundaki ışığa tabi tutulunca aktif radikaller oluşturarak polimerizasyonu başlatabilir.<sup>73</sup>

Dental materyallerde genellikle kullanılan ışık emici bileşik kamforokinon (CQ)'dur.<sup>23,94,97</sup> CQ uygun dalga boyu ve şiddetteki elektromanyetik enerjiye maruz kaldığında fonksiyonel gruplar fotonları absorbe eder ve molekül aktive olur, aminle bir araya geldiğinde elektron transferi oluşur. Böylece dış yüzeyinde tek bir elektron içeren serbest radikali oluşturur.<sup>73,97</sup> Serbest radikal başka bir bileşenle kovalent bağ yapma eğilimindedir.<sup>97</sup>

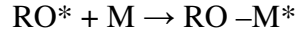
Işıklı setleşen kompozitlerde polimerizasyon reaksiyon hızını artırmak için genellikle karışıma amin ilave edilir.<sup>9</sup>

## II- Başlama Safhası

Polimerizasyon, aktivasyon sonucu oluşan serbest radikalın monomer ile reaksiyona girmesi ile başlar. Örneğin etilen monomerinin ve başlatıcının reaksiyonu şu şekilde olur.<sup>122</sup>



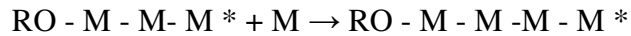
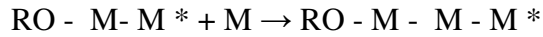
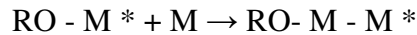
Reaksiyon basitçe şu şekilde verilebilir:



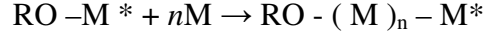
Burada M bir monomer molekülünü belirtir. Yukarıdaki formülden reaksiyonun ilave reaksiyon ile olduğu, oluşan grubun tekrar reaktif gruplar oluşturarak polimerizasyonu devam ettirdiği görülür.<sup>73</sup> Böylece bütün moleküller birbirlerine bağlanmaya başlar.

## III- İlerleme Safhası

Başlama sonrası yeni serbest kök, monomerlerle ilave reaksiyona girebilir. Reaksiyonun her safhası, ilave reaksiyona girebilecek yeni bir reaktif grup oluşturacak şekildedir; bu aşağıdaki denklemlerle gösterilir:



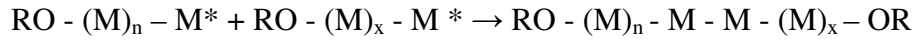
İlerleme reaksiyonu genel bir denklemlle şu şekilde gösterilir. Burada n monomer moleköl sayısını belirterek moleköler ağırlığı gösterir.<sup>73</sup>



#### IV- Bitiş Safhası

İlerleme reaksiyonunun kitle içindeki monomer molekölleri bitinceye kadar devam etmesi beklenir. Ancak pratikte, polimer zincirinin bitimine neden olan diğer reaksiyonlar ilave reaksiyonu engelleyebilir. Bu reaksiyonlar ölü polimer zincirleri oluşturur ve bunlar ilave reaksiyona uğramazlar.<sup>73,138</sup>

Bitiş reaksiyonuna bir örnek büyümekte olan iki zincirin aşağıdaki gibi ‘ölü’ zincir oluşturmasıdır:



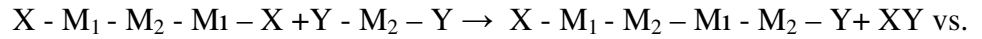
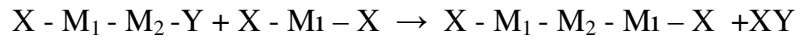
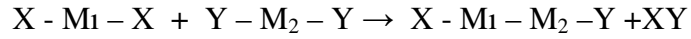
Bitiş için diğer örnekler ise büyümekte olan başlatıcının molekölleri ile birleşme, ölü polimerle birleşme, kitle içindeki mevcut yabancı madde veya eritici ile temasıdır.<sup>73,138</sup>

Polimerizasyon sonunda elde edilen polimerin, fiziksel özellikleri üzerinde, moleköler ağırlığının, çapraz bağların ve zincir dallanmasının etkisi büyüktür.<sup>73</sup>

## KONDANSASYON POLİMERİZASYONU

Kondansasyon reaksiyonu iki molekülün reaksiyona girerek daha büyük bir üçüncü ürün oluştururken, su gibi küçük moleküllü bir yan ürünü açığa çıkarmasıdır.<sup>73</sup> Ana moleküllerin reaksiyonu sonucu amonyak, halojen asitleri ve su gibi yan ürünler oluşur.<sup>138</sup> Örneğin organik bir asitle alkolün reaksiyonu sonucu bir ester ve su oluşur. Bu kondansasyon reaksiyonuna basit bir örnektir.<sup>73</sup>

Kondansasyon polimerizasyonunda karbon–karbon çift bağı şart değildir.<sup>122</sup> Kondansasyon polimerizasyonu reaksiyonu X ve Y reaktif gruplarına sahip X – M<sub>1</sub> – X ve Y – M<sub>1</sub> – Y monomerleri için basitçe şu şekilde gösterilebilir:

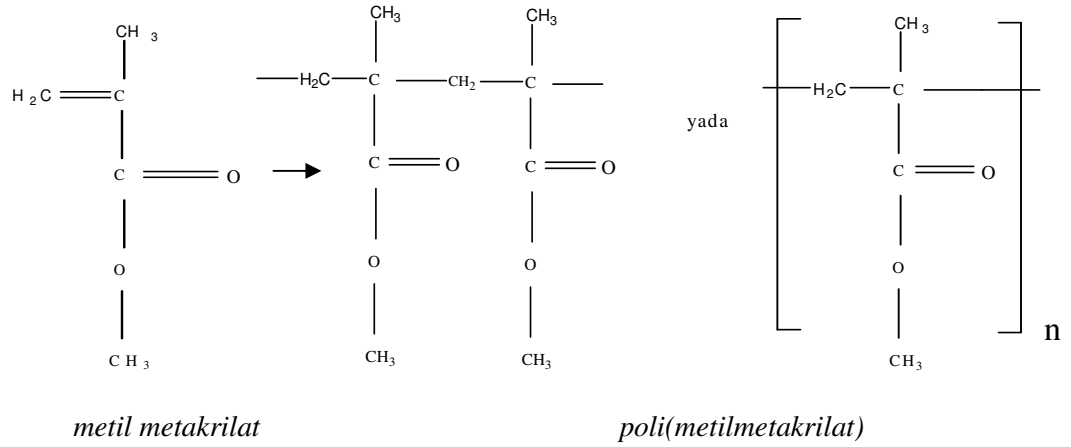


Bu kondansasyon reaksiyonu serisinde, eğer X karboksilik asit grubu ve Y alkol grubu olursa, basit bir esterleşme reaksiyonu ortaya çıkar, reaksiyon ürünü olarak da XY meydana gelir, bu örnekte açığa çıkan yan ürün sudur.<sup>73</sup>

Günümüzde kondansasyon rezinleri, dental restorasyon veya protetik uygulamalarda pek kullanılmaz. Ancak polimer kimyasındaki yenilikler bu durumu her an değiştirebilir. Dolayısıyla, diş hekimleri polimerizasyon tipleri ile ilgili kavramları anlamak zorundadırlar.<sup>138</sup>

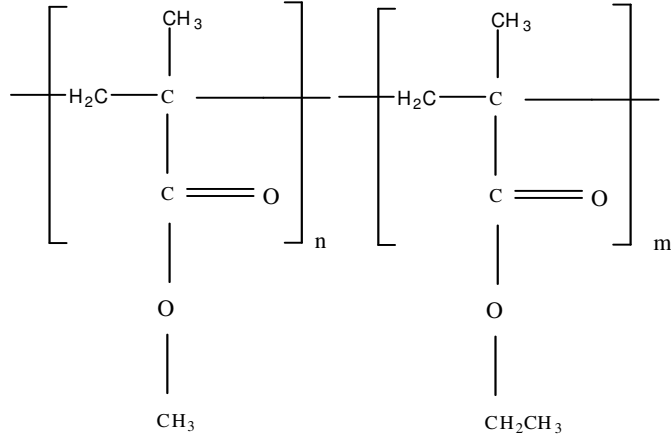
## KOPOLİMERİZASYON

İlave polimerizasyon reaksiyonu ile oluşan makromoleküller, tek bir yapısal birimden meydana gelir. Bazen fiziksel özellikleri geliştirmek için başlangıç malzemesi olarak iki veya daha fazla kimyasal yapısı farklı monomer kullanılır. Şayet aynı cins monomerler birleşip bir bütünlük oluştururlarsa buna "homopolimer" denir. Polimetil metakrilat'ın yapısal formülü aşağıda görülmektedir (Şekil 2). Burada bütün mer'ler metil metakrilat'tır.<sup>24</sup>



Şekil 2- Polimetilmetakrilat

Şayet iki ayrı cins monomer birleşip bir bütünlük oluştururlarsa, buna "kopolimer" denir. Şekil 3' de metil metakrilat-etil metakrilat kopolimerinin yapısal formülü görülmektedir. Burada iki ayrı cins 'mer' (metil ve etil metakrilat) söz konusudur.



**Şekil 3-** Metil metakrilat-etil metakrilat kopolimeri

Oluşan polimer, bu her iki monomeri de içerir. Bu tip polimere *kopolimer* bu tip polimerizasyona da *kopolimerizasyon* adı verilir.<sup>138</sup> Diş hekimliği alanında kullanılan kompozit dolgu maddelerinin büyük bir kısmı bu türdür. Kompozit rezinler içindeki Bis-GMA monomerini dilue etmek amacıyla katılan TEGDMA monomerleri kopolimerlerdir.

Şayet üç ayrı cins monomer birleşip bir bütünlük oluştururlarsa, buna da ‘terpolimer’ adı verilir. Örneğin metil-etil-propil metakrilat’ın yapısında üç ayrı cins mer vardır: metil, etil ve propil.<sup>24</sup>

### **POLİMERİZASYON DERECEŚİ (KONVERSİYON)**

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu boyunca monomerlerin polimere dönüşüm miktarı konversiyon yada polimerizasyon derecesi olarak adlandırılır.<sup>34</sup> Yapılan çalışmalar, büzülme miktarının polimerizasyon derecesi ile alakalı olduğu belirtilmiştir. Polimerizasyon derecesi arttığında büzülme miktarı artmaktadır.<sup>12,117</sup>



Kompozit rezinlerin uygulanması sırasında polimerizasyon derecesinin yüksek olması gerektiği genel bir kanıdır.<sup>34</sup> Polimerizasyon derecesi artarken rezinde reaksiyona katılmayan artık monomer miktarı azalır ve buna bağlı olarak fiziksel özellikler gelişir.<sup>23</sup>

Büzülme streslerini azaltmak için polimerizasyon derecesini düşürmek ilk bakışta yararlı gibi görünmekle birlikte hatalıdır. Çünkü polimerizasyon derecesini düşürmek kompozitin mekaniksel özelliklerini olumsuz yönde etkiler.

İdeal bir kompozit rezinin en yüksek polimerizasyon derecesi oluştururken düşük miktarda büzülme meydana getirmelidir.<sup>34</sup> Polimerizasyon derecesi başlatıcı sisteme göre değişir.<sup>24</sup>

## **POLİMERİZASYON BÜZÜLMESİ**

Rezin materyallerde tüm polimerlerde olduğu gibi, monomerlerin polimer zincirinde düzenleniş biçimlerinden kaynaklanan bir büzülme söz konusudur. Monomer moleküllerinin polimer ağına dönüşmesi moleküllerin birbirlerine yaklaşmasıyla meydana gelir ki, bu da hacminde azalmaya sebep olur.<sup>19,30,37</sup>

Bu büzülmenin başlıca sebebi; moleküllerin arasında başta 0,3-0,4 nm' lik zayıf van der Waals kuvveti mesafesi bulunurken polimerizasyon sırasında kovalent bağların kurulması ile bu mesafenin 0,15 nm'ye düşmesidir.<sup>21,65,89,96</sup> C = C çift bağı'nın her bir molünün C-C bağına dönüşmesi 23cm<sup>3</sup> civarında büzülme oluşturur.<sup>96,97</sup> Bu hacimsel olarak %1.5-3 arasında değişen bir büzülmedir.<sup>31,97</sup> Hacmin azalması genellikle 'sertleşme kontraksiyonu' veya 'polimerizasyon büzülmesi' olarak adlandırılır.

Polimerizasyon büzülmesi, reçinede hacimsel bir değişiklik meydana getirdiği gibi restore edilen dişte, kompozit rezinin içerisinde ve bağlanma yüzeyinde polimerizasyon streslerinin oluşumuna neden olurlar.<sup>10,101</sup>

### **Polimerizasyon Büzülmesi Ve Adezyon**

Rezin materyallerin polimerizasyon büzülmeleri pre-jel ve post-jel fazı olarak iki aşamada gerçekleşir. İlk aşama olan pre-jel fazı, kompozit rezinin viskz halden jel hale gelinceye kadar geçen süredir. İkinci aşama ise post-jel fazı diye adlandırılan katı devredir. Jelasyon ise moleküllerin kmeleşmesidir.<sup>30</sup>

Pre-jel bzlmesindeki hacimsel değişim post-jel büzülmesinden daha fazladır. Ancak, pre-jel polimerizasyon safhasında rezin akışkan olduğu için kavite içine yayılabilir ve yapı içerisindeki stres azalır. Yani büzülme maddenin akış özelliği ile dengelenebilir. Post-jel aşamasında ise hareket durur ve büzülme stresi karşılanamaz. Bu safhada oluşan stresler diş ile kompozit ara yüzeyine ve burayı çevreleyen diş dokularına iletilir.<sup>12,26,27,45,101,133</sup>

Polimerizasyon sırasında oluşan hacimsel değişiklik kompozitin diş dokularına bağlandığı bölgelerde klinik olarak saptanamayan gerilimlere yol açarak, dolgu ve kavite duvarlarının birbirine yeterli derecede adaptasyonunu engeller. Adaptasyonun yetersiz olması bakterilerin, sıvıların, iyon ve moleküllerin geçmesine neden olacak bir aralığın oluşmasına yol açar. Termal ve mekanik stresler altında artan bu mikroaralık renklenme, sekonder çürük gelişimi, restorasyonun kırılması, post operatif hassasiyet hatta pulpal patolojilere yol açan mikrosızıntının temel nedenidir.<sup>12,40,52,97</sup>

Kompozit rezin restorasyonlarının marjinal adaptasyonunu artırmak amacı ile polimerizasyon büzülme streslerine karşı koyabilecek adeziv sistemler geliştirilmiştir. Kavite preparasyonuna adeziv uygulanmasıyla polimerizasyon büzülme stresi ve bağlanma kuvveti karşı karşıya gelir ve bir çatışma oluşturur.<sup>26,28</sup> Bu çatışma farklı problemler meydana getirir. Oluşan stresler diş veya kompozit rezin yapısı içerisinde birikerek koheziv kırıklara, internal mikro çatlaklar oluşumuna sebep olabildiği gibi diş ile restorasyon arasındaki bağlanmayı etkileyerek adeziv başarısızlığa da neden olur.<sup>34</sup> Büzülme stresi ve bağlanma kuvveti arasındaki bu ilişki şu şekilde açıklanabilir;

Polimerizasyon büzülmesi ile oluşan stresler adezyon kuvvetlerinden daha fazla ise kompozit rezin ile dentin ara yüzeyinde bağlanma başarısızlığına sebep olur. Böylece mikro boşlukların oluşumu, kenar sızıntısı, post-operatif hassasiyet, renklenme ve sekonder çürük gelişimi gibi bir takım sorunlar ortaya çıkabilir.<sup>12,15,40,101</sup> Eğer kompozit rezin ile diş arasında polimerizasyon büzülme streslerine karşı koyabilecek kadar yeterli adezyon sağlamışsa bu büzülme stresleri rezin içerisinde birikerek çevre yapılarda deformasyona yol açabilir. Bunun sonucunda servikal minede, diş kırılmaya yatkın hale getiren mikro çatlaklar meydana gelebilir.<sup>12,93,101,117,132,133</sup>

### **Polimerizasyon Büzülmesine Etki Eden Faktörler**

Rezin kompozitin polimerizasyon büzülmesini ve bağlanma yüzeyinde meydana getirdiği mekanik stresleri etkileyen bir çok faktör vardır.<sup>17</sup> Bu faktörlerin etkisini ortadan kaldırabilmek veya azaltabilmek amacı ile çok sayıda

araştırma yapılmış ve çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Kompozit rezinin içeriği ve uygulama teknikleri stres oluşumunu etkileyen başlıca faktörlerdir.<sup>19,118</sup>

### **A- Kompozit rezin yapısına bağlı faktörler**

Kompozit rezinin içerdiği inorganik partikül miktarı polimerizasyon büzülmesini etkileyen bir faktördür. Genel olarak, daha yüksek oranda doldurucu partikül içeren rezinlerde daha az polimerizasyon büzülmesi meydana gelir.<sup>8,122,127</sup>

Bu durum, doldurucu partikül hacmi fazla olduğunda, rezin matriks hacminin azalması ile açıklanabilmektedir. Doldurucu partiküller katı oldukları için boyutsal değişikliğe uğramazken, sıvı formdaki rezin matriks jel formdan katı forma geçiş sırasında monomerlerin birbirine bağlanması ve fiziksel deformasyon nedeniyle büzülürler.<sup>8</sup> Bununla birlikte fazla doldurucu ilavesi kompozitin akıcılığını azaltacak, daha fazla diluent monomer ilavesi gerektirecektir. Fazla diluent eklenmesi de büzülmeyle kötü yönde etkileyecektir. Bu yüzden rezin içerisine doldurucu ilavesi sınırlandırılmıştır.<sup>4</sup>

İnorganik dolduruculara ek olarak pre-polimerize rezin doldurucu<sup>4,12,138</sup> ilavesi veya insert<sup>14,43</sup> ilave edilmesi de büzülmeyle azaltır. Bu ilaveler monomer oranını azaltacak ve rezinin ısısal genişleme katsayısını düşürecektir.<sup>14</sup>

Polimerizasyon büzülmesinin miktarı, kompozitin organik fazı ile doğrudan ilişkili bir kavramdır. Rezinin hacimsel miktarı, metakrilat gruplarının konsantrasyonu, monomerin ortalama molekül ağırlığı önemli değişkenlerdir.<sup>89</sup> Daha küçük partiküllü monomerlerin kullanımı viskoziteyi azaltmakta ve polimerizasyon büzülmesini arttırmaktadır. Büyük moleküler ağırlıklı monomerlerin karışıma eklenmesi rezinin büzülme oranını azaltabilmektedir.

TEGDMA, Bis-GMA ile karşılaştırıldığında daha düşük moleküler ağırlıklı bir monomer olduğundan<sup>8</sup> TEGDMA içeren rezinlerin polimerizasyon büzülme miktarları daha fazla olmaktadır. UDMA yüksek molekül ağırlığına sahip olmakla birlikte Bis-GMA' ya oranla akıcı olduğundan diluent madde kullanımı gerektirmez. UDMA düşük büzülme özelliğinin yanı sıra Bis-GMA' ya oranla düşük su emilimi gösterdiği ve daha sert yapıda olduğu için tercih edilebilir.<sup>23,89</sup>

Polimerizasyon büzülmesinin engellenmesi için diğer önemli yöntem ise boyutsal değişime uğramayan veya genleşebilen yeni dental monomerler kullanılmasıdır, fakat bu sistemler henüz piyasadaki dental materyallerde yaygın olarak kullanılmamaktadır. Halkalı yapıdaki bazı tip monomerler, halkanın açılması sonucu gerçekleşen polimerizasyon sonrası polimerik maddeye dönüşebilir. Bu konuda araştırmalar devam etmektedir.<sup>39,127</sup>

### **B- Restorasyonun uygulama tekniklerine bağlı faktörler**

Konfigürasyon faktörü (C-faktörü); restorasyonun bağlandığı yüzeylerin serbest yüzeylere oranı olarak tanımlanmaktadır. Polimerizasyon streslerinin oluşmasında konfigürasyon faktörünün önemi birçok araştırmacı tarafından belirtilmiştir.<sup>45,71,118</sup> C-faktörün artması ile büzülme stresi olumsuz etkilenmektedir. Bu faktörün belli bir limiti aşması materyalin akıcılığını engeller ve büzülme streslerini artmasına sebep olur.<sup>45,118</sup>

Polimerizasyon büzülmesini kavitenin genişliği ve derinliği de etkiler. Kavite ne kadar dar ve yüzeyel ise başka bir deyişle uygulanan rezin hacmi ne kadar az ise büzülme o kadar az olur.<sup>31,118</sup> Bu amaçla kavite taban maddeleri olarak cam iyonomer siman kullanılarak kavite derinliğini azaltmak büzülmeyi

olumlu yönde etkiler.<sup>17,71</sup> Bununla birlikte çinko fosfat, polikarboksilat siman veya kalsiyum hidroksit içeren kaide materyallerinin kavitenin internal duvarlarına yerleştirilmesi kavitenin C-faktörünü değiştirecektir. Çünkü rezin kompozitler bu yüzeylere bağlanmazlar ve internal yüzeyler olmalarına rağmen serbest yüzeyle aynı etkiyi gösterirler. Bu işlemler polimerizasyon streslerini azaltırken aynı zamanda bağlanan dentin yüzey alanını ve restorasyonun retansiyonunuda azaltacak ve mikrosızıntı ihtimalini artırabilecektir.<sup>17</sup>

Polimerizasyon büzülmesini olumlu yönde etkileyen diğer bir yöntem kompozit rezinin tabakalama tekniği ile uygulanmasıdır. Bu yöntemde kaviteye küçük parçalar halinde yerleştirilen rezin tabakaları birbirinden bağımsız olarak polimerize olurlar. Restorasyonda kullanılan total rezine oranla daha az hacimli olan bu parçaların polimerizasyon büzülmeleri de daha az olur. Toplam da oluşan polimerizasyon büzülme miktarı değişmez fakat stresler daha az olur. Büzülme vektörlerini kontrol altında tutmak için önerilen bu yöntemde her bir parçanın büzülmesi sonraki parça tarafından dengelenir ve büzülme stresi önemli ölçüde azalır.<sup>17,28,31,104</sup>

Işıklı sertleşen kompozit rezinlerde tabakalama tekniğinin diş ile rezin arasında oluşan polimerizasyon stresini azaltacağı genel bir görüştür. İlgili laboratuvar ve klinik çalışma bulguları özellikle yüksek konfigürasyon faktörlü kavitelere tabakalama tekniğinin kullanımını desteklemektedir.<sup>104,118</sup> Diğer bir taraftan bazı laboratuvar çalışmalarında da kompozitin yerleştirme yöntemleri arasında polimerizasyon stresleri açısından fark bulunamamıştır.<sup>69,70,115,124,128</sup>

Restorasyon sırasında kaviteye adeziv sistem ve kavite taban maddelerinin kullanımı da polimerizasyon büzülmesine bağlı streslerin azaltılmasında uygulanan diğer bir yaklaşımdır. Bu amaçla elastisitesi düşük kavite taban maddeleri ve linerler stres absorbe edici olarak kullanılabilir.<sup>28,118,132</sup> Linerler büzülme streslerine karşı elastik bir bariyer oluştururken, adeziv yüzeylerinde oluşan streslerin daha eşit dağıtılmasını da sağlarlar.<sup>28</sup>

Polimerizasyon büzülme stresini azaltmak amacı ile tavsiye edilen yöntemlerden birisi de indirekt restorasyonlardır. Extra-oral olarak sertleştirilen inley ve onley restorasyonlarda polimerizasyon reaksiyonunun tamamlanması sırasında gerçekleşir, büzülme simantasyondan önce oluşur. Böylece marjinal uyumsuzluk ve postoperatif hassasiyet direkt restorasyonlara oranla azaltılmış olur.<sup>2</sup>

Polimerizasyon kontraksiyonu üzerinde etkisi olduğu düşünülen bir diğer konu renk faktörüdür. Bu konuda yapılan çalışmalarda önemli bir fark bulunamamakla birlikte, ışık penetrasyonunu engellememesi açısından opak ve koyu renkli kompozitlerde ışınlanma süresi uzatılmalıdır.<sup>100</sup>

Polimerizasyon tekniğinde uygulanan bir yöntem de şeffaf kamaların kullanılmasıdır. Bu kamalar ışığı yansıttıkları için büzülme vektörlerinin yönü değiştirerek gingivoproksimal adaptasyonun daha iyi oluşturulmasını sağlar.<sup>100</sup>

Araştırmacılar, kompozit rezinin polimerizasyonunda kullanılan ışık kaynaklarının ve ışık şiddetinin oluşan stresler üzerinde etkili olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle farklı ışık kaynakları ve uygulama teknikleri geliştirilmiştir.<sup>37,71,118</sup>

## IŞIK KAYNAKLARI

### Kuartz- Tungsten-Halojen Işık Kaynakları

Kuartz-tungsten-halojen, dental işlemlerde yaygın olarak kullanılan ışık kaynaklarıdır.<sup>18,58,97</sup> Bu kaynaklar, elektrotların birleştiği tungsten bir bobin içerir. Bobin, havayla temasının engellenmesi amacı ile kuartz bir yapı ile sarılmıştır. Kuartz, silika dioksidin kristalin formudur ve çok yüksek sıcaklıklara dayanabilmektedir aynı zamanda filamentlerden yayılan ışığa şeffaf bir geçiş sağlar.<sup>94,97</sup>

Kuartz yapı içerisinde inert, halojen bazlı bir bileşik bulunmaktadır. Farklı lambalar farklı inert gazlar içerirler. Bu gazlar değişik ısılarda yanarlar böylece çeşitli seviyelerde enerji çıkışı elde edilmiş olur. Çalışma sırasında tungsten filamentlerde yüksek ısı oluşur, ışık kaynağı kapatıldığında kuartz yapı tekrar soğur ve oluşan tungsten buharı kuartz yapının duvarında yoğunlaşır. Zamanla, bu tortu koyu ve opak bir tungsten tabakası oluşturur. Halojen gazı bu tabakayı uzaklaştırıp tekrar filamentlere çökeltir. Böylece filamentin ömrünü artırarak filamentlerden yüksek enerji çıkışı sağlar. Bu gazın uzaklaştırılması halinde kuartz duvar içerisinde tungstenin birikimi engellenemez ve enerji çıkışı azalır. Halojenin kaybı normal koşullarda oluşmaz kullanıcı hatası ile olabilir. Yüksek voltajlı lambalar kullanılarak yüksek ışık şiddetinde halojen kaynaklar da üretilmiştir. Burada kullanılan inert gazlar farklıdır çoğunlukla kripton kullanılmaktadır.<sup>94,97</sup>



Eğer yüksek ısıya ulaştığı zaman lambanın soğutulması sağlanmaz ise içeriye hava girer. Oksijen, lambanın ömrünü hızla azaltır. Bu yüzden soğutmaya çok önem verilmelidir. Bu amaçla halojen ışık kaynaklarında fan bulunmaktadır. Sistem içerisinde fan bulunması ayrı enerji gereksinimi demektir. Ayrıca üzerindeki havalandırma delikleri kontaminasyona olanak sağladığı için dezenfeksiyonlarını zorlaştırır.<sup>9,58,97</sup>

Halojen ışık kaynaklarından kızılötesi (IR) enerji elde edilir. IR, materyal tarafından absorbe edildiğinde moleküler vibrasyon oluşur ve moleküller çarpışarak ısı oluştururlar. IR enerjisinin dişe ulaşmasını engellemek amacı ile kullanılan kalın, ısı absorbe edici filtreler halojen ışık kaynaklarının zaruri bir parçasıdır. Filtreler, IR ışığı tutarak bize gereken görünür ışık elde edilmesini sağlar.<sup>97,109</sup>

Halojen ışık kaynaklarının en pahalı parçası filtre mekanizmasıdır. Bu filtreler özelliklerini kaybettiklerinde diş yüzeyine daha fazla enerji ulaşır. Bu fazla enerji pulpa içerisindeki ısıyı artırabilir. Filtre edilemeyen IR pulpa ve mukozada ısı oluşumuna neden olur. Bu nedenle halojen ışıkların bütün aksamaları ve ışık verimi periyodik olarak kontrol ettirilmelidir.<sup>97</sup>

Halojen ışık kaynakları uzun yıllardır diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmasına rağmen halojen lambaların, reflektörün, filtrenin kullanıma bağlı olarak zamanla etkinliğini kaybetmesi, yüksek ısı oluşturması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu yüzden son yıllarda farklı ışık kaynakları arayışına gidilmiştir.<sup>9,109,110,111</sup>

## LED (Light -Emitting Diodes) Işık Kaynakları

Kuartz tungsten halojen lambalarının bazı dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacı ile LED (Light- Emitting Diodes) geliştirilmiştir.<sup>110,111</sup> Kelime anlamı 'ışık saçan diyotlar' demektir. Yapılarında elektronların birinden diğerine geçişini sağlayan iki ayrı yarı iletken bulunur.<sup>58,109</sup> Mavi LED ışık kaynakları yaklaşık 455-486 nm dalga boyunda sadece görünür ışık sağlar, bu dalga boyu çoğu kompozit maddeleri içerisinde başlatıcı olarak bulunan kamforokinonun aktivasyonu için yeterlidir.<sup>18,135</sup>

LED ışık kaynakları ışık üretimi sırasında ısı açığa çıkarmazlar. Gereken dalga boyunda enerji ürettiklerinden halojen lambalar gibi filtre edilmesine gerek yoktur.<sup>109</sup> Bu tip ışık kaynakları filtre gerektirmeyen tek kaynaklardır. Ayrıca fanları olmadığı için sessizdirler ve küçük, taşınabilir şekilde üretilebilmektedirler.<sup>18,110</sup> Ayrıca LED ışık lambaları oldukça uzun ömre sahiptirler.<sup>9,110</sup>

LED cihazlarının dış hekimliğinde kullanımı yeni olmakla birlikte piyasaya yeni çıkan 1. nesil LED'ler yerlerini daha yüksek ışık şiddeti içeren 2. nesil LED'lere bırakmışlardır. 1. nesil LED ışıklarının ışık şiddeti sınırlıdır. Geleneksel halojen ışık kaynaklarıyla karşılaştırıldığında çok iyi performans göstermemektedirler.<sup>18,92</sup> Günümüzde yeni geliştirilen 2. nesil yüksek şiddette mavi ışık üretebilen ileri teknoloji ürünleridir. Böylece uygulama süresi de azalır. Bununla birlikte ışık şiddetinin artması kaynak içerisinde ısı oluşturabilir. Bu yüzden gelecekteki modellerine fan eklenmesi gerekebilir.<sup>97</sup>

Bütün bu avantajlarının yanı sıra LED ışık kaynaklarının iki önemli dezavantajı bulunmaktadır. Birincisi LED ışık kaynaklarının enerji spektrumu dar olduğu için başlatıcı olarak sadece CQ içeren kompozitleri polimerize edebilirler. Bazı kompozit ve adeziv sistemlerin polimerizasyonunda yetersiz kalırlar. Diğer bir dezavantajı ise enerji çıkış gücüne rağmen kompozit rezinlerin koyu renklerinde uygulama süresinin artırılmasına rağmen diğer kaynaklarla elde edilen polimerizasyon oranı sağlanamamaktadır. Bu problemler belki daha güçlü LED ışık kaynaklarının üretilmeleri ile ortadan kaldırılacaktır.<sup>18,58</sup>

Günümüzde LED ışık kaynağı üreticileri de soft-start polimerizasyon tekniklerini de cihazlarına dahil etmektedirler.<sup>135</sup> LED ışık kaynakları kullanım açısından avantaj sağlamakla birlikte halojenler kadar tüm kompozit rezinlerde tam olarak etkin olamadıklarından diş hekimleri kullandıkları kompozitte ışık kaynağı ve süresinin yeterli polimerizasyon sağlayıp sağlamadığını kontrol etmelidirler.<sup>92</sup>

### **Plazma Ark Işık Kaynakları**

Plazma ark ışık kaynaklarında (PAC) ışık iyonize molekül ve elektronların gaz halindeki karışımını içeren plazmanın parlaması ile ortaya çıkmaktadır. Bu ışık kaynakları elektromanyetik enerjinin büyük miktarını üretirler. Oluşan gereksiz ve zararlı dalga boylarını engellemek için daha fazla filtrasyon gereklidir.<sup>18,97</sup> PAC üniteleri  $2000 \text{ mW/cm}^2$  den daha yüksek şiddette ışık üreterek kompozitin polimerizasyonunu çok kısa sürede sağlayabilirler.<sup>18</sup>

Plazma ark ışık kaynaklarının ömrü halojen lambalarına oranla daha uzundur. Bununla birlikte bu tip ışık kaynaklarının intrapulpal ısı artışı ve restorasyon ile diş yapıları ara yüzeyinde oluşan polimerizasyon büzülme streslerini artırma gibi dezavantajları vardır.<sup>18</sup>

### **Argon Lazer Işık Kaynakları**

Lazerlerde ışık kaynağı elektron demeti gibi bir enerji kaynağının saldığı enerjii soğurur, ardından bu enerjii elektromanyetik bir ışıma ile geri verir. 500 nm dalga boyu civarında enerji üretirler, kızılötesi ışık dalgaları olmadığı için pulpa ve oral dokularda ısı artışına sebep olmaz. Polimerizasyon süresini kısaltmış olmaları en büyük avantajlarıdır.<sup>97</sup>

Plazma arkların ve argon lazerin maliyetlerinin yüksek olması kompozit polimerizasyonu için kullanımda tercih edilmemesine sebep olmaktadır.<sup>97</sup>

## İŞIK UYGULAMA TEKNİKLERİ

Dış hekimliğinde ışık ile polimerize olan kompozitler 1970'lerden beri kullanılmaktadır. Işıkla polimerizasyonun anlaşılabilmesi için bazı kavramların bilinmesi gerekmektedir.

*Işık Gücü:* Işık kaynağının birim zamanda yaydığı toplam enerji miktarına ışığın gücü denir ve mW= miliwatt cinsinden ifade edilir.<sup>9</sup>

*Işık Şiddeti:* Işığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücüdür. Birimi mW/cm<sup>2</sup>'dir. Polimerizasyonda kullanılan ışık kaynakları için önemli bir özelliktir.<sup>91</sup> Işık kaynağının gücünün uygulama ucu alanına oranlanması ile hesaplanır. Işık şiddetini artırmak amacı ile ya cihazın gücü artırılır, yada uygulama ucunun çapı küçültülür. Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için gereken ışık yoğunluğu minimum 400 mW/cm<sup>2</sup> olarak önerilmiştir.<sup>98,133</sup>

*Toplam Enerji Yoğunluğu:* Polimerizasyon boyunca kompozit rezine uygulanan toplam enerji miktarıdır. Işık şiddetinin (mW/cm<sup>2</sup>), uygulama süresi (sn) ile çarpılması ile hesaplanır. Birimi mJ/cm<sup>2</sup> yada J/cm<sup>2</sup>'dir.<sup>6,97</sup> Toplam enerji yoğunluğu rezin kompozitlerin özelliklerini belirleyen en önemli faktördür.<sup>6,41,53,91</sup> Bu görüş doğrultusunda yüksek ışık şiddetinin kısa süre uygulanması ile orantılı olarak düşük ışık şiddetinin uzun süre kullanımı eşit polimerizasyon derecesi oluşturduğu düşünülmektedir.<sup>91,97</sup>

*Dalga Boyu:* Elektromanyetik dalgaların saniyede yaptığı salınım sayısına yani kendilerini tekrarlama sıklığına frekans denir. Bir ışığın bir salınımda aldıkları yola da dalga boyu adı verilir.

*Elektromanyetik Spektrum:* Çeşitli enerji tipleri dalga boylarına göre en uzundan en kısaya doğru elektromanyetik spektrum diye adlandırılır. Bu sıralama; radyo, televizyon dalgaları, mikrodalga, kızılötesi radyasyon (IR), görünür ışık, ultraviyole radyasyon, X ışınları, gama ve kozmik ışınlardır. Diş hekimliğinde sadece görünür ışık alanı olarak adlandırdığımız dar enerji bandı kullanılmaktadır.<sup>9,97</sup> Gözlerimiz bu dar enerji bandı içerisinde farklı dalga boylarına sahip elektromanyetik enerjiyi fark edebilmektedir. Bu bant kırmızı renkle (yaklaşık 700 nm dalga boyunda) başlar ve turuncu, sarı, yeşil, mavi ve mora (yaklaşık 400 nm) doğru dalga boyu azalarak ilerler.<sup>97</sup>

Dental materyallerde genellikle reaksiyon başlatıcı olarak kullanılan bileşik kamforokinon (CQ)'dur.<sup>97</sup> Bu bileşik oda sıcaklığında sarı ve katı bir maddedir ve görünür ışık spektrumunun mavi bölgesi içerisinde 450 nm-500 nm arasında dalga boyunda mavi ışığa duyarlıdır.<sup>23,97</sup> CQ uygun dalga boyu ve şiddetindeki elektromanyetik enerjiye maruz kaldığında fonksiyonel gruplar fotonları absorbe eder ve molekül aktive olarak aminle bir araya gelir ve elektron transferi oluşturur.

Işık enerjisi ne kadar yüksek olursa o kadar çok foton olacaktır. Foton sayısının artması aminle reaksiyona giren CQ oranını dolayısı ile serbest radikal oluşumunu artıracaktır. Bu nedenle polimerizasyon derecesini artırmak amacı ile yüksek ışık şiddetinde kaynaklar kullanılmaktadır.<sup>23,97</sup> Kompozit rezinlerin polimerizasyonunun tam olarak yapılabilmesi dolgunun başarısı açısından önemli bir faktördür. Çünkü kompozit rezin restorasyonunun yetersiz polimerizasyonu

sızıntısının artmasına, mekanik özelliklerin azalmasına sebep olurken diş yüzeyine bağlanmasını zayıflatır.<sup>5</sup>

Yüksek ışık şiddetinde kaynakların kullanımı geleneksel ışık kaynakları ile karşılaştırıldığında bazı avantajlar sağlamaktadır. Bunlardan biri uygulama süresini kısaltması diğeri ise daha derin polimerizasyon sağlamasıdır. Bununla birlikte, bu ışık kaynaklarının kullanımında bazı endişeler mevcuttur. Polimerizasyon çok hızlı olacağından kompozit diş yüzeyine akamaz bu yüzden polimerizasyon büzülme stresleri diş yapısına veya bağlanma yüzeyine transfer olur.<sup>97</sup>

Yüksek ışık şiddeti kullanılmasında ki diğeri bir endişe oluşan polimerin kalitesidir. Polimerizasyon reaksiyonunun başlangıç aşaması lineer polimer oluşmasıdır. Zincir uzadığında kendi arasında veya diğeri zincirlerle karışır ve halka şeklini alır. Yalnızca dönüşümün son safhalarında çapraz bağlar arasındaki uzaklık azaldığında büyük çapraz bağ oluşur. Serbest radikaller arttığında monomerler daha fazla oranda kullanılır. Monomer kullanım oranının artması, yavaş polimerize olan sistemlerden daha kısa polimer zinciri oluşturur. Hızlı polimerizasyon gerçekleştiğinde daha az çapraz bağ yapmış düşük molekül ağırlıklı kısa zincirler oluşur. Fiziksel özellikler polimerin molekül ağırlıkları ve yaptıkları çapraz bağlarla alakalı olduğu için hızlı polimerizasyon kompozit rezinin fiziksel özelliklerini etkileyecektir.<sup>97</sup>

Eğer polimerizasyon reaksiyonunun yavaş olarak oluşmasına izin verilirse kompozit serbest yüzeyden diş yüzeyine doğru akması için zaman sağlanır. Böylece polimerizasyon sırasında oluşacak stresin azaltılacağı ileri

sürülmüştür.<sup>97,124</sup> Gerçekten de diş hekimliğinde yavaş polimerizasyon yararlı olduğu, hatta posterior dişlerin restorasyonlarının ilk katmanında kimyasal olarak sertleşen kompozitlerin kullanılmasının bağlanmayı olumlu etkileyeceği düşünülmektedir.<sup>97</sup>

Araştırmacılar polimerizasyon büzülmesini azaltabilmek amacı ile polimerizasyonu yavaşlatması gerektiğini, bunun için yavaş başlayan polimerizasyon tekniklerinin (soft-start) kullanılmasını önermişlerdir.<sup>74,133</sup> Soft-start tekniği ile polimer içerisinde oluşan stresin kompozitin akışkanlığı ile azaltılması amacı ile düşük ışık şiddeti kullanılmaktadır. Böylelikle serbest radikal oluşumu azalarak polimerizasyon yavaşlayacak ve kompozitin akması için zaman sağlanacaktır.<sup>74</sup> Yani sertleşme oranını yavaşlatarak kompozitin viskoelastik fazını artırıp kompozit rezinin büzülme stresinin kontrol edilmesi sağlanacaktır.<sup>18</sup> Işık şiddetinin azaltılmasının polimerizasyon stresini azalttığı düşünülmekle beraber alt katmanlardaki kompozitin yeterli derecede polimerize olmaması fiziksel ve mekanik özellikleri olumsuz yönde etkilediği de düşünülmektedir.<sup>33,46,85,132</sup>

Son yıllarda bazı çalışmalar kompozit rezin restorasyonların önce düşük ışık şiddetiyle polimerize edilmesini takiben yüksek ışık şiddetiyle son ışık uygulanmasının yapılarak polimerizasyonun kontrol edilmesiyle materyalin özelliklerinde bir kayıp olmaksızın polimerizasyon büzülmesinde azalma sağlanabileceğini göstermiştir.<sup>33,46,132</sup>

Kompozit rezinlere başlangıçta düşük ışık şiddeti uygulayarak jel aşamasına gelene kadar maximum polimer akışı sağlanmış olacağından bu



aşamadan sonra yüksek düzeyde ışık verilir. Böylece fiziksel özelliklerin artırılması için gereken polimerizasyon derecesi sağlanmış olur.

Soft –start yöntemi üç farklı şekilde uygulanır:

- 1- Kademeli güç artışı gösteren ışık uygulama (Step-curing): Başlangıçta belirli bir süre düşük şiddette ışık uygulanmasının hemen ardından daha yüksek düzeyde enerji verilir.
- 2- Düzenli artan güçte ışık uygulama (Ramped-curing, Exponential) Başlangıç ışık yoğunluğu ayrı bir basamak değildir. Polimerizasyon işlemi ilk olarak düşük ışık şiddeti başlar, daha sonra süreyle orantılı olarak ışık şiddeti artarak en yüksek seviyeye ulaşır.
- 3- Ara verilmiş kademeli ışık (Pulse-delay) düşük ışık şiddeti kısa süreli olarak kompozite uygulanır, ardından bir süre beklendikten sonra yüksek şiddette ışık uygulanır.

Soft–start metodunun uygulanabilmesi için kullanılan ampul üniteleri otomatik olarak düşük şiddette ışık oluşturur, bunu yüksek ışık şiddeti takip edecek şekilde dizayn edilmiştir. Buna ek olarak ışık şiddetinin azaltılması, uzaklığın arttırılmasıyla<sup>74</sup> ve ışık kaynağının ucu ile kompozit rezin yüzeyi arasına nötral yoğunluk filtrelerinin<sup>99</sup> yerleştirilmesiyle de sağlanabilmektedir.<sup>37</sup>

## **KOMPOZİT REZİNLERİN POLİMERİZASYON BÜZÜLMESİNİN ÖLÇÜLMESİ**

Polimerizasyon büzülmesinin ortadan kaldırılması yada azaltılması amacı ile yapılan çalışmaların temelini polimerizasyon büzülmesinin doğru olarak ölçülmesi oluşturmaktadır.

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu boyunca oluşan büzülmeyi ölçmek amacı ile birçok metot geliştirilmiştir. Bu metotlar; değerlendirme yöntemlerine göre doğrusal (lineer) veya hacimsel (volumetrik) olarak iki grupta toplanılabilir.<sup>125</sup>

### **Boyutsal Ölçüm Yöntemlerinin Değerlendirilmesi**

Watts ve Cash'in geliştirdiği 'deflecting disk'<sup>125</sup> metodunda doğrusal boyut değişimi esnek bir levhaya tutturulan kompozit rezin örnek ile ölçülmektedir. Kompozit rezin polimerize olurken oluşan büzülme, levhanın yer değiştirmesine neden olur, böylece polimerizasyon büzülme miktarı tayin edilir. Bu yöntem daha sonra da bir çok araştırmacı tarafından uygulanmıştır.<sup>64,69,70</sup> Fakat bu metotla sadece post-jel polimerizasyonun ölçülebildiği belirtilmiştir.<sup>28</sup> Ayrıca ölçüm sırasında numunelerin levhalar arasına sıkıştırılması özellikle ince numunelerin ölçümlerini zorlaştırmaktadır. Bu metotta numunenin kalınlığı boyutsal değişiklikleri kısıtlamakta ve uniform olmayan bir büzülme ölçülmektedir.<sup>65</sup>

Daha sonra De Gee ve Feilzer<sup>32</sup>, deflecting disk metodunu modifiye ederek, 'linometre' olarak adlandırılan bir düzenek tasarlamışlar ve boyutsal

büzülmeyi bu yöntemle ölçmüşlerdir. Bu düzenekte kompozit örnek, alıcıya temas etmemektedir, böylece örneğin serbest büzülmesi de ölçülebildiğinden materyalin geometrisinden bağımsız ölçüm yapılabildiğini belirtmişlerdir. Bu metot pre-jel ve post-jel fazını birlikte ölçebilmektedir. Bu metot kullanılarak yapılan bir çok çalışma mevcuttur.<sup>33,87</sup>

Sakaguchi ve Douglas<sup>101</sup>, polimerizasyon büzülmesinin ölçülmesinde boyutsal değişiklikleri elektriksel direnç değişikliklerine yansıtan ‘strain gauge’ metodunu geliştirmişlerdir. Böylece kompozitlerin oluşturduğu stres ve strain değişimlerini ölçerek büzülmelerini saptamışlardır. Diğer araştırmacılar, jelasyon noktasına ulaşmadan ortaya çıkan stresler materyalin akıcılığı ile dengelendiğinden dolayı bu metodun kompozitlerin yalnızca post-jelasyon fazındaki boyutsal değişimleri ölçtüğünü belirtmişlerdir.<sup>65,101</sup> Bu yüzden aynı materyal için bu metotla saptanan değerler diğer yöntemlerden daha düşük olarak saptanmaktadır.<sup>28</sup> Ayrıca pre-jelasyonun klinik açıdan önemi olmadığını belirterek bu metodun kullanımının sert yapılar için uygun olduğunu ve yumuşak, düşük sertlikteki materyallerin ölçümü için planlanmadığını bildirmişlerdir.<sup>102</sup>

Büzülme tek boyutta olmadığından boyutsal olarak ölçülen değerler daha sonra matematiksel olarak hacimsel büzülme değerine çevrilir. Hacimsel büzülme doğrusal büzülmenin üç katı olarak düşünülmektedir.<sup>52,65</sup>

Toplam büzülmenin değerlendirilmesinde kullanılan diğer bir yöntem ise ‘mikroskobik incelemeler’dir. Bu yöntemde pirinç kalıplara veya hazırlanan kaviteye yerleştirilen kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi elektron mikroskobu ile incelenerek belirlenmektedir.<sup>40,85</sup>

## Hacimsel Ölçüm Yöntemlerinin Değerlendirilmesi

Polimerizasyon büzülmesinin hacimsel olarak ölçümü dilatometrik<sup>10,47,56,68,76</sup> veya densitometrik<sup>7,20,21,34,37,114,127</sup> yöntemlerle gerçekleşir.

Dilatometrik yöntemde; kompozit örnekler polimerizasyonun tamamlanması sırasında reaksiyona girmeyeceği bir sıvı (civa yada su) dolu cam bir hazne içerisindedir. Polimerizasyon sırasında oluşan hacimsel büzülme hazneye bağlı kapiller boru içerisindeki sıvı seviyesinin değişimine sebep olur. Sıvı seviyesinde ki bu değişikliğin ölçülmesi ile polimerizasyon büzülmesi saptanmaktadır. Düzenek, içerisindeki sıvıya göre civa dilatometresi ve su dilatometresi olarak iki farklı şekilde kullanılmaktadır.

Civa dilatometresi, polimerizasyon büzülmesinin saptanmasında birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır.<sup>10,47,68</sup> Fakat çok küçük ısı değişimleri bile içerdiği sıvıda genleşme ya da büzülme meydana getirmektedir. Sıvının hacminin değişimi özellikle küçük örneklerin ölçümlerinde büyük hatalar oluşturabilir.<sup>32,65,80</sup>

Diğer taraftan araştırmacılar ışık kaynağının örneğe yeterince ulaşamadığı düşüncesiyle bu yöntemin ışıkla sertleşen kompozitler için uygun olmadığını düşünmektedirler.<sup>22</sup> Ayrıca bazı araştırmacılar, civanın toksik etkisinden dolayı bu yöntemin kullanılmaması gerektiğini savunurlar.<sup>22,28,65</sup>

Bunun üzerine civanın toksik etkisini ortadan kaldırmak amacı ile su dilatometresi geliştirilmiştir.<sup>56,76</sup> Fakat civa dilatometresi için de geçerli olan

sıcaklık değişimlerine karşı hassas olması ve ışık kaynağının yeterli konumlandırılmaması gibi diğer dezavantajlar ortadan kaldırılamamıştır.<sup>32</sup>

Kompozitlerin polimerizasyon büzülmelerinin ölçümünde kullanılan diğer bir yöntem ise kompozitin polimerizasyondan önce ve sonraki yoğunluk değişimlerinin hesaplanmasıdır. Bu metot 'densitometrik yöntem', 'Arşimet metodu' veya 'buoyancy metodu' olarak adlandırılmaktadır. Ölçüm bir piknometre ve bir hassas terazi kullanılarak yapılır. Bu metodun özel ve karmaşık bir aparey gerektirmemesi avantaj sağlamaktadır.<sup>65</sup> Metot, Arşimet kanunları temel alınarak geliştirilmiş, formülün gelişimi Watts tarafından detaylı olarak anlatılmıştır.<sup>126</sup>

İlk olarak Puckett ve Smith<sup>93</sup> tarafından kullanılan yöntem, dilatometre ve lineer büzülmelerin hesaplanması yöntemlerine alternatif olarak geliştirilmiştir. Bu yöntemin ışıkla sertleşen kompozitlerde kullanımı uygun olan bir metot olarak tanıtmışlardır. Ayrıca, bu metodu karmaşık aletler gerektirmeden yapılabilecek hassas bir yöntem olarak ifade etmişlerdir. Daha sonraki yıllarda bu metot kullanılarak bir çok çalışma gerçekleştirilmiştir.<sup>7,20,21,34,37,114,127</sup>

Cook ve ark.<sup>22</sup> polimerizasyon büzülmesini 'gaz piknometresi' olarak bilinen bir cihazla ölçerek, diğer yöntemlerle benzer sonuçlar elde ettiklerini ve bu yöntemin diğerlerinden daha az hassasiyet gerektirdiğini bildirmişlerdir. Bu yöntemde işlemler kuru ortamda yapıldığından kompozit rezinin ölçülmesinin daha hassas yapıldığını ileri sürmüşlerdir.<sup>22</sup>

## **KOMPOZİT REZİNLERİN DENTİNE BAĞLANMA DAYANIMLARININ ÖLÇÜLMESİ**

Yeni çıkan dentin adeziv sistemlerinin ve restoratif materyallerin etkinliklerinin değerlendirilmesi amacıyla bağlanma dayanım testleri sıklıkla kullanılmaktadır. Genellikle bağlanma dayanımı diş yapısına bağlanan kompozit rezinlere gerilme veya makaslama kuvvetleri uygulanması ile ölçülür.<sup>121</sup>

Kompozit rezinlerin bağlanma dayanımlarının ölçümlerinde makaslama (shear), gerilim (tensile), mikro-gerilim (micro-tensile) ve mikro-makaslama (micro-shear) bağlanma dayanım testleri kullanılmaktadır.<sup>84,94,121</sup> Bu çalışmalar aynı parametreleri ve yeni materyalleri karşılaştırabilmek amacı ile çok etkili yöntemlerdir.<sup>49,84</sup>

Adeziv sistemlerin etkinliği araştırılırken bağlanma dayanımı testleri klinik testlerle de desteklenmeli, dentin yüzeyinin adeziv sistemlerle ilişkileri ultramorfolojik analizlerle değerlendirilmelidir.<sup>61,108</sup> Dentin adeziv sistemlerin klinik çalışmalarla değerlendirilmesi hem pahalı hem de zaman alıcıdır. Adezyon konusundaki sürekli gelişim hızla yeni materyal üretimini sağlamakta olduğundan üreticiler laboratuvar çalışmaları yapmayı tercih etmektedirler.<sup>3,113</sup> Aynı zaman da klinik değerlendirmelerde standardizasyonu sağlamak daha zordur.<sup>84</sup>

Dentine bağlanmanın ölçümü için uzun dönem makaslama bağlanma dayanımı testi kullanılmıştır. Makaslama dayanımı testinde, çekilmiş dişlerde düz yüzeyler oluşturulduktan sonra üzerine adezivle kompozit blok yapıştırılır. Kompozit rezin ara yüzeyine genellikle bıçak ucu şeklinde prob yardımı ile

makaslama kuvveti uygulanarak kırıldığı andaki kuvvet belirlenir.<sup>94</sup> Fakat daha sonraki yıllarda dentin adezivlerinin etkinliğinin değerlendirilmesinde bu metodun yeterince hassas olmadığı bildirilmiştir.<sup>123</sup>

Geleneksel makaslama ve gerilim testlerinde bağlanma kuvvetleri 20 MPa' dan daha fazla değerlere ulaştığında dentin yapısında koheziv kırıklar olduğundan bu testlerin yüksek bağlanma değerlerini ölçmekte yetersiz kaldığı bildirilmiştir.<sup>16,123</sup> Bağlanma sırasında dentinde oluşan koheziv başarısızlıklar anormal stres dağılımı sonucu olabilir.<sup>123</sup> Araştırmacılar bu anormal stres dağılımının test edilen dentin yüzey alanının geniş olmasından kaynaklandığını göstermişlerdir.<sup>50,90</sup>

Yüksek bağlanma kuvvetine sahip adeziv sistemlerin ayrımının yapılabilmesi için Sano ve ark.<sup>103</sup> mikro-gerilim test sistemini geliştirmişlerdir. Bu sistem bağlanma yüzeylerinin 0,5-1,5 mm<sup>2</sup> kesitlerle incelenme olanağı sağlamıştır. Bağlanma alanı azaltıldığında koheziv kırıkların azaldığını, 2 mm<sup>2</sup>' ye kadar azaltılan kesit alanına sahip örneklerde koheziv kırıkların oluşmadığını ifade edilmiştir. Kesit alanı 2 mm<sup>2</sup>' nin altındaki örneklerle gerçek bağlanma değerinin saptanabildiği belirtilmiştir.<sup>103</sup>

Mikro-gerilim bağlanma dayanım testlerinin geleneksel gerilim ve makaslama testleri ile karşılaştırıldığında birçok avantajı bulunmaktadır. Mikro-gerilim testi;<sup>1,16,50,88,106</sup>

- 1- Bir dişten bir çok numune alınabilmesini sağlar, böylece bir tek değer için ortalama ve varyans değerleri hesaplanabilir.

- 2- Çürük dentin, servikal sklerotik dentin ve mine gibi yapıların değerlendirilmesini sağlar.
- 3- Küçük alanlarda çalışıldığı için uygulanan stres dağılımı daha homojen olur. Bu yüzden geleneksel metotlardan daha az koheziv bağlanma görülür.
- 4- Yüksek bağlanma dayanımının ölçülebilmesini sağlar.
- 5- Aynı dişin farklı bölgelerinin karşılaştırılarak değerlendirilmesine imkan verir.
- 6- Çok küçük alanların bağlanmalarının tespitine izin verir.
- 7- Yüzey alanı yaklaşık  $1\text{mm}^2$  olduğundan kırık yüzeylerinin SEM ile incelenmesini kolaylaştırır.

Bununla birlikte bu test çok hassas ve zaman alıcıdır, yapımı sırasında büyük dikkat gerektirir. Aynı zamanda hazırlanan örneklerin küçük olması sebebi ile dehidrate olma riskleri vardır.<sup>88,106,121</sup>

Mikro-gerilim test metodunda, düşük hızda çalışan elmas separe ile tek bir dişten kesit alanı  $1\text{mm}^2$  veya daha küçük olacak şekilde çok sayıda kesit alınabilir. Kesit alanının hazırlanması için iki farklı yöntem uygulanmaktadır. Birincisi, 'trimming metot' olarak adlandırılmaktadır. Bu metotta dişlerden alınan 1 mm'lik kesitlere bağlanma ara yüzeyi  $1\text{mm}^2$  kalana kadar iki yönden kesilerek kum saati formu verilir.<sup>94</sup> Diğer yöntem ise 1999 yılında Shono ve arkadaşlarının<sup>106</sup> geliştirdiği 'non-trimming' metodudur. Bu yöntemde dişler vertikal olarak ard arda yaklaşık 1mm genişlikte kesilir. Bu kesitlere dik olacak şekilde dişler tekrar



1'er mm genişliğinde kesilirler. Böylece bağlanma alanı  $1\text{mm}^2$  olan çubuklar elde edilmiş olur.

Kum saati formunda<sup>35,112</sup> veya çubuk formunda<sup>38,48,50,78,105</sup> kesitlerin hazırlanması mikro-gerilim testlerinde bir çok araştırmacı tarafından kullanılmaktadır.

Örneklerin hazırlanması sırasında bağlanma ara yüzeyinde mikro kırık oluşturmamak için önem gösterilmelidir. Mikro kırıklar bağlanmayı zayıflatacak ve bağlanma kuvvetini azaltacaktır. Bununla birlikte kompozit restorasyonların bitimi ve polisajı sırasında da aynı şekilde streslere maruz kalmaktadır. Bu işlemler de kompozit rezin ile diş ara yüzeyinde mikro kırıklara sebep olabileceğinden testin klinik şartları yansıttığı düşünülebilir.<sup>121</sup>

Alınan kesitler siyanoakrilat bir yapıştırıcı yardımı ile çekme cihazına sabitlenir ve en fazla  $1\text{mm/dk}$  hızla gerilim kuvvetlerine maruz bırakılarak bağlanma dayanımı ölçülür.

Bu testin diğer bir modifikasyonu mikro-makaslama testidir. Bu testte kuvvetlerin lokalizasyonunu standardize etmek daha zordur. Bununla birlikte elde edilen sonuçların güvenilirliği mikro-gerilim testinden farklı değildir.<sup>121</sup>

## GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız iki bölüm halinde oluşturulmuştur. Birinci bölümde piyasaya son dönemlerde sunulmuş iki farklı kompozit rezinin farklı ışık kaynakları ve ışık uygulama teknikleri kullanılmasının ardından ortaya çıkan polimerizasyon büzülme miktarları, ikinci bölümde ise aynı ışık kaynakları ve ışık uygulama teknikleri ile hazırlanan diş örneklerine mikro-gerilim bağlanma testi uygulanarak bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi planlanmıştır. Çalışmamızda dört farklı ışık kaynağı ve mevcut modları iki farklı kompozit rezin ile karşılaştırmalı olarak araştırılmıştır.

### KULLANILAN MATERYALLER

#### I- KOMPOZİT REZİNLER

Son yıllarda diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmakta olan hibrit kompozitlerden biri olan Venus (Heraeus Kulzer, Germany) ile piyasaya yeni sunulmuş bir nanokompozit olan Filtek Supreme (3M-Espe,USA) değerlendirilmiştir. Kullanım süreleri içerisinde tüketilen kompozit rezinler şırınga sistemi ile ambajlanmış şekilde seçilmiştir (Resim 1,2). Kompozit rezinlerin değerlendirilmesinde renk faktörü sabit tutulmuştur. Kompozit rezinlerin uygulanması sırasında üretici firmaların önerdikleri adeziv sistemler kullanılmıştır.

Test edilen materyaller, üretici firmaları, adeziv sistemleri ile ilgili bilgiler Tablo 1’de, materyallerin içerikleriyle ilgili detaylı bilgiler ise Tablo 2’de gösterilmiştir.



**Resim 1-** Filtek Supreme kompozit rezin



**Resim 2-** Venus kompozit rezin

<b>MATERYAL</b>	<b>RENK</b>	<b>KUTU NO</b>	<b>BONDİNG SİSTEM</b>	<b>ÜRETİCİ FİRMA</b>
<b>FILTEK SUPREME</b>	A2B	20041221	Adper Single Bond	3M Espe, USA
<b>VENUS</b>	A2	010108	Gluma Comfort Bond	Heraus Kulzer, Germany

**Tablo 1** – Test edilen kompozit rezinlere ait üretici firmaları ve adeziv sistemleri

	<b>FILTEK SUPREME</b>	<b>VENUS</b>
<b>Kompozit Tipi</b>	Nanokompozit	Hibrit kompozit
<b>Rezin Tipi</b>	Bis-GMA Bis-EMA UDMA TEGDMA	Bis-GMA
<b>Doldurucu Tipi</b>	* Nanosilika doldurucular (nanomerler) *Zirkonya /silika nanokümleri (nanocluster)	* Baryum alüminyum florit cam * Silikon dioksit
<b>Doldurucu Partikül Büyüklüğü</b>	5-20 nm, 20-75 nm.	0,7 - 0,04 µm.
<b>Doldurucu İçeriği Ağırlıkça Hacimce</b>	% 78.5 % 59.5	% 78 % 61

**Tablo 2** - Çalışmamızda kullanılan kompozit rezinlerin içerikleri.

## II- IŞIK KAYNAKLARI

### *TUNGSTEN HALOJEN IŞIK KAYNAKLARI*

Çalışmamızda tungsten halojen olarak iki farklı ışık kaynağı kullanılmıştır.

#### 1- Hilux (Benlioğlu Dental,Türkiye)



**Resim 3-** Hilux ışık kaynağı

#### 2- Translux Energy (Heraeus Kulzer,Germany)



**Resim 4 -** Translux ışık kaynağı

### *LED IŞIK KAYNAKLARI*

Çalışmamızda LED olarak iki farklı ışık kaynağı kullanılmıştır.

3- Elipar Freelight (3M ESPE, Seefeld, Germany)



**Resim 5** - Elipar Freelight ışık kaynağı

4 - Mini L.E.D( KaVo Dental GmbH,Germany)



**Resim 6-** Mini L.E.D ışık kaynağı

Test edilen ışık kaynakları, modları ve özellikleri Tablo 3’ de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

<b>Işık Kaynağı</b>	<b>Işık Modu</b>	<b>Uygulama Şekli</b>	<b>Toplam Güç Yoğunluğu (Işıksiddeti x süre)</b>
HILUX (Halojen)	Standart (Grup1)	500 mW/cm <sup>2</sup> (40 sn)	20000 mJ/cm <sup>2</sup>
TRANSLUX (Halojen)	Standart (Grup 2)	900 mW/cm <sup>2</sup> (40 sn)	36000 mJ/cm <sup>2</sup>
	Soft-start (Grup 3)	200-900 mW/cm <sup>2</sup> → 900 mW/cm <sup>2</sup> (15 sn) (25 sn)	22525 mJ/cm <sup>2</sup>
ELIPAR FREELIGHT (LED)	Standart (Grup 4)	400 mW/cm <sup>2</sup> (40 sn)	16000 mJ/cm <sup>2</sup>
	Soft-start (Grup 5)	0-400 mW/cm <sup>2</sup> → 400 mW/cm <sup>2</sup> (12 sn) (28 sn)	13600 mJ/cm <sup>2</sup>
MINI L.E.D (LED)	Standart (Grup 6)	11000 mW/cm <sup>2</sup> (20 sn)	22000 mJ/cm <sup>2</sup>
	Soft-start (Grup 7)	0-1100 mW/cm <sup>2</sup> → 1100mW/cm <sup>2</sup> (10 sn) (10 sn)	16500 mJ/cm <sup>2</sup>
	Pulse (Grup 8)	1100 mW/cm <sup>2</sup> (20 x 1sn)	22000 mJ/cm <sup>2</sup>

**Tablo 3 – Işık kaynaklarının modları ve özellikleri**

Çalışmamızın, deney aşamaları Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı'nda ve SEM incelenmesi Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamız; kullanılan ışık uygulama tekniklerine göre 8 ana grup (Grup 1-8) olacak şekilde planlanmıştır (Tablo 3). Bu gruplar daha sonra kullanılan kompozit rezinlere göre 2'şer alt gruba (Grup A: Filtek Supreme, Grup B: Venus) ayrılmıştır.

### **POLİMERİZASYON BÜZÜLMESİNİN ÖLÇÜMÜ**

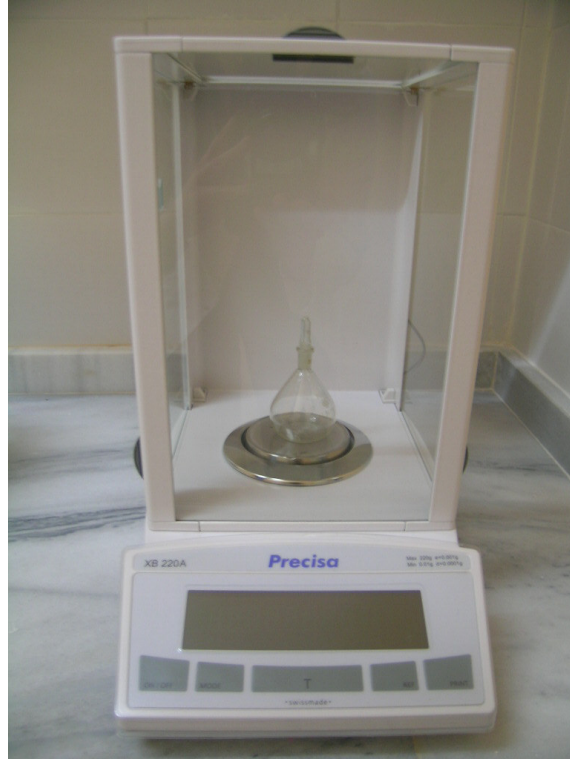
Çalışmamızda, polimerizasyon büzülmesinin hesaplanmasında densitometrik yöntem kullanılmıştır. Bu yöntemde hacimsel büzülme miktarları kompozitlerin polimerizasyondan önceki ve sonraki yoğunluk değişimleriyle hesaplanmaktadır. Kompozitlerin yoğunluk (d) ölçümleri piknometre (yoğunluk şişesi) (Resim 7) kullanılarak yapılmıştır.



**Resim 7-** Piknometre



Deneye başlamadan önce piknometrenin boş ağırlığının gerçek ölçümünün saptanabilmesi için piknometre distile su ile yıkandıktan sonra 105 C° sıcaklıktaki sterilizatörde 1 saat bekletilmiştir. Sterilizatörden çıkarılan piknometre oda sıcaklığına gelince 0,0001 gr hassasiyette elektronik terazi (Precisa Model XB220A, Switzerland)(Resim 8) ile tartılmıştır. Elde edilen ölçüm kayıt edilmiş ve aynı değer tekrar elde edilinceye kadar bu işlem tekrarlanmıştır. İki eşit ölçüm sağlandığında bu değer piknometrenin tara ağırlığı olarak belirlenmiştir ( $m_p$ ).



**Resim 8-** Hassas Terazi

Daha sonra piknometrenin su dolu ağırlığını ölçmek amacı ile piknometrenin içerisine distile su doldurulmuştur. Bu işlem sırasında hava

kabarcığı oluşturmak ölçümü etkileyeceğinden su enjektör yardımıyla yavaş ve dikkatli bir şekilde şişeye aktarılmıştır. Piknometrenin kapağı sıkıca kapatılarak piknometreden taşan su kağıt havlu yardımı ile iyice kurulanıp ağırlığı ölçülmüştür. Piknometrenin su dolu ağırlığının ölçümü ise ( $m_a$ ) olarak kaydedilmiştir. Bu iki değer arasındaki fark hesaplanarak piknometre içerisindeki suyun ağırlığı hesaplanmıştır ve ' $m_1$ ' olarak kaydedilmiştir.

$$m_1 = m_a - m_p$$

Polimerize edilmemiş kompozit rezinin yoğunluk ölçümü için yaklaşık 0,1 gr kompozit örnekleri kullanılmıştır. Kompozit rezin örneğinin ağırlığı önce tek başına ölçülmüştür ( $m_k$ ), ardından piknometre ile birlikte ölçülmüştür ( $m_b$ ). Daha sonra kompozit numune su dolu piknometrenin içerisine atılmıştır, piknometrenin kapağı kapatılarak taşan su iyice kurutulmuş ve ağırlık ölçülmüştür ( $m_c$ ). Kaydettiğimiz bu değerlerle kompozit atıldıktan sonra piknometrenin içerisinde kalan suyun ağırlığı ( $m_2$ ) hesaplanmıştır.

$$m_2 = m_c - m_b$$

Ölçülen bu iki değer farkı ( $m_1 - m_2$ ) bize taşan suyun kütlesini aynı zamanda suyun yoğunluğunun  $1 \text{ g/cm}^3$  olması nedeniyle taşan suyun hacmini verir. Taşan suyun hacmi kompozit örneğin hacmine eşittir ( $V_k$ ). Elde edilen bu değerler yardımı ile kompozitin yoğunluğu ( $d_k$ ) aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanmıştır.

$$d_k = m_k / m_1 - m_2$$

Bu yöntem kullanılarak farklı iki kompozit rezinden 5'er ölçüm yapılarak kompozitin polimerize olmamış yoğunlukları ( $d_1$ ) saptanmıştır.

Polimerizasyon sonrası yoğunluklarının hesaplanmasında kullanılacak kompozit örneklerin hazırlanması için 4 mm çapında, 2 mm kalınlığında pirinç silindirik kalıp hazırlanmıştır. Böylece kompozitin klinik uygulamalarında tavsiye edilen yaklaşık miktar sağlanmıştır. Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda 1mm kalınlığında iki cam levha kullanılmıştır. Pirinç kalıp, cam üzerine yerleştirildikten sonra içerisine kompozit rezin yerleştirilmiştir. Ardından oksijen inhibisyon tabakasının oluşmasının engellenmesi amacı ile kompozit rezinin üzeri şeffaf bant ve cam ile kapatılmıştır. Aynı zamanda kompozit üzerine konulan cam ile ışık kaynağı ve kompozit arasındaki mesafenin ayarlanmasında standart sağlanmıştır. Her bir kompozit için hazırlanan 40 örnek 8 farklı ışık uygulama tekniği ile polimerize edilmiştir. Böylece her bir grup için 5'er numune hazırlanmıştır. Polimerize edilen kompozit örneklerin yoğunlukları da polimerize edilmemiş örnekler gibi piknometre kullanılarak ölçülmüş ve yukarıdaki formül yardımı ile hesaplanıp ( $d_2$ ) olarak kaydedilmiştir.

### **Büzülme Değerlerinin Saptanması**

Polimerizasyon büzülmesi hesaplanması için aşağıdaki formül kullanılmıştır.

$$\text{Polimerizasyon Büzülmesi (\%)} = 1 - (d_1 / d_2) \times 100$$

$d_1$  = kompozit rezinin polimerizasyondan önceki yoğunluğu

$d_2$  = kompozit rezinin polimerizasyondan sonraki yoğunluğu

## MİKRO-GERİLİM BAĞLANMA DAYANIMI TESTİ

### DİŞLERİN HAZIRLANMASI

Mikro-gerilim bağlanma dayanımının ölçümü için protetik, ortodontik ve periodontal nedenlerle çekilmiş 32 tane çürüksüz alt 3. molar diş kullanılmıştır. Dişlerin üzerindeki doku artıkları temizlenerek test edilecek zamana kadar distile su içerisinde bekletilmiştir. Dişler, kullanılacak kompozit çeşidine göre öncelikle her grupta 16'şar diş olacak şekilde 2 gruba ayrılmıştır. Daha sonra bu iki grup ışık kaynaklarına göre tekrar kendi arasında 8'e ayrılarak 16 alt grup elde edilmiştir. Dişler, kesim aletine bağlanabilmeleri için silikon kalıplarla hazırlanmış akrilik bloklara kronları açıkta kalacak şekilde gömülmüştür(Resim 9). Restoratif materyalin uygulanacağı dentin yüzeyini açığa çıkarmak amacı ile okluzal yüzeyleri su soğutmalı döner alete takılmış elmas fissür frez kullanılarak düzleştirilmiştir, açığa çıkan dentin yüzeyinde standart smear tabakası elde edebilmek amacı ile en son 600 numaralı SiO<sub>2</sub> aşındırıcı kağıtlarla (Carbimet Buehler, Buehler, Lake Bluff, IL) düzeltilmiştir. Dentin yüzeyi hazırlanırken okluzal yüzeye paralel olmasına, minenin tamamen uzaklaştırılmasına, pulpa odası üzerinde yeterli kalınlıkta dentin bulunmasına özen gösterilmiştir.



**Resim 9-**Akrilik bloğa gömülmüş dişler



**Resim 10-** Restore edilmiş örnek

#### GRUP A1( Filtek Supreme, Hilux ‘standart mod’)

A1 grubunda kullanılmak üzere ayrılan dişler üretici firmanın önerileri doğrultusunda Filtek Supreme ile restore edilmiştir. Dişlerin düzleştirilen okluzal yüzeylerine %37 fosforik asit (Scotchbond Etchant, 3M ESPE, USA) uygulanmış ve 15 sn bekletilmiştir. Ardından 10 sn boyunca su spreyi ile yıkanarak asit uzaklaştırılmıştır. Diş üzerinde kalan fazla su basınçlı hava ile uzaklaştırılmaması önerildiğinden bu işlem için küçük bir pamuk pelet kullanılmıştır. Fazla suyun alınmasının hemen ardından asitlenmiş yüzeye 3 kat adeziv (Adper Single Bond, 3M ESPE, USA) 15 sn aplikatör ile sürülerek uygulanmıştır. Çözücülerin buharlaştırılması amacı ile 5 sn hafifçe hava ile inceltilmiş, ardından 10 sn ışık uygulanarak polimerize edilmiştir. Adeziv uygulanma işleminden sonra Filtek Supreme kompozit rezin 2 mm kalınlığında iki tabaka halinde dişe yerleştirilmiştir (Resim 10). Her bir tabaka Hilux geleneksel halojen ışık kaynağı ile kesintisiz olarak 40’ar sn polimerize edilmiştir.

#### GRUP A2 ( Filtek Supreme, Translux Energy ‘standart modu’)

Dişler, A1 grubunda anlatıldığı şekilde restore edildikten sonra  $900\text{mW/cm}^2$  ışık şiddetindeki halojen Translux ışık kaynağının standart modu kullanılarak 40’ar sn polimerize edilmiştir.

#### GRUP A3 ( Filtek Supreme, Translux Energy ‘soft-start modu’)

A3 grubundaki dişler daha önce anlatıldığı gibi Filtek Supreme ile restore edildikten sonra Translux halojen ışık kaynağının soft-start modu kullanılarak 40’ar sn polimerize edilmiştir. Bu mod ile  $200\text{mW/cm}^2$  şiddetindeki ışık ile polimerizasyon başlatılmıştır. Işık şiddeti 15 sn boyunca artarak  $900\text{mW/cm}^2$ ’ye

ulaşmış kalan 25 sn sabit olarak bu şiddette ışık uygulanarak polimerizasyon tamamlanmıştır.

GRUP A4 (Filtek Supreme, Elipar Freelight 'standart modu')

Dişler, A1 grubunda anlatıldığı şekilde Filtek Supreme ile restore edildikten sonra kompozit tabakalar 400 mW/cm<sup>2</sup> ışık şiddetindeki Elipar Freelight LED ışık kaynağının standart modu kullanılarak 40'ar sn polimerize edilmiştir.

GRUP A5 (Filtek Supreme, Elipar Freelight 'soft-start modu')

Bu gruptaki dişler daha önce anlatıldığı gibi Filtek Supreme ile restore edildikten sonra polimerizasyonunda Elipar Freelight LED ışık kaynağının soft-start modu kullanılarak 40' ar sn polimerize edilmiştir. Bu modla ilk 12 sn içerisinde ışık şiddeti yavaş yavaş artarak 0'dan 400 mW/cm<sup>2</sup> ışık şiddetine kadar ulaşmakta kalan 28 sn' de sürekli maximum ışık şiddeti uygulanarak polimerizasyon sağlanmıştır.

GRUP A6 (Filtek Supreme, Mini L.E.D 'standart modu')

A6 grubunu oluşturacak dişler, önceden anlatıldığı şekilde Filtek Supreme ile restore edilmiştir. 1100 mW/cm<sup>2</sup> yüksek ışık şiddetindeki Mini L.E.D ışık kaynağının standart modu kullanılarak üretici önerileri doğrultusunda 20' şer sn polimerize edilmiştir.

GRUP A7 (Filtek Supreme, Mini L.E.D 'soft-start modu')

Bu grubun örneklerinin hazırlanmasında dişler, önceden anlatıldığı şekilde Filtek Supreme ile restore edildikten sonra Mini L.E.D ışık kaynağının soft-start modu kullanılarak 20 sn polimerize edilmiştir. Bu modda ışık şiddeti ilk

10 sn içerisinde artarak 0'dan 1100 mW/cm<sup>2</sup> yüksek ışık yoğunluğuna ulaşmakta, kalan 10 sn süresince maximum ışık şiddeti uygulanmaya devam edilerek polimerizasyon sağlanmaktadır.

#### GRUP A8 ( Filtek Supreme, Mini L.E.D 'pulse modu' )

Bu grubun örneklerinin hazırlanmasında dişler, önceden anlatıldığı şekilde Filtek Supreme ile restore edildikten sonra Mini L.E.D ışık kaynağının pulse modu kullanılarak toplam 20 sn polimerize edilmiştir. Pulse modunda 1100 mW/cm<sup>2</sup> ışık şiddeti birer saniyelik kısa yanıp sönmelerle uygulanır. Her bir ışık uygulamasının arasında 250 ms bekleme süresi vardır.

#### GRUP B1 ( Venus, Hilux 'standart modu' )

B1 grubunda kullanılmak üzere ayrılan dişler üretici firmanın önerileri doğrultusunda Venus kompozit rezin ile restore edilmiştir. Dişlerin düzleştirilen okluzal yüzeylerine %35 ortofosforik asit (Gluma Etch 35 Gel, Heraeus Kulzer, Germany ) uygulanmış ve 15 sn bekletilmiştir. Ardından 5 sn boyunca diş su spreyi ile yıkanarak asit uzaklaştırılmıştır. Diş üzerinde kalan fazla su basınçlı hava ile uzaklaştırılmaması önerildiğinden bu işlem için küçük bir pamuk pelet kullanılmıştır. Fazla suyun alınmasının hemen ardından asitlenmiş yüzeye 3 kat Gluma Comfort Bond (Heraeus Kulzer, Germany) 15 sn aplikatör ile sürülerek uygulanmıştır. Çözücülerin buharlaştırılması amacı ile 5 sn hafifçe hava ile inceltildikten sonra 20 sn ışık uygulanmıştır. Adeziv uygulanma işleminden sonra Venus kompozit rezin 2 mm kalınlığında iki tabaka halinde dişe yerleştirildi. Her bir tabaka Hilux geleneksel halojen ışık kaynağı kullanılarak 40' ar sn polimerize edilmiştir.

#### GRUP B2 (Venus, Translux Energy ‘standart modu’)

Dişler, B1 grubundaki anlatıldığı şekilde Venus ile restore edildikten sonra Translux Energy ışık kaynağının standart modu kullanılarak 40’ ar sn polimerize edilmiştir.

#### GRUP B3 (Venus, Translux Energy ‘soft-start modu’)

B3 grubundaki dişler daha önce anlatıldığı gibi Venus ile restore edildikten sonra Translux Energy halojen ışık kaynağının soft-start modu kullanılarak 40’ ar sn polimerize edilmiştir

#### GRUP B4 (Venus, Elipar Freelight ‘standart modu’)

Dişler, B1 grubundaki anlatıldığı şekilde restore edildikten sonra Elipar Freelight LED ışık kaynağının standart modu kullanılarak 40’ ar sn polimerize edilmiştir.

#### GRUP B5 ( Venus, Elipar Freelight ‘soft-start modu’)

Bu gruptaki dişler daha önce anlatıldığı gibi Venus ile restore edildikten sonra Elipar Freelight LED ışık kaynağının soft-start modu kullanılarak 40’ ar sn polimerize edilmiştir.

#### GRUP B6 ( Venus, Mini L.E.D ‘standart modu’)

B6 grubunu oluşturacak dişler, önceden anlatıldığı şekilde Venus kompozit rezin ile restore edildikten sonra Mini L.E.D ışık kaynağının standart modu kullanılarak üretici önerileri doğrultusunda 20’ şer sn polimerize edilmiştir.



GRUP B7 ( Venus, Mini L.E.D ‘soft-start modu’)

Bu grubun örneklerinin hazırlanmasında dişler, önceden anlatıldığı şekilde Venus kompozit rezin ile restore edildikten sonra Mini L.E.D ışık kaynağının soft-start modu kullanılarak 20 sn polimerize edilmiştir.

GRUP B8 ( Venus, Mini L.E.D ‘pulse modu’ )

Bu grubun örneklerinin hazırlanmasında dişler, önceden anlatıldığı şekilde Venus ile restore edildikten sonra Mini L.E.D ışık kaynağının pulse modu kullanılarak 20 sn polimerize edilmiştir.

### *KESİTLERİN HAZIRLANMASI*

Restorasyonları yapılan dişler mikro-gerilim testi yapılmadan önce 24 saat distile su içerisinde bekletildi. Kesitlerin hazırlanması için akrilik bloklar düşük hızlı kesme cihazına (Isomet, Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA ) (Resim 11) dişin uzun aksı bıçağa paralel olacak şekilde sabitlenmiştir (Resim 12).



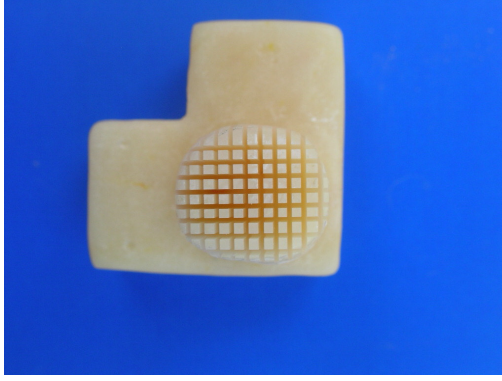
**Resim 11-** Kesme cihazı



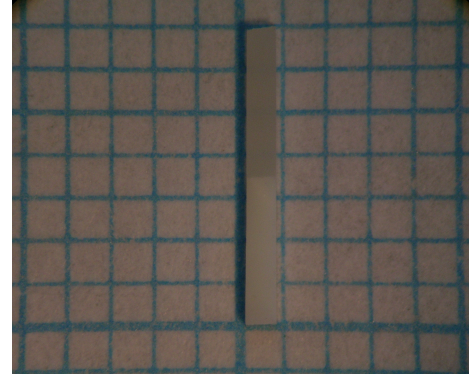
**Resim 12-** Örneklerin kesme cihazına sabitlenmesi.

Dişin kron kısmı okluzalden servikale doğru her defasında bıçak 1mm bukkolingual yönde kaydırılarak kesitlere ayrılmıştır. Daha sonra ‘non-trimming

teknigi'ne göre akrilik blok 90° çevirilerek bir önceki kesimlere dik olacak şekilde meziyalden distale doğru aynı şekilde kesilmiştir (Resim 13). Bıçağın kendi kalınlığı 300 µm olduğundan dolayı yaklaşık 0,7 X 0,7 mm<sup>2</sup> kesit alanı olan alt kısmı dentin, üst kısmı kompozit olan çubuklar elde edilmiştir (Resim 14). Elde edilen çubuklar incelenerek her bir dişten 3-4 mm kalınlığında dentin içeren 10 numune seçilmiştir. Böylece her bir grup için 20 numune ( n = 20 ) hazırlanmıştır.



**Resim 13-** Örneklerin kesilmesi



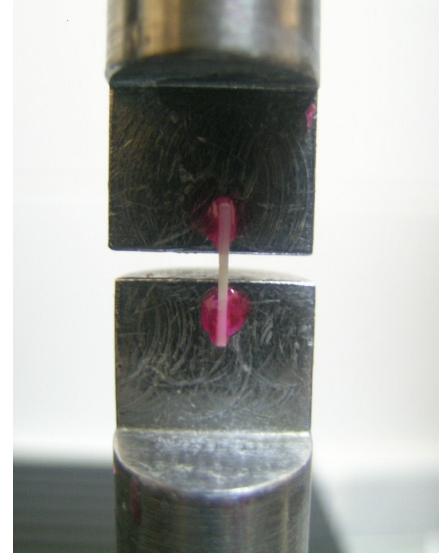
**Resim 14-** Kesitin 7 kat büyütülmüş görüntüsü

### *MİKRO-GERİLİM BAĞLANMA DAYANIMI ÖLÇÜMÜ*

Tüm laboratuvar işlemleri boyunca numuneler distile su içerisinde, kapalı bir kutuda saklanmıştır. Test edilecek çubuğun önce ebatları kumpasla ölçülerek kaydedilmiştir. Sonra iki ucundan mikro-gerilim testini uygulayacağımız makineye (LF Plus, LLOYD Instruments, Ametek Inc.,England) (Resim 15) adapte ettiğimiz özel olarak tasarlanmış aparata siyanoakrilat yapıştırıcı (Zapit, Dental Ventures of America, Corona, CA, USA) ile yapıştırılmıştır (Resim 16).



**Resim15-** Universal test makinesi



**Resim 16-** Makineye yapıştırılmış numune

Gerilme kuvveti 0,5 mm/dk hız ile numune kırılana kadar uygulanmıştır. Kırılma anındaki maximum kuvvet Nexygen software programı ile Newton cinsinden kaydedilmiş, daha sonra bağlanma dayanımı MPa (megapaskal) olarak hesaplanmıştır:

$$\text{Mikrogerilim bağlanma dayanımı(MPa)} = \text{Max.Kuvvet(N)} / \text{Bağlanma alanı(mm}^2\text{)}$$

### *KIRILMA TİPLERİNİN İNCELENMESİ*

Mikro-gerilim testinden sonra stereomikroskop kullanılarak (Nikon SMZ 800, Nikon Corporation, Tokyo, Japan) tüm numunelerin kırık yüzeylerinin mikromorfolojisi araştırılmıştır. Kırılma tipleri; tüm kırılma adeziv tabakadaysa 'adeziv', tamamı dentin yada kompozit içerisinde ise 'koheziv', kırılmalar hem dentin hem de adezivi kapsarsa 'mix' kırılma olarak değerlendirilmiştir.

### *KIRILMA YÜZEYLERİNİN İNCELENMESİ (SEM İNCELEMESİ)*

Mikro-gerilim testi ardından kırık yüzeylerini görüntülemek amacı ile rastgele seçilen kırık numuneleri taramalı elektron mikroskobu (Leo 440, England) kullanılarak incelenmiştir. Numuneler çift taraflı bant kullanılarak metal numune tutucu üzerine yapıştırılarak, püskürtme cihazına yerleştirilmiştir. Burada vakum altına alınan numunelerin üzeri altın püskürtülerek kaplanmıştır. Yüzeyler tamamıyla kaplandıktan sonra kurutulan numuneler incelenen hale getirilmiştir. Ardından 20.00 kV'de çalışan SEM ile incelenmiştir. İncelenen yüzeylerden X1000 büyütmede fotoğraflar alınmıştır.

### **VERİLERİN İSTATİSTİKSEL ANALİZİ**

Çalışmamızın verilerinin değerlendirilmesinde iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi, Varyans analizi ve Tukey testi kullanılmıştır. Verilerimiz tablolarda Ortalama  $\pm$  Standard Sapma şeklinde belirtilmiş olup yanılma düzeyi ( $\alpha = 0,05$ ) olarak alınmıştır.

## **BULGULAR**

Çalışmamızda 4 farklı ışık kaynağına ait 8 farklı ışık modu karşılaştırılmıştır. İki farklı kompozit her bir ışık modu ile polimerize edilerek oluşturdukları polimerizasyon büzülmesine bağlı hacimsel değişikliklere ve bağlanma dayanımlarına etkileri değerlendirilmiştir.

### **Büzülme testi bulguları**

Farklı ışık kaynakları ile polimerize edilmeleri sonucunda kompozit rezinlerde meydana gelen hacimsel değişiklikler densitometrik yöntemle belirlenmiştir. Tüm gruplara ait büzülme miktarı ortalamaları ve standart sapma değerleri ile istatistiksel sonuçlar Tablo 4' de gösterilmektedir.

Her iki kompozit grubunda da ışık kaynakları kendi aralarında karşılaştırıldığında istatistiksel fark bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Aynı zamanda her bir ışık kaynağının iki kompozit rezin üzerindeki etkisi karşılaştırıldığı zaman istatistiksel olarak fark bulunamamıştır ( $p > 0,05$ ).

<b>İŞIK MODLARI</b>	<b>A GRUBU (FILTEK SUPREME) X ± S (%)</b>	<b>B GRUBU (VENUS) X ± S (%)</b>	
<b>Grup 1</b>	1,91 ± 0,47	2,73 ± 1,73	<i>p = 0,465</i> <i>p &gt; 0,05</i>
<b>Grup 2</b>	3,66 ± 1,77	4,20 ± 1,78	<i>p = 0,754</i> <i>p &gt; 0,05</i>
<b>Grup 3</b>	2,75 ± 0,91	2,16 ± 1,88	<i>p = 0,753</i> <i>p &gt; 0,05</i>
<b>Grup 4</b>	2,18 ± 0,88	1,80 ± 1,69	<i>p = 0,465</i> <i>p &gt; 0,05</i>
<b>Grup 5</b>	1,95 ± 0,53	1,68 ± 1,62	<i>p = 0,754</i> <i>p &gt; 0,05</i>
<b>Grup 6</b>	3,09 ± 1,09	3,33 ± 1,89	<i>p = 0,754</i> <i>p &gt; 0,05</i>
<b>Grup 7</b>	2,01 ± 0,29	2,07 ± 2,19	<i>p = 0,602</i> <i>p &gt; 0,05</i>
<b>Grup 8</b>	1,67 ± 0,54	2,86 ± 1,28	<i>p = 0,175</i> <i>p &gt; 0,05</i>
	<i>F = 2,81</i> <i>p = 0,021</i> <i>p &lt; 0,05</i>	<i>F = 2,75</i> <i>p = 0,015</i> <i>p &lt; 0,05</i>	

**Tablo 4-** Gruplara ait polimerizasyon büzülme ölçüm değerlerinin ortalama ve standart sapmaları.

Varyans analizi ve tukey ve iki ortalama arasındaki önemlilik testi uygulandığında A grubunda (Filtek Supreme) değişik ışık kaynaklarındaki büzülme miktarları karşılaştırıldığında farklılık önemli bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).

Değişik ışık kaynakları arasındaki büzülme miktarları ikişerli olarak karşılaştırıldığında ise A2 ile A1, A5, A7, A8 grupları arasındaki fark ( $p= 0,009$ ); A6 grubu ile A8 grubu arasındaki fark ( $p = 0,047$ ) anlamlı bulunurken diğer ışık kaynakları arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur.

B grubunda (Venus) değişik ışık kaynaklarındaki büzülme miktarları karşılaştırıldığında farklılık önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Değişik ışık kaynakları arasındaki büzülme miktarları ikişerli olarak karşılaştırıldığında B2 grubu ile B4 ve B5 grupları arasındaki fark önemli bulunurken diğer ışık kaynakları arasındaki fark önemsiz bulunmuştur.

### **Mikro-gerilim bağlanma testi bulguları**

Çalışmamızda bağlanma dayanımı ölçümleri için mikro-gerilim testi kullanılmıştır. Tüm gruplara ait bağlanma dayanımı ortalamaları ve standart sapmaları ve istatistiksel sonuçlar Tablo 5’de gösterilmektedir.

Her iki kompozit grubunda da ışık kaynakları arasında istatistiksel fark önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Aynı zamanda her bir ışık kaynağının iki kompozit rezin üzerindeki etkisi karşılaştırıldığı zaman istatistiksel olarak fark önemli bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).

<b>İŞIK MODLARI</b>	<b>AGRUBU (FILTEK SUPREME) X ± S (MPa)</b>	<b>B GRUBU (VENUS) X ± S (MPa)</b>	
<b>Grup 1</b>	39,40 ± 9,96	38,69 ± 6,93	<i>p = 0,693</i> <i>p &gt; 0,05</i>
<b>Grup 2</b>	34,62 ± 2,12	33,47 ± 8,84	<i>p = 0,708</i> <i>p &gt; 0,05</i>
<b>Grup 3</b>	35,46 ± 8,06	40,16 ± 8,59	<i>p = 0,115</i> <i>p &gt; 0,05</i>
<b>Grup 4</b>	40,45 ± 9,86	45,55 ± 10,87	<i>p = 0,382</i> <i>p &gt; 0,05</i>
<b>Grup 5</b>	35,39 ± 5,90	36,55 ± 7,28	<i>p = 0,838</i> <i>p &gt; 0,05</i>
<b>Grup 6</b>	36,81 ± 7,05	34,96 ± 4,51	<i>p = 0,191</i> <i>p &gt; 0,05</i>
<b>Grup 7</b>	39,17 ± 3,94	38,30 ± 8,66	<i>p = 0,563</i> <i>p &gt; 0,05</i>
<b>Grup 8</b>	34,81 ± 3,63	39,58 ± 7,16	<i>p = 0,103</i> <i>p &gt; 0,05</i>
	<i>F = 2,79</i> <i>p = 0,018</i> <i>p &lt; 0,05</i>	<i>F = 2,56</i> <i>p = 0,019</i> <i>p &lt; 0,05</i>	

**Tablo 5-**Gruplara ait bağlanma dayanımı değerlerinin ortalama ve standart sapmalar



A grubunda (Filtek Supreme) değişik ışık kaynaklarındaki bağlanma dayanım miktarları karşılaştırıldığında farklılık önemli bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Değişik ışık kaynakları arasındaki büzölme miktarları ikişerli olarak karşılaştırıldığında Translux ışık kaynağının standart modu (T1) ile en düşük bağlanma dayanımı saptanmıştır. İstatistiksel olarak A2 ile A7 grubu arasında (0,009), A2 ve A1 grupları arasında ( $p = 0,046$ ), A2 ve A4 arasında (0,049); A4 ile A8 arasında (0,027); A5 ile A7 grupları arasındaki fark (0,048); A7 ile A8 grupları arasında (0,017) fark anlamlı bulunurken diğer ışık kaynakları arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur.

B grubunda (Venus) değişik ışık kaynaklarındaki büzölme miktarları karşılaştırıldığında farklılık önemli bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Değişik ışık kaynakları arasındaki büzölme miktarları ikişerli olarak karşılaştırıldığında B2 grubu ile B3 ( $p = 0,045$ ) ve B2 ile B4 grupları arasındaki fark ( $p = 0,006$ ), B2 ile B8 arasında (0,035) B4 ile B6 grupları arasındaki fark ( $p = 0,022$ ) önemli bulunurken diğer ışık kaynakları arasındaki fark önemsiz bulunmuştur.

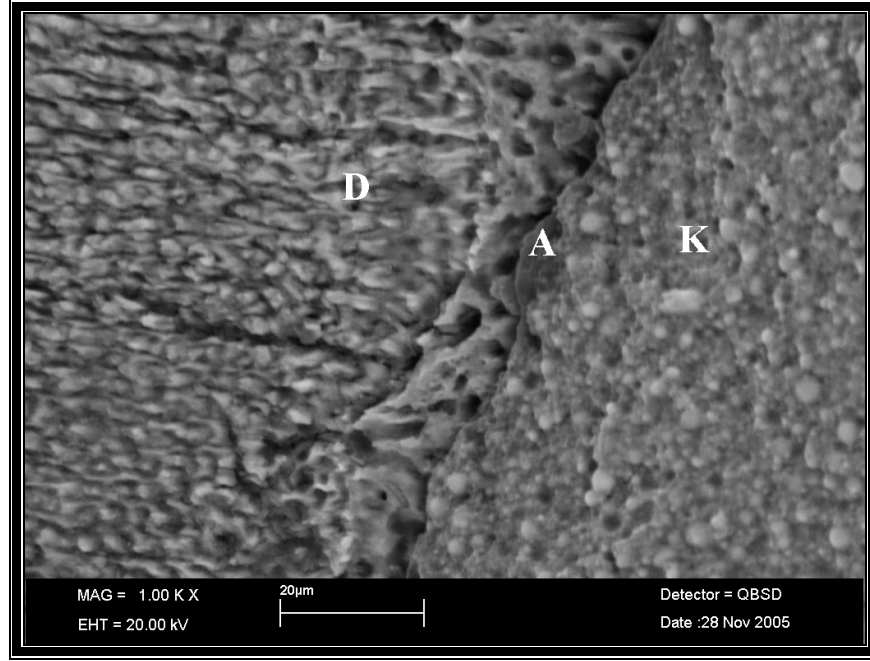
Mikro-gerilim testi uygulandıktan sonra kırık tipleri ışık mikroskobu altında adeziv, koheziv ve mix tip olarak belirlendi. Örneklerde gözlenen kırılma tiplerinin gruplara göre dağılım yüzdeleri Tablo 6' da sunulmuştur.

	ADEZİV	KOHEZİV	MİX
A1	% 75	% 5	% 20
A2	% 80	%0	%20
A3	%75	% 10	%15
A4	% 75	%5	%20
A5	%85	%0	%15
A6	% 80	%5	%15
A7	%85	%0	%15
A8	%75	%5	%20
B1	%85	%0	%15
B2	%85	%5	%10
B3	% 80	%10	%10
B4	%85	%0	%15
B5	%75	%5	%20
B6	%75	%10	%15
B7	%70	%5	%25
B8	%85	%5	%10

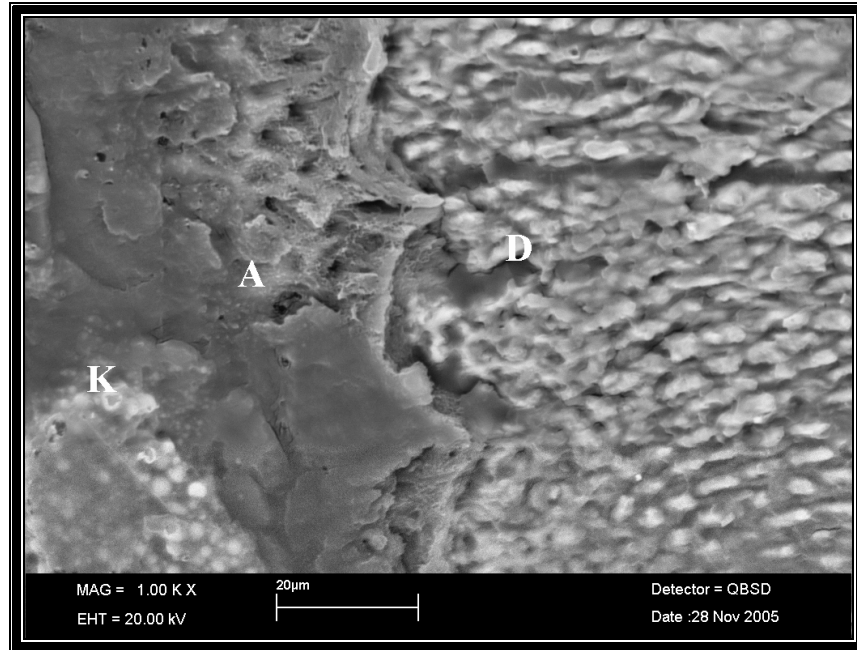
**Tablo 6-** Gruplara göre kırılma tipleri dağılımı

## SEM GÖRÜNTÜLERİ

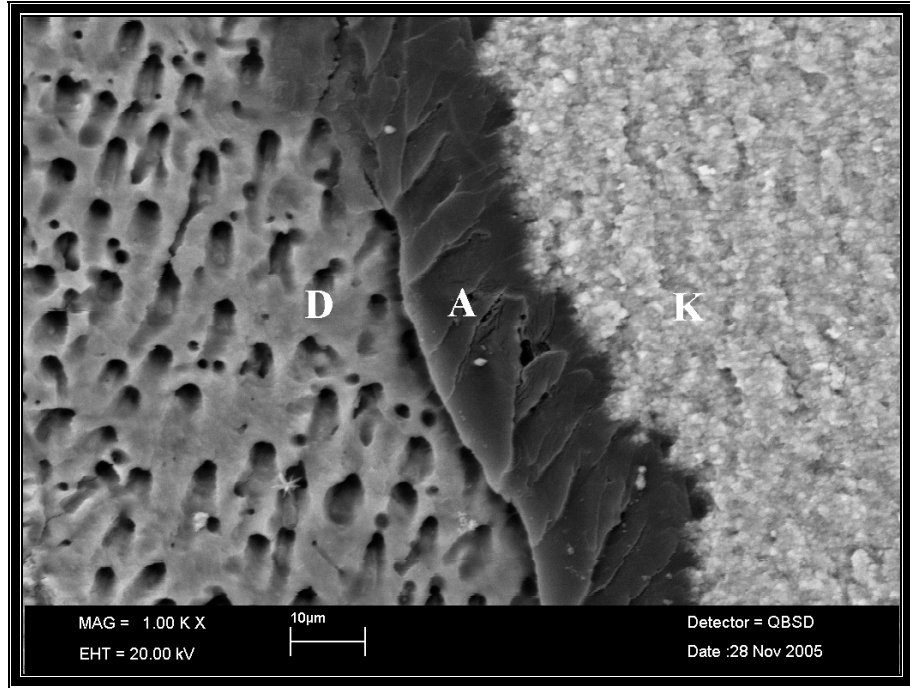
Mikro-gerilim testinden sonra seçilen numunelerin kırık yüzeyleri SEM altında incelenerek değerlendirildi.



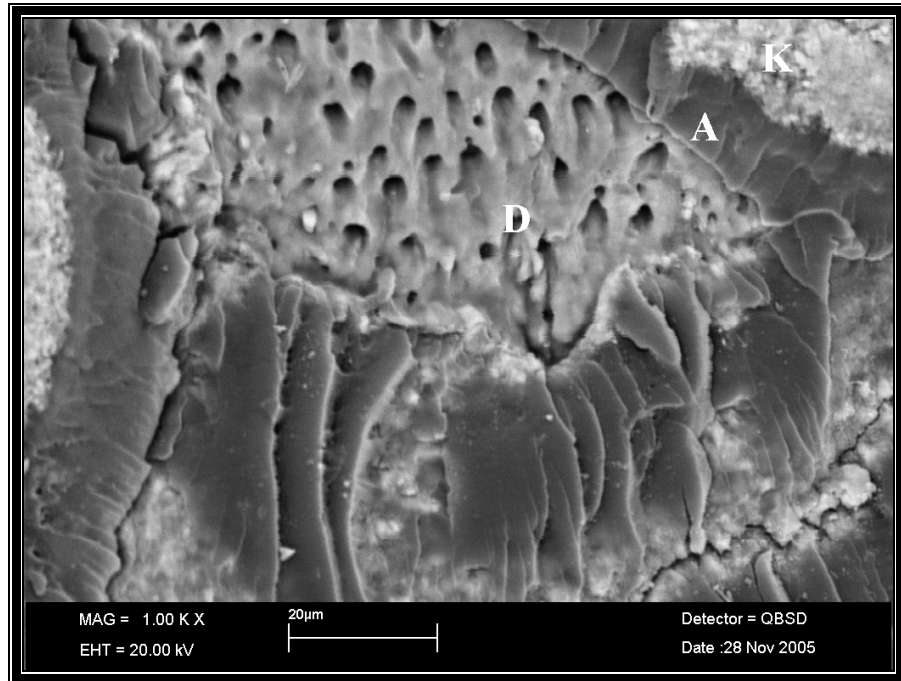
**Resim 17-** A3 grubuna ait bir numunenin SEM görüntüsü (X1000).  
**D:** Dentin, **A:** Adeziv, **K:** Kompozit



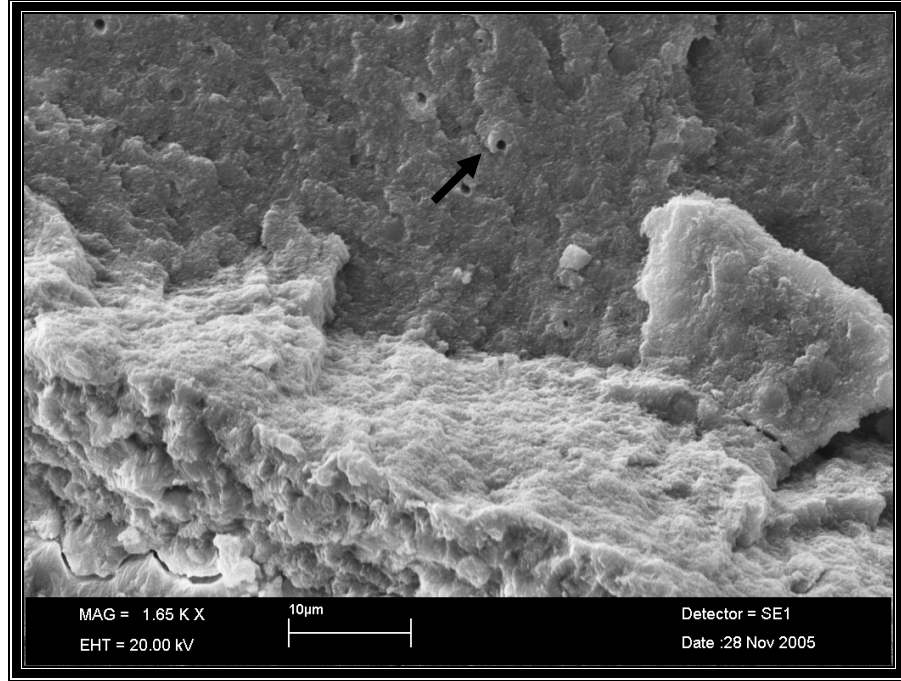
**Resim 18-** A8 grubuna ait bir numunenin SEM görüntüsü  
**D:** Dentin, **A:** Adeziv, **K:** Kompozit



**Resim 19-** B1 grubuna ait bir numunenin SEM görüntüsü  
D: Dentin, A: Adeziv, K: Kompozit



**Resim 20-** B5 grubuna ait bir numunenin SEM görüntüsü  
D: Dentin, A: Adeziv, K: Kompozit



**Resim 21-** B7 grubuna ait bir numunenin SEM görüntüsü.

Resim 17 ve 18’de Filtek Supreme grubuna ait mix tipte kırılma görülen numuneler hem kompozit hem de dentin görüntülerini içermektedir. Resim 17’ de kompozit rezinin içerdiği doldurucu partiküller görülmektedir.

Resim 19 ve 20’de Venus grubuna ait mix tipte kırılma oluşan numuneler görüntülenmiştir. Kompozit rezinlerden kırılan yüzeylerde doldurucu partikül görüntüleri ve adezivin alt yüzeylerinde oluşan kırılmalarda dentin kanalları tam olarak görülmektedir.

Resim 21’ de ise Venus grubuna ait numunede kompozit resin içerisinde koheziv tipte başarısızlık görülmektedir. Aynı zamanda kompozitin altındaki dentin kanalları da izlenebilmektedir.

## TARTIŞMA

Kompozit rezin restorasyonun başarısını etkileyen en önemli faktörlerden birisi polimerizasyon büzülmesidir. Rezinlerin diş hekimliğinde kullanılmaya başlamasından bu yana polimerizasyon büzülmesinin ortadan kaldırılması ya da azaltılması amacıyla kompozit rezinin içeriğinin değiştirilmesi, uygulama tekniklerinin geliştirilmesi konularında çok sayıda çalışma yapılmıştır.<sup>8,15,28,34,40,59,64,70,86</sup>

Son yıllarda polimerizasyon etkinliğini artırmak ve polimerizasyon b z lmesini azaltmak amacı ile farklı ışık kaynakları ve uygulama teknikleri geliştirilmiştir.<sup>6,21,25,33,37,46,68</sup> İçerdikleri lambaların özellikleri (halojen, LED, plazma ark, lazer), ışık şiddetleri (yüksek, düşük), ışık uygulama teknikleri (standart, soft-start, pulse) açısından bir çok sayıda ve farklı özelliklerde ışık kaynakları piyasaya sunulmuştur.<sup>12,38,58,63,92,131</sup> ışık kaynaklarının çeşitlerinin artması etkinliklerinin karşılaştırılarak değerlendirilmesini zorunlu kılmaktadır.

Çalışmamızda kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılmakta olan Hilux (halojen), Translux Energy (halojen), Elipar Freelight (LED), Mini L.E.D (LED) ışık kaynakları ve mevcut modlarının polimerizasyon b z lmesine ve bağlanma dayanımına etkileri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

Kompozit rezin olarak ise; son yıllarda piyasaya sürülen ve farklı doldurucu tipleri içeren Filtek Supreme (nanofil) ile Venüs (mikrohibrit) test edilmiştir.

Çalışmamızın ilk aşamasında ışık kaynakları ve modlarının kompozit rezinlerde oluşturduğu polimerizasyon büzülmesi değerlendirilmiştir.

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu boyunca oluşan büzülmeyi ölçmek amacı ile birçok metot geliştirilmiştir. Bu metotlar; değerlendirme yöntemlerine göre doğrusal (lineer) veya hacimsel (volumetrik) olarak iki grupta toplanabilirler.<sup>125</sup>

Polimerizasyon büzülmesinin doğrusal olarak ölümünde ‘deflecting disk’,<sup>64,69,70</sup> ‘linometre’,<sup>32,33,87</sup> ‘strain gauge’,<sup>52,101</sup> metotları; hacimsel olarak ölümünde ise ‘dilatometrik’,<sup>10,12,27,47,68,80,107</sup> veya ‘densitometrik’,<sup>7,15,21,37,21,65,93,96</sup> yöntemler kullanılmaktadır. Bzlmenin değerlendirilmesinde kullanılan diğer bir yaklaşım ise ‘mikroskopik incelemeler’ dir.<sup>40,83</sup>

Bazı araştırmacılar, polimerizasyon büzülmesinin rezinin her tarafında uniform olmadığını, bazı bölgelerde lokalize olduğunu buna bağlı olarak doğrusal lme yöntemleri kullanıldığında büzülmenin gerçek değerinden daha az veya daha fazla olarak tespit edilebileceğini belirtmişlerdir. Bu nedenle, hacimsel ölümlerin gerçeğe daha yakın sonuçlar vereceği fikrini savunmuşlardır.<sup>12,65,107</sup> Bu doğrultuda, çalışmamızda polimerizasyon büzülmesinin hacimsel ölüm yöntemleri ile saptanması uygun grlmştir. Ayrıca zel ekipman gerektirmemesi, tekrarlanabilir bir deney olması nedeni ile densitometrik yöntem tercih edilmiştir.

Densitometrik yöntemi ilk olarak kullanan Puckett ve Smith<sup>93</sup> bu metodu karmaşık aletler gerektirmeden yapılabilecek hassas bir yöntem olarak tanımlamıştır.

Daha sonraki yıllarda da araştırmacılar bu metodu kullanarak bir çok çalışma yapmışlardır.<sup>20,21,34,37,114</sup>

Attin ve ark.<sup>7</sup> cam iyonomerlerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesinin ölümünde bu metodu kullanmışlar, elde edilen sonuçların daha önce yapılan dilatometrik yöntem sonuçları ile uyuytuğunu bildirmiyşlerdir.

Rosin ve ark.<sup>95</sup> farklı kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmelerini linometre, densitometre ve dilatometre kullanarak ayrı ayrı lmyşlerdir. Elde ettikleri sonuçlarda farklı değerler elde etmelerine rağmen kompozit rezinleri büzülme miktarlarına göre sıraladıklarında  metotta da sıralamanın aynı olduğunu bildirmiyşlerdir.

Bazı araştırmacılar işlem sırasında kompozitlerin su içerisine konulmasının su absorpsiyonuna yol açacağını ve bunun sonucunda hacimsel değişim oluşacağı düşüncesi ile bu yöntemin hassas olmadığını ileri srmyşlerdir.<sup>22,32</sup> Fakat daha önce yapılan çalışmalarda polimerize olmuş yada olmamış kompozit rezinlerin 2 dakika su içerisinde bekletilmesi ile hacimlerinde bir değişiklik (artma yada azalma) olmadığı belirtilmiştir.<sup>93</sup> Bu süre bizim deneyimizin yapılması için yeterli bir süredir.

Araştırmacılar çok koyu ve çok açık renkli kompozitlerde opasite artışı olduğunu, bunun da ilave polimerizasyon süresi gerektirdiğini belirtmişlerdir. Standart renklere polimerizasyon süresi kısılanır ve koyu renkli kompozitlere göre daha fazla polimerizasyon büzülmesi meydana gelir.<sup>13,100,101</sup> Bu nedenle çalışmamızda standardizasyonu sağlamak amacı ile A2 tonunda kompozit rezinler kullanılmıştır.

Sakaguchi ve ark.<sup>100</sup> ışık kaynağının kompozit rezine uzaklığının 2 mm'den fazla olduğu durumlarda ışık etkinliğinde azalma olduğunu belirtmişler,



2 mm uzaklıkta %93 olan ışık etkinliğinin 4 mm' de %75'e, 6 mm' de ise %59'a düştüğünü saptamışlardır. Bu yüzden çalışmamızda ışık kaynağı ve kompozit rezin mesafesi 1mm kalınlıkta cam yerleştirilerek sabitlenmiş, böylece standardizasyon sağlanmıştır.<sup>133</sup>

Yap ve ark.<sup>130</sup> kompozit rezin kalınlığı 2 mm olduğunda daha uniform polimerizasyon elde edildiğini belirtilmişlerdir. Bu yüzden kompozit örneklerimizin kalınlığı 2 mm olacak şekilde hazırlanmıştır.

2 mm kalınlığındaki kompozit rezinin polimerizasyonu için gereken ışığın en az 300-400 mW/cm<sup>2</sup> şiddetinde olması gerektiği belirtilmiştir.<sup>13,18,98</sup> Buna uygun olarak kullandığımız ışık kaynaklarının şiddeti en az 400 mW/cm<sup>2</sup> olacak şekilde seçilmiştir.

Ayrıca yapılan densitometrik çalışmalarda test edilen materyallerin hacimlerinin yaklaşık 20 mm<sup>3</sup> ile 80 mm<sup>3</sup> arasında değiştiği saptanmıştır. Test edilen örnekler, hassas ölçüm yapılabilecek büyüklükte olması ve klinikte kullanılan miktara uygun olması bakımından yaklaşık 40 mm<sup>3</sup> hacminde olacak şekilde planlanmıştır.

Çalışmamızın ikinci aşamasında ışık kaynakları ve modlarının, kompozit rezinlerin dentine bağlanma dayanımlarına etkisi değerlendirilmiştir.

Kompozit rezinlerin bağlanma dayanımlarının ölçümlerinde makaslama (shear),<sup>16,49,123</sup> gerilim (tensile),<sup>1,16,61,84</sup> mikro-gerilim (micro-tensile)<sup>50,78,103,106,112</sup> ve mikro-makaslama (micro-shear)<sup>57,116</sup> bağlanma dayanım testleri kullanılmaktadır.

Mikro-gerilim testi çok küçük bağlanma alanlarının test edilebilmesine imkan sağlamaktadır. Bu sayede stres dağılımı daha homojen olacağından ve yüksek bağlanma dayanım değerlerinin de ölçülebileceğinden çalışmamızda mikro-gerilim testi tercih edilmiştir.<sup>50,90,103</sup>

Bununla birlikte bu test çok hassas ve zaman alıcıdır, yapımı sırasında büyük dikkat gerektirir. Aynı zamanda hazırlanan örneklerin küçük olması sebebi ile dehidrate olma riskleri vardır.<sup>88,106,121</sup>

Mikro-gerilim testini tanıtan Sano ve ark.<sup>103</sup> yaptıkları çalışmada mikro-gerilim bağlanma dayanımı ile kesit alanının ters orantılı olduğunu belirtmişlerdir. Alan büyük olduğunda koheziv kırıkların daha fazla oluştuğunu, bu nedenle yüksek bağlanma dayanımı sonuçlarının elde edilemediğini belirtmişlerdir. Bağlanma alanı azaltıldığında koheziv kırıkların azaldığını, 2 mm<sup>2</sup>' ye kadar azaltılan kesit alanına sahip örneklerde koheziv kırıkların oluşmadığını ifade etmişlerdir. Gerçek bağlanma değerinin kesit alanı 2 mm<sup>2</sup>' nin altında olduğunda saptanabildiğini belirtmişlerdir.

Daha önce yapılan çalışmalarda örneklerin boyutları değerlendirildiğinde mikro gerilim testi için kesit alanının 1,5 mm<sup>2</sup>–0,5 mm<sup>2</sup> arasında olması gerektiği belirtilmiştir.<sup>50</sup> Çalışmamızda bu veriler göz önüne alınarak yaklaşık 0,7x0,7 mm<sup>2</sup> bağlanma alanına sahip numuneler hazırlanmıştır.

Mikro-gerilim testlerinde kullanılan numuneler kum saati formunda<sup>112,35</sup> veya çubuk formunda<sup>38,48,50,78,105</sup> olmak üzere iki farklı şekilde hazırlanmaktadır.

Goracci ve ark.<sup>50</sup>, çalışmalarında örneklerin şeklinin, kalınlığının bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişlerdir. Çubuk şeklinde hazırlanan

örneklerin bağlanma dayanımının kum saati şeklindeki örneklere oranla daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Elde edilen bu sonuca göre kum saati şeklinin hazırlanmasının bağlanma yüzeyinde daha fazla stres meydana getirdiği düşünülmektedir.

Kum saati şeklinin bir diğer dezavantajı bağlanma alanı operatör tarafından oluşturulduğundan standart bir yüzey alanı sağlanamamasıdır.<sup>50</sup> Bu dezavantajlar göz önüne alınarak bizim çalışmamızda çubuk şeklinde kesitler kullanması tercih edilmiştir.

Çalışmamızda adeziv sistemin etkisini azaltmak amacı ile test ettiğimiz kompozit rezinler kendi üretici firmalarının önerdiği total-etch adeziv sistemler ile birlikte kullanılmıştır.

Laboratuar testlerinin gerçek klinik performansı gösteremeyeceği konusunda endişe doğuracak bazı faktörler vardır. Kullanılan dişlerin yaşı, bekletilme koşulları, dentin derinliği, skleroz derecesi, bağlanma yüzeyi, dentinin pürüzlülüğü, test metotlarındaki çeşitlilikler test sonuçlarını etkileyecek kontrol edilmesi zor faktörlerdir.<sup>84,88</sup>

Bu yüzden yaptığımız çalışmada bu faktörlerin etkisini olabildiğince azaltmak için bazı standartlara dikkat edilmiştir.

Dentine bağlanma dayanımı; dentinin niteliği, kalınlığı, dişin yapısı, yaşı, mineralizasyon derecesi ile ilişkilidir.<sup>88</sup> Dentine bağlanma testlerinde genellikle, insan üçüncü büyük azı dişleri kullanılmaktadır. Bu dişler nispeten değişime uğramamış dentin yapısına sahiptirler. Bu yüzden çalışmamızda çekim zamanları

birbirine yakın olan alt üçüncü büyük azı dişler kullanılmış, preparasyon yapılırken kalan dentin kalınlığının yaklaşık olarak eşit olmasına dikkat edilmiştir.

Yapılan çalışmalarda dişlerin çekiminin ardından içerisine bekletilmesi amacı ile distile su<sup>55,57</sup>, serum fizyolojik<sup>90,103,113</sup>, sodyum hipoklorit<sup>106</sup>, antimikrobiyal solüsyonlar<sup>49,78,105</sup> gibi farklı materyaller kullanılmaktadır. Bizim çalışmamızda da distile su kullanımı tercih edilmiştir.

Polimerizasyon streslerini etkileyeceği için kavite konfigurasyonu bağlanma dayanımını etkileyen önemli bir faktördür.<sup>45,78</sup> Feilzer ve ark.<sup>45</sup> kavitenin C-faktörünün artması ile bağlanma dayanımının azaldığını bildirmişlerdir. Bu yüzden C-faktörün etkisinin elimine edilebilmesi amacı ile çalışmamızda standart yüzeyler hazırlanmıştır.

Goracci ve ark.<sup>51</sup> konkav kavitelerde büzülme stresinin kompozitin akması ile karşılanamamasından en iyi bağlanmanın düz yüzeylerde oluştuğunu bildirmiştir. Ayrıca nem kontrolünün daha iyi sağlanabilmesi ve adezivin daha iyi uygulanabilmesi açısından çalışmamızda dişler düz yüzeyler oluşturacak şekilde hazırlanmıştır.<sup>35</sup>

Pulpaya yakın ve derin dentin yüzeylerinde bağlanma dayanımı daha azdır.<sup>78</sup> Mine-dentin sınırının altındaki yüzeyel dentin bağlanma dayanım testi için uygun bölge<sup>55,113</sup> olarak kabul edildiğinden preparasyonumuz bu bölgede oluşturulmuştur.

Kavite hazırlanması sırasında oluşan smear tabakası, dentin yüzeyinin pürüzlülük derecesi bağlanma dayanımı açısından önemli bir faktördür. Mikrogerilim testinde standardizasyonu sağlamak amacı ile çeşitli aşındırıcılar

kullanılmaktadır.<sup>50,78,88</sup> Bizim çalışmamızda yüzeyi oluşturmak için en son olarak 600 grenli olacak şekilde farklı numaralarda aşındırıcı kağıt zımparalar kullanılmıştır.<sup>35,48, 49,55</sup>

Kompozit rezinlerin kaviteye uygulama şekilleri polimerizasyon streslerini dolayısı ile bağlanma dayanımını etkilemektedir. Nikolaenko ve ark.<sup>78</sup>, yaptıkları çalışmada horizontal tabakalar şeklinde hazırladıkları örneklerde en yüksek bağlanma değerini elde ettiklerini bildirmişlerdir. Santos ve ark.<sup>38</sup> ışık uygulama tekniklerini farklı şekillerde kompozit rezin uygulamaları ile değerlendirmişler ve ışık uygulama tekniklerinin tabakalama yöntemiyle uygulanan rezinlerin bağlanma dayanımlarında farklı etkilerinin olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda kompozit rezinler dentin yüzeyine 2' şer mm' lik iki ayrı tabaka halinde uygulanmıştır.

Bir çok çalışmada dentin yüzeyleri hazırlanıp kompozitle restore edildikten sonra 24 saat distile su içerisinde bekletilmesinin gerekli olduğu belirtilmektedir.<sup>36,48,50,55,78</sup> Bu yüzden restore edilen dişler 24 saat distile su içerisinde bekletildikten sonra numuneler hazırlanmıştır.

Ayrıca standardizasyonu sağlamak açısından restorasyonun aynı araştırmacı tarafından yapılması, numunelerin aynı şartlarda hazırlanmasına da dikkat edilmiştir.

Polimerizasyon derecesi ile polimerizasyon büzülmesi arasında bir orantı söz konusudur.<sup>83</sup> Polimerizasyon büzülmesi polimerizasyon derecesinin sınırlandırılması ile azaltılabilir, fakat polimerizasyon derecesinin azaltılması restorasyonun fiziksel ve mekanik özelliklerine olumsuz etki gösterecektir.<sup>12</sup>

Fiziksel özelliklerin en iyi seviye getirilmesi ve biyouyumluluğun sağlanabilmesi açısından polimerizasyon derecesinin maksimum olması gerektiği savunulmaktadır.<sup>21</sup>

Işıkla sertleşen kompozitlerin polimerizasyon derecesi, dolayısıyla polimerizasyon büzülmesi, kompozit rezine uygulanan ışık şiddeti ve uygulama süresi yani toplam enerji ile ilgilidir.<sup>32,97</sup> Kompozite uygulanan toplam enerji kompozit rezinin özelliklerini etkileyen en önemli faktör olarak düşünülmektedir.<sup>6,41,53,91</sup>

Bazı araştırmacılar polimerizasyon derecesinin artırılması için kompozitlerin yüksek ışık şiddeti ile polimerize edilmesini önermektedirler.<sup>68,97</sup> Böylelikle kompozit rezinin polimerizasyon derinliğinin ve fiziksel özelliklerinin artacağını iddia edilmektedir.<sup>74</sup> Bununla birlikte yapılan çalışmalarda yüksek ışık uygulanmasının marjinal bütünlüğü ve kompozit rezinin yapısını olumsuz etkilediği belirtilmiştir.<sup>97</sup>

Sakaguchi ve ark<sup>100</sup>, kompozit rezinlerin büzülme miktarı ile uygulanan ışık şiddeti arasında doğrusal bir korelasyon olduğunu belirtmiştir.

Oberholzer ve ark<sup>81</sup>, yaptıkları çalışmada farklı ışık şiddetinde polimerize edilen ikisi akışkan kompozit olmak üzere dört farklı kompozit rezinin oluşturduğu büzülme miktarını karşılaştırmışlar, 800 mW/cm<sup>2</sup> ışık şiddetinin, 400 mW/cm<sup>2</sup> ışık şiddetinden daha fazla polimerizasyon büzülmesine sebep olduğunu bildirmişlerdir.

Santos ve ark<sup>21</sup>, 4 ayrı ışık uygulama tekniği kullanarak polimerize edilen üç farklı kompozit rezinin densitometrik yöntem ile hacimsel büzülme

miktarlarını değerlendirmişlerdir. Yüksek ışık şiddeti uygulanmasının polimerizasyon büzülmesini artırdığını belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızın sonucunda her iki kompozit grubunda da en fazla polimerizasyon büzülmesi  $900 \text{ mW/cm}^2$  ışık şiddetine sahip Translux Energy ışık kaynağının standart modu ile polimerize edilen örneklerde görülmüştür. Bu mod ile kompozit rezinlere  $36 \text{ J/cm}^2$  ( $900 \text{ mW/cm}^2 \times 40 \text{ sn}$ ) değerinde toplam enerji uygulanmıştır. Toplam enerji yoğunluğu  $20 \text{ J/cm}^2$ 'nin altında kalan ışık kaynakları ile karşılaştırıldığında daha fazla polimerizasyon büzülmesi göstermiştir.

Monomerlerin polimere dönüşümünün ilk aşamasında önce çizgisel zincir oluşmaktadır. Zincir uzadığında kıvrılarak kendi içerisindeki diğer zincirlerle birleşir ve dönüşümün son safhasında çapraz bağlar oluşur. Kompozit rezine yüksek ışık şiddeti uygulandığında fotoinitiyatörler daha fazla uyarılarak, düşük ışık şiddetine oranla daha fazla serbest radikal oluşacaktır. Böylece monomerlerin polimere dönüşümü daha hızlı ve daha fazla olacak, monomer kullanımının artması çizgisel polimer zincir boyunun daha kısa olmasına neden olacaktır.<sup>97</sup> Yüksek ışık şiddeti ile uygulanan toplam enerji yoğunluğunun artırılması ile oluşan bu polimer yapısının hacimsel olarak daha fazla büzülmeye sebep olacağı düşüncesindeyiz.

Bunların aksine Discacciati ve ark<sup>37</sup> yaptıkları çalışmada ışık şiddeti ve ışık uygulama süresi ile polimerizasyon büzülmesi arasında önemli bir ilişki bulunmadığını ifade etmişlerdir.

Yapılan bazı çalışmalarda araştırmacılar, kompozit rezin restorasyonların önce düşük ışık şiddetiyle polimerize edilmesini takiben yüksek ışık şiddeti uygulanmasıyla polimerizasyonun kontrol edildiğini böylelikle materyalin fiziksel özelliklerinde bir kayıp olmaksızın polimerizasyon büzülmesinde azalma sağlanabileceğini bildirmişlerdir. Bu düşünceden yola çıkarak ‘soft-start’ ışık uygulama tekniğı geliştirilmiştir.<sup>33,79,83,85</sup>

Kompozit rezinlerin büzülmesini uygulanan ışık yoğunluklarını azaltarak değerlendiren Dennison ve ark.<sup>33</sup> başlangıç ışık şiddetinin % 25'e düşürülmesinin doğrusal polimerizasyon büzülmesini etkin olarak azalttığını bildirmiş, ayrıca materyallerin 10 sn %25 şiddette, 10 sn %50 şiddette ve 20 sn %100 şiddette polimerize edilmeleriyle polimerizasyon büzülmesinde belirgin olarak azalma sağlandığını tespit etmişlerdir.

Obici ve ark.<sup>83</sup> standart ve soft-start tekniklerinin çeşitli kompozit rezinler üzerindeki etkisini SEM ile inceleyerek değerlendirmiş ve en fazla polimerizasyon büzülmesinin materyallerin standart teknikle polimerize edilmesiyle meydana geldiğini saptamışlardır.

Sakaguchi ve Berge<sup>99</sup> ışık şiddeti ile polimerizasyon büzülmesi arasındaki ilişkiyi araştırdıkları çalışmada, soft-start tekniğinin standart teknikten daha düşük polimerizasyon büzülmesi meydana getirdiğini belirtmişlerdir.

Bu çalışmaların aksine; Koran ve Kurschner<sup>62</sup>, standart ve soft-start tekniklerinin kompozit rezinlerde oluşturduğu etkiyi karşılaştırmış ve polimerizasyon büzülmesinde ışık uygulama teknikleri arasında fark bulamamışlardır.



Ayrıca Yap ve ark.<sup>132</sup> yaptıkları çalışmada kompozit rezinlerin polimerizasyonunun etkinliğine ve hacimsel büzölmelerine farklı ışık kaynakları ve ışık uygulama tekniklerinin etkisini değerlendirmişler, soft-start tekniğinin polimerizasyon büzölmesine etkisinin olmadığını belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda; ışık kaynaklarının mevcut olan standart ve soft-start modları oluşturdukları polimerizasyon büzölmesi açısından kendi aralarında karşılaştırıldığında istatistiksel olarak önemli fark bulunamamıştır. Bununla birlikte çalışmamızda test edilen tüm ışık kaynaklarının soft-start modlarının meydana getirdiği polimerizasyon büzölme miktarları standart modlarına oranla daha düşük çıkmıştır.

Soft-start tekniği ile başlangıç ışık şiddetinin azaltılması, serbest radikal oluşumunu azaltarak polimerizasyonu yavaşlatacaktır.<sup>97</sup> Reaksiyonun yavaşlaması ile daha az çapraz bağlar içeren uzun polimer zinciri oluşmasını sağlayarak polimerizasyon büzölmesini azalttığı düşüncesindeyiz.

Kullanılan ışık uygulama tekniklerinden biri de ‘pulse-delay’ yada ‘pulse’ olarak adlandırılmaktadır. Pulse tekniğinde ışık uygulaması sürekli değildir, ışık kısa aralıklarla duraklatılarak uygulanır.<sup>97</sup>

Ilie ve ark.<sup>59</sup> yaptıkları çalışmada farklı ışık kaynaklarını değerlendirmişler; pulse tekniği ile ışık uygulandığında duraklamalar arasında geçen sürede materyal akması için yeterli zaman sağlandığından polimerizasyon büzölmesini azalttığını ifade etmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da Filtek Supreme grubunda Mini L.E.D ışık kaynağının standart modu, pulse moduna oranla istatistiksel olarak daha fazla

büzülmeye neden olmuştur. Bu iki ışık modunun toplam enerji yoğunlukları eşit olmasına rağmen pulse modunda ışığın duraklatılarak uygulanması polimerizasyonu olumlu etkilemiş olabilir.

Halojen ışık kaynaklarının bazı dezavantajlarını ortadan kaldırmak için tasarlanan LED ışık kaynaklarının dalga boyu profilinin dar olması, fotoinitiyatör olarak sadece CQ içeren ürünleri polimerize edebildiklerinden kullanımlarında sınırlamalara sebep olmaktadır.<sup>131</sup> Bu sınırlamalar dahilinde LED ışık kaynakları bazı koşullarda halojen ışık kaynakları kadar etkin polimerizasyon oluşturamayabilir.<sup>92</sup> Polimerizasyon için yeterli enerji sağlanamadığında kompozit rezinin fiziksel özellikleri ile birlikte bağlanma dayanımı da zayıflayacaktır.<sup>25</sup> Bu düşünceler doğrultusunda çalışmamızın diğer aşamasında ışık kaynakları ve mevcut modlarının bağlanma dayanımına etkisi değerlendirilmiştir.

Ilie ve ark.<sup>60</sup> sekiz farklı kompozitin polimerizasyon büzülmesi, elastik modülü ve mikro-gerilim bağlanma dayanımını incelemiş, polimerizasyon büzülmesi ile bağlanma dayanımı arasında önemli bir korelasyon olduğunu belirtmişlerdir.

Oberholzer ve ark.<sup>82</sup> makaslama gerilim testi kullanarak yaptıkları çalışmada daha fazla polimerizasyon büzülmesi meydana gelen rezinlerde bağlanma dayanımının azaldığını belirtmişlerdir. Ayrıca ışık şiddetinin azalmasının bağlanma dayanımını artırdığını ifade etmişlerdir.

Feilzer ve ark.<sup>46</sup> kompozit rezinlerin polimerizasyonlarının hızlandırılmasının materyal içerisindeki moleküllerin yer değiştirmesini

engellediğini, bu nedenle restorasyonun bağlanmasını olumsuz etkileyecek gerilimlere sebep olduğunu belirtmiştir.

Işık şiddetinin ara yüzeylerde oluşturduğu mikro-boşluklara etkisini inceleyen Unterbrink ve ark<sup>119</sup>, yüksek ışık şiddetinin bağlanma yüzeylerinin kalitesini azalttığını belirtmişlerdir.

Yapılan diğer çalışmalarda da araştırmacılar yüksek enerji yoğunluğu elde edilen ışık kaynaklarının daha fazla polimerizasyon büzülmesi meydana getirerek daha fazla stres oluşturacağını, bunun da bağlanma yüzeyini olumsuz etkileyeceğini bildirmişlerdir.<sup>68,100</sup>

Bizim çalışmamız sonucunda da toplam enerji yoğunluğu en fazla olan Translux Energy ışık kaynağının standart modu ile polimerize edilen örneklerin bağlanma dayanımları en düşük sonuçları vermiştir. Ayrıca daha önce belirttiğimiz gibi en fazla polimerizasyon büzülmesi bu mod kullanılan gruplarda elde edilmiştir.

Polimerizasyon büzülmesi, kavite duvarı ile rezin ara yüzeyinde stresler oluşturacağından büzülme miktarının artması polimerizasyon streslerini arttıracaktır.<sup>125</sup> Aynı zamanda ilk anda yüksek ışık şiddetine maruz kalan kompozit rezin hızla polimerize olarak birden sertleşecektir.<sup>68</sup> Sertleşen kompozit rezin, bağlanma yüzeyine doğru serbest olarak akamadığından oluşan polimerizasyon streslerini kompanze edemeyecek ve stresin kompozit rezin ile dış ara yüzeyine aktarılmasına neden olacaktır. Bu nedenlerden dolayı Translux Energy ışık kaynağının standart modunun bağlanma dayanımını olumsuz etkilediğini düşünmekteyiz.

Asmussen ve ark.<sup>117</sup> toplam enerji miktarının polimerizasyon bzlmesine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında düşük enerji miktarının polimerizasyon derecesini azaltarak marjinal bütünlüğü artıracadığını, yüksek enerjinin ise marjinal kenarlarda daha fazla boşluk oluşturacadığını bildirmişlerdir.

Bizim alışmamızda iki kompozit rezinde de en yüksek bağlanma dayanımı, düşük ışık şiddetine (400 mW/cm<sup>2</sup>) sahip Elipar Freelight ışık kaynağının standart modu ile elde edilmiştir. Bu ışık kaynağı, Translux Energy ışık kaynağının standart moduna oranla bağlanmayı istatistiksel olarak önemli derecede olumlu etkilemiştir.

Elipar Freelight ışık kaynağı ile uygulanan ışık şiddetinin düşük düzeylerde olması, pre-jelasyon süresini artırarak moleküllerin tekrar düzenlenmesinin daha yavaş ve daha uzun sürede gerçekleşmesini sağlamıştır. Moleküllerin daha yavaş düzenlenmesi kompozit rezinin bağlanma yüzeyine akmasını sağlayarak adaptasyonu artıracak ve polimerizasyon stres oluşumu azaltacaktır.<sup>68</sup> Polimerizasyon streslerinin azalmasının bağlanmayı olumlu etkilediğini düşünmekteyiz.

Bununla birlikte Elipar Freelight ışık kaynağının soft-start modunda elde edilen toplam enerji standart moduna oranla daha düşük olmasına rağmen bu grubun bağlanma dayanımı daha düşük çıkmıştır. Aynı zamanda iki kompozit grubunda da ışık kaynaklarının standart ve soft-start modları kendi aralarında karşılaştırıldığında Elipar Freelight dışındaki ışık kaynaklarında soft-start modu ile daha yüksek bağlanma sonuçlarına ulaşılmıştır. Elipar Freelight ışık kaynağında ise standart mod daha olumlu sonuçlar vermiştir.

Elipar Freelight ışık kaynağı soft-start modunun bağlanma dayanımının düşük olması adezivin yetersiz polimerize olmasından kaynaklanmış olabilir. Bu ışık modu ile ışık şiddeti ilk 12 sn'de 0'dan 400 mW/cm<sup>2</sup>'e ulaşır. Adezivin polimerizasyonu 20 sn başlangıçtaki düşük ışık şiddeti ile gerçekleştirildiğinden yeterli enerji sağlanamamış olabilir. Kompozit rezinlerin dentine bağlanma dayanımını, adeziv ile kompozit rezinin etkileşimlerinin yanı sıra büyük oranda adezivin polimerizasyonu da etkileyeceğinden adeziv sistem gereken ışık şiddetini absorbe edemediği zaman polimerizasyonu yeterli olmayacaktır. Bu nedenle dentine bağlanma dayanımı zayıflamış olabilir.<sup>25</sup>

Araştırmacılar, polimerizasyonun soft-start yöntemi ile tamamlanmasının materyalin fiziksel özelliklerini azaltmadan restorasyon kenarlarında boşluk oluşumunu azaltacağını, marjinal adaptasyonu geliştireceğini düşünmektedirler.  
45,68,74,117,136

Bununla birlikte soft-start metodunun polimerizasyon büzülmesi ve bağlanma ara yüzeyine etkisinin olmadığını belirten çalışmalar da<sup>54,63</sup> mevcuttur.

Bizim çalışmamızda Venus grubunda Translux ışık kaynağı modları kendi aralarında karşılaştırıldığında istatistiksel olarak soft-start yönteminin daha yüksek bağlanma dayanımı oluşturduğu görülmektedir. Aynı zamanda Elipar Freelight dışındaki ışık kaynaklarının modları karşılaştırıldığında da aralarında istatistiksel olarak fark olmamasına rağmen soft-start modunda standart moda oranla daha yüksek bağlanma değerleri elde edilmiştir.

Bağlanma dayanımının soft-start yönteminde artması, ortaya çıkan polimerizasyon streslerinin standart moda oranla daha düşük olmasından

kaynaklanabilir. Soft-start polimerizasyon yönteminin büzülme stresini azaltmaktaki etkisi iki şekilde açıklanabilir. Birinci etken kompozit rezinin visköz fazdan katı faza geçtiği 'jelasyon' süresidir. Polimerizasyon büzülmesi, monomerlerin polimere dönüşümü sırasında elastik modülün gelişmesine bağlı olarak iki aşamaya ayrılabilir. Elastisite modülünün tam olarak gelişmesinden önce oluşan polimerizasyon büzülmesini polimer ağındaki moleküllerin tekrar düzenlenebilmesi ve kompozitin akıcılığı ile kompanze edilebilir.<sup>26,27,44,68,100</sup> Dönüşümden sonra elastisite modülü ve polimerizasyon derecesi artacağından moleküllerin mobilitesi azalır, büzülme stresleri karşılanamaz.<sup>68,100</sup> Soft-start metodlarında akışkan başlangıç fazının süresinin uzatılması ile büzülme stresleri azaltılabilir.<sup>46,117</sup> Diğer etken ise soft-start yönteminde polimerizasyon yavaş gerçekleştiğinden daha az çapraz bağlar içeren, daha uzun polimer zinciri oluşmasıdır. Yüksek oranda çapraz bağlar polimer ağının elastisite modülünün yüksek olmasını sağlar. Bu yüzden soft-start yönteminde polimerizasyon derecesi büyük oranda tamamlanmakla birlikte materyal hala düşük sertlikte olur.<sup>68,97</sup> Bu nedenlerle materyalin kavite duvarlarına adaptasyonunun daha iyi olduğunu düşünmekteyiz.<sup>46,83,117,119</sup>

Mikro-gerilim testi çalışmamızdan elde ettiğimiz diğer bir sonuç ise Filtek Supreme grubunda Mini L.E.D ışık kaynağının pulse modunun, soft-start moduna oranla bağlanma dayanımını azalttığı saptanmıştır. Soft-start modla uygulanan toplam enerji miktarının pulse modundan daha düşüktür. Düşük enerji miktarı daha az polimerizasyon stresi oluşturarak bağlanmayı olumlu yönde etkilemiş olabilir.

Oilo<sup>84</sup> mikro-gerilim testinden sonra kırılma tiplerinin incelenmesinin önemli olduğunu belirtmiştir. Araştırmacı kırılma tiplerini ‘başarısızlığın adeziv içerisinde olması bağlanma dayanımını artıracak şekilde materyalle dentin arasındaki kimyasal reaksiyonların daha iyi gerçekleştiğinin göstergesidir. Koheziv kırılma, materyalin fiziksel özelliklerinin bağlanma dayanımını sınırlandırdığını gösterir.’ diyerek açıklamıştır. Dias ve ark.<sup>35</sup> ideal bir mikro-gerilim testinde kırılma tiplerinin bağlanma ara yüzeyinde olması gerektiğini, test için uygulanan kuvvetlerin dentin veya adeziv tabakaya doğru değil bağlanma ara yüzeyine doğru yönlendirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Koheziv başarısızlıklar, uygulanan kuvvetin uniform olmadığını göstermekte, bağlanma dayanımının dentinin yada kompozit rezinin gerilme kuvvetinden daha yüksek olduğunu belirtmemektedir.<sup>35</sup> Bizim çalışmamızda kırılma tipleri değerlendirildiğinde kırılmaların çoğunun adeziv tabaka içerisinde olduğu görülmüştür, koheziv başarısızlıklarsa dentin yapısında değil kompozit içerisinde ortaya çıkmıştır. Bu da adeziv ile dentin arasındaki gerçek ara yüz bağlanma dayanımının ölçülebildiğini göstermektedir.

Çalışmamızda her bir ışık kaynağının iki kompozit rezin üzerindeki etkileri kendi aralarında karşılaştırıldığında polimerizasyon büzülmesi ve bağlanma dayanımı açısından kompozit rezinler arasında önemli fark bulunamamıştır.

Polimerizasyon büzülmesinde kompozitin içeriği önemli rol oynamaktadır. Kompozit rezin içerisindeki doldurucu miktarı, monomer miktarı, monomerin tipi polimerizasyon büzülmesini direkt olarak etkilemektedir.<sup>15,93</sup>

Çalışmamızda karşılaştırılan Filtek Supreme nanofil kompozit ile Venus mikrofil hibrit kompozitin monomer tiplerinin farklı olmasına rağmen inorganik doldurucu oranları yaklaşık eşit olduğundan ışık kaynakları kompozit rezinleri farklı şekilde etkilememiş olabilir.

Kompozit rezinlerin doldurucu miktarının artırılabilmesi için eklenen TEGDMA, Bis-GMA' ya oranla daha az visköz, daha reaktif, molekül ağırlığı daha az bir monomerdur. Bu yüzden Bis-GMA'ya oranla daha fazla büzülür.<sup>89</sup> Çalışmamızda test ettiğimiz Supreme Filtek içerisinde dilue edici monomer (TEGDMA) bulunmasına rağmen miktarının az olması ve Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA monomerleri ile kombine şekilde kullanılmasından dolayı polimerizasyon büzülmesi etkilenmemiş olabilir.<sup>83</sup>

Çalışmamızda polimerizasyonun yüksek ışık şiddeti ile yapılmasının polimerizasyon büzülmesi ve bağlanma dayanımı açısından olumsuz etkilediği tespit edilmiştir. Işık şiddetinin polimerizasyon için yeterli olacak şekilde azaltılmasının kompozit rezin restorasyonların başarısını olumlu yönde katkısı olacağını söyleyebiliriz. Fakat çok düşük ışık şiddetlerinin adeziv sistemlerin polimerizasyonu için yetersiz kalabileceği düşüncesinden yola çıkarak ışık şiddetlerinin adeziv rezinlerdeki etkisinin değerlendirilmesinin bu çalışmanın verileri üzerine daha anlamlı yorumlar yapılmasını sağlayabileceğini düşünmekteyiz.



## SONUÇLAR

Çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgulara göre aşağıdaki sonuçlar çıkarılabilir:

- 1- Farklı ışık modları ile polimerize edilen kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi ve bağlanma dayanımını sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.
- 2- Filtek Supreme ve Venus kompozit rezinler aynı ışık kaynağı ile polimerize edildikleri zaman aralarında istatistiksel olarak önemli fark bulunamamıştır.
- 3- İki kompozit rezinde de en fazla polimerizasyon büzülmesi Translux Energy ışık kaynağının standart modu kullanıldığında oluşmuştur.
- 4- Mikro-gerilim testi sonuçlarında en yüksek bağlanma dayanımı Elipar Freelight ışık kaynağının standart modu ile sağlanırken, en düşük bağlanma dayanımı ise Translux Energy ışık kaynağının standart modu kullanılan gruplarda elde edilmiştir.
- 5- Işık kaynaklarının soft-start modları, istatistiksel olarak önemli olmamakla birlikte standart modlarına oranla kompozitin daha az büzülmesine sebep olmuştur.
- 6- Elipar Freelight dışındaki ışık kaynaklarının soft-start modları standart modlarına oranla bağlanma dayanımını artırmıştır.

- 7- Çalışmamızda kompozitlerin polimerizasyonu için uygulanan toplam enerji miktarının artmasının büzülmeyi artıracadı, aynı zamanda bağlanma dayanımını olumsuz etkileyeceği saptanmıştır.
- 8- Polimerizasyon büzülme stresinin en az düzeyde olması ve bağlanma dayanımının artırılabilmesi ışık şiddetinin azaltılması ile sağlanabilmektedir. Dolayısıyla kompozitin yeterli polimerizasyonu için gereken enerji miktarını sağlaması koşulu ile düşük ışık şiddeti kullanılması klinik performansı olumlu etkileyecektir.

## ÖZET

Kompozit rezin restorasyonların başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri olan polimerizasyon büzülmesi, diş yapılarında yada diş yapıları ile kompozit rezin ara yüzeylerinde streslerin oluşmasına neden olmaktadır. Stresler dişlerde bağlanma başarısızlıklarına dolayısı ile postoperatif ağrılara, mikrosızıntıya ve sekonder çürük oluşumlarına neden olmaktadır.

Çalışmamızda; polimerizasyon için kullanılan ışık kaynaklarının ve ışık uygulama tekniklerinin polimerizasyon büzülmesine ve bağlanma dayanımına etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Bu amaçla piyasada kullanılmakta olan dört farklı ışık kaynağının (Hilux, Translux Energy, Elipar Freelight, Mini L.E.D) mevcut sekiz modu iki ayrı kompozit (Filtek Supreme, Venus) üzerinde 16 grup oluşturularak test edilmiştir.

Çalışmamızın birinci bölümünde densitometrik yöntem kullanılarak 16 grubun polimerizasyon büzülme miktarları ayrı ayrı hesaplanmıştır.

İkinci bölümünde ise bağlanma dayanımlarını tespit etmek için hazırlanan örneklere mikro-gerilim testi uygulanmıştır.

Bu in vitro çalışmalarımızdan elde ettiğimiz sonuçlara göre ışık kaynakları büzülme miktarına ve bağlanma dayanımına etkileri açısından değerlendirildiğinde aralarında istatistiksel olarak fark bulunmuştur.

Polimerizasyon büzülme miktarları karşılaştırıldığında toplam enerji miktarı en yüksek olan Translux ışık kaynağının standart modunun en fazla büzülme oluşturduğu belirlenmiştir. Bağlanma dayanımı sonuçlarında ise yine aynı ışık modu ile en düşük değerler elde edilmiştir. Düşük ışık şiddetine sahip

Elipar Freelight ışık kaynağının standart modu ile polimerize edilen restorasyonlarının dentine bağlanma dayanımları yüksek çıkmıştır. Işık kaynaklarının bazılarında soft-start modunun bağlanmayı olumlu etkilediği saptanmıştır.

Sonuç olarak, mevcut çalışmanın sınırları içinde; düşük ışık şiddeti uygulanarak polimerizasyonun daha yavaş yapılması ile polimerizasyon büzülmesi ve bağlanma dayanımı açısından olumlu sonuçlar elde edileceği söylenebilir.

## SUMMARY

Polymerization shrinkage, which is one of the most significant factors affecting the success of composite resin restorations, causes stress on dentine and resin composite interface. This stress causes postoperative pain, bonding failure, microleakage and therefore seconder caries.

In this study; the effects of light curing units and curing techniques on polymerization shrinkage and bonding strength were evaluated.

For this aim, eight modes of four different light curing units (Hilux, Translux Energy, Elipar Freelight, Mini L.E.D) tested by forming 16 groups using two different composite types (Filtek Supreme, Venus).

In the first part of this study; the amount of polymerization shrinkage in 16 groups were calculated.

In the second part; microtensile test was performed on the samples prepared to determine bonding strengths.

According to the results from this in-vitro study; the effect of light curing units on the amount of polymerization shrinkage and bonding strength showed statistically difference.

When the amount of polymerization shrinkages were compared, it was determinated that Translux Energy's standard mode, which has the greatest total energy density, performed the greatest amount of shrinkage. As far as the results of bonding strength were concerned, the lowest values were obtained using the same curing mode. The dentine bonding strength of restorations, which were polymerized by standard mode of Elipar Freelight curing unit with low light

intensity, found to be highest values. In some of curing units, it is determined that soft-start mode had affected the shrinkage positively.

Consequently, in the limits of this study, it can be said that with slower polymerization using low light intensity, positive results in terms of polymerization shrinkage and bonding strength will be obtained.

## KAYNAKLAR

1. Abdalla AI. Microtensile and tensile bond strength of single-bottle adhesives: a new test method. J Oral Rehabil. 2004;31:379-384.
2. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. İleri Restorasyon Teknikleri. Polat yayınları, Ankara 1998.
3. Altay N, Akça T. In vitro bağlantı kuvveti ölçme testlerinin değerlendirilmesi. Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 2002;26: 32-38.
4. Applequist EA, Meiers JC. Effect of bulk insertion, prepolymerized resin composite balls, and beta-quartz inserts on microleakage of Class V resin composite restorations. Quintessence Int. 1996;27(4):253-258.
5. Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymer structure of a light-cured resin composite in relation to distance from the surface. Eur J Oral Sci. 2003;111: 277-279.
6. Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. Eur J Oral Sci. 2005 ;113(5):417-21.
7. Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Helwig E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. Dent Mater. 1995;11(6):359-362.
8. Aw TC, Nicholls JI. Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. Oper Dent. 2001;26(5):498-504.
9. Babür A. LED ışık kaynakları. Dentalife 2003: 14-16.

10. Bang HC, Lim BS, Yoon TH, Lee YK, Kim CW. Effect of plasma arc curing on polymerization shrinkage of orthodontic adhesive resins. *J Oral Rehabil.* 2004;31(8):803-810.
11. Baum L, Philips RW, Lund MR. *Textbook of Operative Dentistry.* W.B.Saunders Company, USA 1995.
12. Bausch JR, de Lange K, Davidson CL, Peters A, de Gee AJ. Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *J Prosthet Dent.* 1982;48(1):59-67.
13. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ Jr. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc.* 1994;125(6):687-701.
14. Bowen RL, Eichmiller FC, Marjenhoff WA. Glass-ceramic inserts anticipated for 'megafilled' composite restorations. *J Am Dent Assoc.* 1991;122(3):71-75.
15. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater.* 2005 Oct;21(10):962-970. Review.
16. Cardoso PEC, Braga RR, Carrilho MRO. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater.* 1998;14:394-398.
17. Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent.* 1996;21(1):17-24. Review.



18. Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent.* 2002;27(6):636-638.
19. Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res.* 2000;79(3):812-817.
20. Chung CM, Kim JG, Kim MS, Kim KM, Kim KN. Development of a new photocurable composite resin with reduced curing shrinkage. *Dent Mater.* 2002;18:174-178.
21. Coelho Santos MJ, Santos GC Jr, Nagem Filho H, Mondelli RF, El-Mowafy O. Effect of light curing method on volumetric polymerization shrinkage of resin composites. *Oper Dent.* 2004;29(2):157-161.
22. Cook WD, Forrest M, Goodwin AA. A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites. *Dent Mater.* 1999;15(6):447-449.
23. Craig RG. Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dental Clinics of North America* 1981;25(2):219-239.
24. Çalikkocaoğlu S. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi (Metal Olmayan Maddeler)*. Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İstanbul 2000.
25. Danesh G, Davids H, Reinhardt KJ, Ott K, Schafer E. Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units. *J Dent.* 2004;32(6):479-88.
26. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res.* 1984;63(12):1396-1399.

27. Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res.* 1984;63(2):146-148.
28. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent.* 1997;25(6):435-440. Review.
29. Davis N. A nanotechnology composite. *Compend Contin Educ Dent.* 2003;24(9):662, 665-7, 669-670.
30. Dayangaç B, Özgünaltay G. Kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesi. *Ege Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 1992; 13: 45-48.
31. Dayangaç B. Kompozit Resin Restorasyonlar. Öncü Basımevi, Ankara 2000.
32. De Gee AF, Feilzer AJ, Davidson CL. True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dent Mater.* 1993;9(1):11-14.
33. Dennison JB, Yaman P, Seir R, Hamilton JC Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *J Prosthet Dent.* 2000;84(5):499-505.
34. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: The shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater.* 2006;22: 359-365.
35. Dias WR, Pereira PN, Swift EJ. Effect of bur type on microtensile bond strengths of self-etching systems to human dentin. *J Adhes Dent.* 2004;6:195-203.

36. 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(4):354-364.
37. Discacciati JA, Neves AD, Orefice RL, Pimenta FJ, Sander HH. Effect of light intensity and irradiation time on the polymerization process of a dental composite resin. *Materials Research* 2004; 2:313-318.
38. dos Santos AJ, Giannini M, Paulillo LA, Lovadino JR, de Carvalho RM. Effect of irradiation mode and filling technique on resin/dentin bonding strength in Class I cavities. *Braz Oral Res.*2004;18(3):260-265.
39. Eick JD, Robinson SJ, Byerley TJ, Chappelow CC. Adhesives and nonshrinking dental resins of the future. *Quintessence Int.* 1993;24(9):632-40. Review.
40. Eick JD, Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int.* 1986;17(2):103-111.
41. Emami N, Soderholm KJ, Berglund LA. Effect of light power density variations on bulk curing properties of dental composites. *J Dent.* 2003;31(3):189-196.
42. Ernest CP. Filtek Supreme universal restorative system technical product profile. 3M Espe Scientific facts 2002.
43. Federlin M, Thonemann B, Schmalz G. Inserts--megafillers in composite restorations: a literature review. *Clin Oral Investig.* 2000;4(1):1-8. Review.

44. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res.* 1990;69(1):36-39.
45. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* 1987;66(11):1636-1639.
46. Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci.* 1995;103(5):322-326.
47. Fong H, Dickens SH, Flaim GM. Evaluation of dental restorative composites containing polyhedral oligomeric silsesquioxane methacrylate. *Dent Mater.* 2005;21(6):520-529.
48. Frankenberger R, Lopes M, Perdigao J, Ambrose WW, Rosa BT. The use of flowable composites as filled adhesives. *Dent Mater.* 2002;18(3):227-238.
49. Fritz UB, Finger WJ, Uno S. Resin-modified glass ionomer cements: bonding to enamel and dentin. *Dent Mater.* 1996;12(3):161-166.
50. Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M. Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dent Mater.* 2004;20(7):643-654.
51. Goracci G, Mori G. Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin and calcium hydroxide-dentin interface with resin composite restorations. *Quintessence Int.* 1996;27(2):129-135.
52. Gökay N. Kompozit dolgu maddelerinde polimerizasyon büzülmesi. *Ege Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 1992;13:8-13.

53. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater.* 2002;18(6):463-469.
54. Hasegawa T, Itoh K, Yukitani W, Wakumoto S, Hisamitsu H. Effects of soft-start irradiation on the depth of cure and marginal adaptation to dentin. *Oper Dent.* 2001;26(4):389-395.
55. Hashimoto M, Ohno M, Kaga H, Sano H, Tay FR, Oguchi H, Araki Y, Kubota M. Over-etching effects on micro-tensile bond strength and failure patterns for two dentin bonding systems. *Journal of Dentistry* 2002;30:99-105.
56. Hay JN, Shortall AC. Polymerization contraction and reaction kinetics of three chemically activated restorative resins. *J Dent.* 1988;16(4):172-176.
57. Hiraishi N, Kitasako Y, Nikaido T, Nomura S, Burrow MF, Tagami J. Effect of artificial saliva contamination on pH value change and dentin bond strength. *Dent Mater.* 2003;19(5):429-434.
58. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci.* 2002;110(6):471-479.
59. Ilie N, Felten K, Trixner K, Hickel R, Kunzelmann KH. Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units. *Dent Mater.* 2005;21(5):483-9.
60. Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R. Evaluation of micro-tensile bond strengths of composite materials in comparison to their polymerization shrinkage. *Dent Mater.* [Basimda]

61. Kato G, Nakabayashi N Effect of phosphoric acid concentration on wet-bonding to etched dentin. *Dent Mater.* 1996;12(4):250-255.
62. Koran P, Kurschner R. Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. *Am J Dent.* 1998;11(1):17-22.
63. Kubo S, Yokota H, Yokota H, Hayashi Y. The effect of light-curing modes on the microleakage of cervical resin composite restorations. *J Dent.* 2004;32(3):247-254.
64. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater.* 1999;15(2):128-137.
65. Lee IB, Cho BH, Son HH, Um CM. A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. *J Oral Rehabil.* 2005;32(4):304-314.
66. Leinfelder KF. Using composite resin as a posterior restorative material. *J Am Dent Assoc.* 1991;122(4):65-70.
67. Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res.* 1985;64(12):1396-1401.
68. Lim BS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Condon JR. Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. *Dent Mater.* 2002;18(6):436-444.

69. Loguercio AD, Reis A, Ballester RY. Polymerization shrinkage: effects of constraint and filling technique in composite restorations. *Dent Mater.* 2004;20(3):236-243.
70. Loguercio AD, Reis A, Schroeder M, Balducci I, Versluis A, Ballester RY. Polymerization shrinkage: effects of boundary conditions and filling technique of resin composite restorations. *J Dent.* 2004;32(6):459-470.
71. Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater.* 1991;7(2):107-113.
72. Lutz F, Philips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent.* 1983; 50(4):480-488.
73. McCabe JF, *Applied Dental Materials.* 7<sup>th</sup> Ed. Blackwell Scientific Publ. 1990.
74. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent.* 1997;25(3-4):321-330.
75. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(10):1382-1390.
76. Miyazaki M, Fukuishi K, Onose H. Influence of light irradiation on the volumetric change of polyacid-modified resin composites. *J Dent.* 1999;27(2):149-53.
77. Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dental composites. *Int J of Nanotechnology.* 2004 ;1: 130-156.

78. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater.* 2004;20(6):579-585.
79. Oberholzer TG, Du Preez IC, Kidd M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomaterials.* 2005;26(18):3981-6.
80. Oberholzer TG, Grobler SR, Pameijer CH, Rossouw RJ. A modified dilatometer for determining volumetric polymerization shrinkage of dental materials. *Meas.sci.technol.* 2002; 13:78-83.
81. Oberholzer TG, Pameijer CH, Grobler SR, Rossouw RJ. Effect of power density on shrinkage of dental resin materials. *Oper Dent.* 2003;28(5):622-627.
82. Oberholzer TG, Pameijer CH, Grobler SR, Rossouw RJ. The effect of different power densities and method of exposure on the marginal adaptation of four light-cured dental restorative materials. *Biomaterials.* 2003;24(20):3593-3598.
83. Obici AC, Sinhoreti MA, de Goes MF, Consani S, Sobrinho LC. Effect of the photo-activation method on polymerization shrinkage of restorative composites. *Oper Dent.* 2002;27(2):192-198.
84. Oilo G. Bond strength testing-what does it mean? *Int Dent J.* 1993;43(5):492-498.
85. Ölmez A, Tuna D. Polimerizasyon büzülmesine etki eden faktörler. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi.* 2002; 5(1):52- 56.



86. Palin WM, Fleming GJ. Low-shrink monomers for dental restorations. *Dent Update*. 2003;30(3):118-122. Review.
87. Park SH, Krejci I, Lutz F. Consistency in the amount of linear polymerization shrinkage in syringe-type composites. *Dent Mater*. 1999;15:442-446.
88. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater*. 1995;11:117-125.
89. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*. 1997;105(2):97-116. Review.
90. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater* 1998;14:212–221.
91. Price RB, Felix CA, Andreou P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials*. 2004;25(18):4465-4477.
92. Price RBT, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. *J Can Dent Assoc* 2003; 69(10) :666.
93. Puckett AD, Smith R. Method to measure the polymerization shrinkage of light-cured composites. *J Prosthet Dent*. 1992;68(1):56-58.
94. Roberson TM, Heymann HO, Swift E. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. Mosby, 2002.

95. Rosin M, Urban AD, Gartner C, Bernhardt O, Splieth C, Meyer G. Polymerization shrinkage-strain and microleakage in dentin-bordered cavities of chemically and light-cured restorative materials. *Dent Mater.* 2002;18(7):521-528.
96. Rueggeberg F, Tamareselvy K. Resin cure determination by polymerization shrinkage. *Dent Mater.* 1995;11(4):265-268.
97. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 1999;(25):4-15.
98. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent.* 1994;19(1):26-32.
99. Sakaguchi RL, Berge HX Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *J Dent.* 1998;26(8):695-700.
100. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent.* 1992;20(3):183-188.
101. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunczak MA, Douglas WH. Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. *J Dent.* 1991; 19(5): 312-316.
102. Sakaguchi RL, Wiltbank BD, Shah NC. Critical configuration analysis of four methods for measuring polymerization shrinkage strain of composites. *Dent Mater.* 2004;20(4):388-396.
103. Sano H, Shono T, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength - Evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater.* 1994;10:236-240.

104. Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater.* 2005;21(1):9-20.
105. Shirai K, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Suzuki K, Shintani H, Van Meerbeek B. Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dent Mater.* 2005;21(2):110-124.
106. Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res.* 1999;78(2):699-705.
107. Smith DL, Schoonover IC. Direct filling resins: dimensional changes resulting from polymerization shrinkage and water sorption. *J Am Dent Assoc.* 1953;46(5):540-544.
108. Soderholm KJ. Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 Task Group on Test Methods for the Adhesion of Restorative Materials. *Dent Mater.* 1991;7(2):74-83. Review.
109. Soh MS, Yap AU, Siow KS. The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. *Oper Dent.* 2003;28(6):707-715.
110. Soh MS, Yap AU, Siow KS. Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *Oper Dent.* 2004;29(1):9-15.
111. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials.* 2000;21(13):1379-85.

112. Takahashi A, Inoue S, Kawamoto C, Ominato R, Tanaka T, Sato Y, Pereira PN, Sano H. In vivo long-term durability of the bond to dentin using two adhesive systems. *J Adhes Dent.* 2002;4(2):151-159.
113. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater.* 2000;16:180–187.
114. Tarle Z, Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G. Possible improvements of clinical properties of dental composite materials with pulsed blue laser curing. *Croatica Chemica Acta*1998; 71(3):777-787.
115. Tjan AH, Bergh BH, Lidner C. Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations. *J Prosthet Dent.* 1992;67(1):62-6.
116. Toba S, Veerpravati W, Shimada Y, Nikaido T, Tagami J. Micro-shear bond strengths of adhesive resins to coronal dentin versus the floor of the pulp chamber. *Am J Dent* 2003;16:51-54.
117. Uno S, Asmussen E. Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res.* 1991;99(5):440-444.
118. Unterbrink GL, Liebenberg WH Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int.* 1999;30(4):249-257. Review.
119. Unterbrink GL, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent.* 1995;23(3):183-189.
120. Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent Update.* 2003;30(1):10-15.

121. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003; 28(3): 215-235.
122. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials.* Mosby, England 1994.
123. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res.* 1997;76(6):1298-1307.
124. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res.* 1998;77(6):1435-1445.
125. Watts DC, Cash AJ. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. *Dent Mater.* 1991;7(4):281-287.
126. Watts DC, Kisumbi BK, Toworfe GK. Dimensional changes of resin/ionomer restoratives in aqueous and neutral media. *Dent Mater.* 2000;16(2):89-96.
127. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005;21(1):68-74.
128. Wilson J. Effects of design features and restorative techniques on marginal leakage of MO composites: an in vitro study. *Oper Dent.* 1993;18(4):155-159.
129. Wilson KS, Zhang K, Antonucci JM. Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials* 2005;26(25):5095-5103.
130. Yap AU. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Oper Dent.* 2000;25(2):113-120.

131. Yap AU, Han VT, Soh MS, Siow KS. Elution of leachable components from composites after LED and halogen light irradiation. *Oper Dent.* 2004;29(4):448-453.
132. Yap AU, Ng SC, Siow KS. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent.* 2001;26(3):260-266.
133. Yap AU, Soh MS, Siow KS. Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization. *Oper Dent.* 2002;27(1):44-49.
134. Yap AU, Tan CH, Chung SM. Wear behavior of new composite restoratives. *Oper Dent.* 2004;29(3):269-274.
135. Yap AU, Wattanapayungkul P, Chung SM. Influence of the polymerization process on composite resistance to chemical degradation by food-simulating liquids. *Oper Dent.* 2003;28(6):723-727.
136. Yoshikawa T, Nakaoki Y, Takada T, Burrow MF, Tagami J. Effect of light-curing method and irradiation time on marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. *Am J Dent.* 2003 ;16 Spec No:63A-67A.
137. Yücel T, Tarım B, Ulukapı H, Demirci M. Ön bölge dişlerde direkt estetik restorasyonlar. *TDBD dergisi* 2004;83:10-22.
138. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi.* Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara 1993.

## ÖZGEÇMİŞ

1975 yılında Sivas'ta doğdum. İlk, orta ve lise eğitimimi sırasıyla Sivas Selçuk İlkokulu ve Sivas Selçuk Anadolu Lisesi'nde tamamladım. 2000 yılında Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nden mezun oldum. Yine aynı yıl Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi AD. Konservatif Diş Tedavisi BD.'nda göreve başladım. Halen aynı anabilim dalında görev yapmaktayım.

## TEŞEKKÜR

Tüm eğitim hayatım boyunca her zaman en büyük desteğim olan aileme, Sn.Prof.Dr.Yılmaz GÜNAYDIN'a, doktora öğrenimim süresince yardımlarını esirgemeyen eşim Dt.Musa Bahadır BEKTAŞ'a ,

Çalışmalarımı sağlıklı bir şekilde sürdürmemi sağlayan danışman hocam Sn.Yrd.Doç.Dr. Feridun HÜR MÜZLÜ'ye,

Doktora öğrenimimin tez döneminde çalışma fırsatı veren bölüm başkanımız ve dekanımız Sn.Prof.Dr. Bülent BEK'e,

İstatistiksel analizlerin yapılmasındaki yardımları için Yrd.Doç.Dr.Ziyet ÇINAR'a,

Tez dönemindeki destek ve yardımlarından dolayı arkadaşlarım Dr.Diğdem EREN'e, Dr.Ulvi Kahraman GÜR SOY'a, Yrd.Doç.Dr.Şeyda HERGÜNER SİSO'ya,

Çalışmamın deney aşamalarının oluşturulması için bilgi desteklerinden dolayı Sn.Yrd.Doç.Dr. Dilek İMREN'e,

TEŞEKKÜR EDERİM.