



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**NANODOLDURUCU İÇEREN KOMPOZİTLERİN FARKLI  
IŞIK CİHAZLARI İLE MİKROSİZİNTİ YÖNÜNDEN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**İsmail Hakkı BALTACIOĞLU**

**DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN  
Prof. Dr. Yıldırım Hakan BAĞIŞ**

**2011- ANKARA**

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
Diş Hastalıkları ve Tedavisi Doktora Programı  
Çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından  
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 18.02.2011

Prof. Dr. Yıldırım Hakan BAĞIŞ  
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı  
Jüri Başkanı

Prof. Dr. Jale GÖRÜCÜ

Hacettepe Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Diş Hastalıkları ve Tedavisi

Anabilim Dalı

Doç. Dr. Adil NALÇACI

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Diş Hastalıkları ve Tedavisi

Anabilim Dalı

Doç. Dr. Filiz YALÇIN ÇAKIR

Hacettepe Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Diş Hastalıkları ve Tedavisi

Anabilim Dalı

Doç. Dr. Arzu MÜJDECİ

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Diş Hastalıkları ve Tedavisi

Anabilim Dalı

Raportör

**İÇİNDEKİLER**

|   |      |
|---|------|
| Kabul ve Onay   | i    |
| İçindekiler   | ii   |
| Önsöz   | v    |
| Simgeler ve Kısaltmalar   | vi   |
| Şekiller  | viii |
| Çizelgeler Dizini   | ix   |
| Resimler Dizini   | x    |
| 1. GİRİŞ  | 1    |
| 1.1. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddeleri  | 2    |
| 1.2. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddelerinin Yapısı                                | 3    |
| 1.2.1. Organik Matriks  | 3    |
| 1.2.2. Ara Bağlayıcılar   | 6    |
| 1.2.3. İnorganik Doldurucular   | 6    |
| 1.2.4. Kompozit Resinlerin Yapısındaki Diğer Bileşenler                             | 7    |
| 1.3. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması  | 9    |
| 1.3.1. Kompozit Resinlerin Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması | 9    |
| 1.3.2. Doldurucu Partikül Türüne Göre Kompozit Resinler                             | 11   |
| 1.3.3. Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Kompozit Resinler                        | 12   |
| 1.3.3.1. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Resinler                           | 12   |
| 1.3.3.2. Ultraviyole (UV) Işığı ile Polimerize Olan Kompozit Resinler               | 13   |
| 1.3.3.3. Görünür Işık ile Polimerize Olan Kompozit Resinler                         | 13   |
| 1.3.3.4. Lazer ile Polimerize Olan Kompozit Resinler                                | 14   |

|          |   |    |
|----------|---|----|
| 1.3.3.5. | Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler (Dual Cure Kompozitler)        | 14 |
| 1.3.4.   | Kompozit Rezin Esaslı Dolgu Maddelerinin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması               | 15 |
| 1.3.4.1. | Akıcı Kompozit Rezinler   | 15 |
| 1.3.4.2. | Kondanse Edilebilir Kompozit Rezinler   | 16 |
| 1.4.     | Kompozit Rezinlerdeki Son Gelişmeler  | 16 |
| 1.4.1.   | Nanodolduruculu Kompozit Rezinler   | 17 |
| 1.4.2.   | Siloran Esaslı Kompozit Rezin   | 19 |
| 1.5.     | Polimerizasyon  | 22 |
| 1.5.1.   | Polimerizasyonun Kimyası  | 23 |
| 1.5.2.   | Kondensasyon Polimerizasyonu  | 23 |
| 1.5.3.   | Katımlı Polimerizasyon  | 23 |
| 1.5.4.   | Dönüşüm Derecesi (Degree of Conversion=Dc)  | 28 |
| 1.5.5.   | Polimerizasyon Büzülme Stresi   | 29 |
| 1.6.     | Dental Adezivler  | 30 |
| 1.6.1.   | Dental Adezivlerin Mekanizması ve Klinik Uygulama Adımlarının Sayısına Göre Sınıflandırılması | 31 |
| 1.6.1.1. | Etch-and-Rinse Adezivler (Total-etch adezivler)   | 32 |
| 1.6.1.2. | Self-etch Adezivler   | 32 |
| 1.6.1.3. | Cam İyonomerler ve Cam İyonomer Adezivler   | 32 |
| 1.7.     | Görünür Işık Polimerizasyon Cihazları   | 33 |
| 1.7.1.   | Kuartz Tungsten Halojen Işık Cihazları  | 33 |
| 1.7.2.   | LED Işık Cihazları  | 34 |
| 1.7.3.   | Plazma Ark (PAC) Işık Cihazları   | 35 |
| 1.7.4.   | Argon Lazer Işık Cihazları  | 35 |
| 1.8.     | Mikrosızıntı  | 36 |

|        |  |    |
|--------|--|----|
| 2.     | GEREÇ ve YÖNTEM                                      | 38 |
| 2.1.   | Çalışmada Kullanılan Materyaller                     | 39 |
| 2.1.1. | Filtek™ Z250 Mikro-hibrit Kompozit Rezin             | 39 |
| 2.1.2. | Filtek™ Supreme XT Nano-hibrit Kompozit Rezin        | 39 |
| 2.1.3. | Spectrum TPH Mikro-hibrit Kompozit Rezin             | 40 |
| 2.1.4. | Ceram X Mono Nano-hibrit Kompozit Rezin              | 40 |
| 2.1.5. | Herculite® XRV™ Mikro-hibrit Kompozit Rezin          | 40 |
| 2.1.6. | Herculite® XRV Ultra™ Nano-hibrit Kompozit Rezin     | 41 |
| 2.1.7. | Clearfil AP-X Mikro-hibrit Kompozit Rezin            | 41 |
| 2.1.8. | Clearfil Majesty Esthetic Nano-hibrit Kompozit Rezin | 41 |
| 2.1.9. | Filtek™ Silorane Mikro-hibrit Kompozit Rezin         | 42 |
| 2.2.   | Çalışmada Kullanılan Işık Cihazları                  | 42 |
| 2.2.1. | Hilux Ultraplus Halojen Işık Cihazı                  | 42 |
| 2.2.2. | Hilux Ledmax Işık Cihazı                             | 43 |
| 2.3.   | Test Örneklerinin Hazırlanması                       | 43 |
| 2.3.1. | Çalışma Dizaynı ve Restorasyon Grupları              | 44 |
| 3.     | BULGULAR   | 51 |
| 3.1.   | Test Sonuçlarının Değerlendirilmesi                  | 51 |
| 4.     | TARTIŞMA   | 56 |
| 5.     | SONUÇ VE ÖNERİLER                                    | 73 |
|        | ÖZET   | 75 |
|        | SUMMARY  | 76 |
|        | KAYNAKLAR  | 77 |
|        | ÖZGEÇMİŞ   | 93 |

## ÖNSÖZ

Bu tez çalışması, hastalara en başarılı tedaviyi, en uygun restoratif materyali ve tekniği nasıl uygulayabiliriz sorusunun cevabını bulmaya yönelik bir araştırmadır.

Tez çalışmasının gelişiminde ve bitirilmesinde bana katkı sağlayıp, destekleyen bölümdeki bütün hocalarıma ve arkadaşlarıma, istatistiksel yardımlarından dolayı A.Ü. Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim dalından Sayın Selcen Yüksel'e, asistanlığım süresince benden vazgeçmeyen, beni yönlendiren, üzerimde büyük emeği olan sayın hocam Prof. Dr. Nuran Ulusoy'a ve karakterimin gelişimini etkileyen, asistanlığım süresince sadece danışmanım olmayıp bana hayatımın her yönünde, her sorunumda fikir ve destek veren, benim için çok özel biri olan sevgili hocam Prof. Dr. Yıldırım Hakan BAĞIŞ'a yürekten teşekkürlerimi sunarım.

**SİMGELER ve KISALTMALAR**

|                    |   |
|--------------------|---|
| %                  | Yüzde   |
| <                  | Küçük   |
| >                  | Büyük   |
| °C                 | Derece santigrat                                      |
| $\alpha$           | Alfa  |
| BIS-EMA            | Ethoksilenmiş bisfenol A glikol dimetakrilat          |
| BIS-GMA            | Bisfenol A glisidilmetakrilat                         |
| BP                 | Benzolperoksit  |
| C=C                | Reaksiyona girmemiş monomer (Karbon çifte bağ karbon) |
| CQ                 | Kamferokinon  |
| DC                 | Dönüşüm Derecesi (Degree of Conversion)               |
| LED                | Light Emitting Diode (Işık yayan diyot)               |
| mm                 | Milimetre   |
| mW                 | Miliwatt  |
| mW/cm <sup>2</sup> | Miliwatt/santimetrekare                               |
| $\mu$              | Mikron  |
| $\mu$ m            | Mikrometre  |
| n                  | Örnek sayısı  |
| nm                 | Nanometre   |
| PAC                | Plazma Ark Curing                                     |
| pH                 | Ortamdaki hidrojen iyonlarının konsantrasyonu         |
| PPD                | Fenilpropandion                                       |
| s                  | Saniye  |

|        |                               |
|--------|-------------------------------|
| SEM    | Scanning elektron mikroskop   |
| TEGDMA | Trietilen glikol dimetakrilat |
| TPO    | Lucirin                       |
| U.V.   | Ultraviole                    |
| UDMA   | Ürethandimetakrilat           |

**ŞEKİLLER**

|  |    |
|--|----|
| Şekil 1.1. BIS-GMA'nın yapı formülü  | 4  |
| Şekil 1.2. TEGDMA'nın yapı formülü   | 4  |
| Şekil 1.3. UDMA'nın yapı formülü   | 4  |
| Şekil 1.4. BIS-EMA'nın yapı formülü  | 5  |
| Şekil 1.5. Siloran'ın yapı formülü   | 5  |
| Şekil 1.6. Kamferokinon'un yapı formülü  | 8  |
| Şekil 1.7. Siloksan, oksiran ve siloran'ın yapı formülü  | 19 |
| Şekil 1.8. Oksiran-metakrilat karşılaştırılması  | 20 |
| Şekil 1.9. Siloran başlatıcı sistemi   | 21 |
| Şekil 1.10. Siloran sistemi adezivi  | 21 |
| Şekil 1.11. Siloran polimerizasyonu  | 22 |
| Şekil 1.12. Polimerizasyon reaksiyonu: Başlatma  | 25 |
| Şekil 1.13. Polimerizasyon reaksiyonu: İlerleme ve zincir transferi  | 27 |
| Şekil 1.14. Polimerizasyon reaksiyonu: Zincir transferi  | 28 |
| Şekil 1.15. Polimerizasyon reaksiyonu: Sonlanma  | 28 |
| Şekil 1.16. Günümüz adezivlerinin adezyon mekanizması ve klinik uygulama adımlarının sayısına göre sınıflandırılması | 31 |
| Şekil 2.1. Oblik inkremental teknik  | 45 |
| Şekil 2.2. Mikrosızıntı skalası  | 50 |

**ÇİZELGELER**

|  |    |
|--|----|
| Çizelge 1.1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması   | 16 |
| Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan materyaller  | 38 |
| Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan cihazlar   | 39 |
| Çizelge 2.3. Çalışma düzeneği  | 44 |
| Çizelge 2.4. Mikrosızıntı skor kriterleri  | 50 |
| Çizelge 3.1. Okluzal kenardaki mikrosızıntı skorları   | 51 |
| Çizelge 3.2. Gingival kenardaki mikrosızıntı skorları  | 52 |
| Çizelge 3.3. Farklı ışık cihazlarının kompozit rezinlerin gingival sızıntı skorlarına etkisinin değerlendirilmesi                    | 53 |
| Çizelge 3.4. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen grupların birbirleriyle gingival sızıntı skorları açısından karşılaştırılması | 54 |
| Çizelge 3.5. LED ışık cihazı ile polimerize edilen grupların birbirleriyle gingival sızıntı skorları açısından karşılaştırılması     | 55 |

**RESİMLER**

|   |    |
|---|----|
| Resim 1.1. Kamferokinon (CQ)  | 8  |
| Resim 1.2. Nanomerler   | 17 |
| Resim 1.3. Nanoclusterlar   | 18 |
| Resim 2.1. Restorasyon kalıbı   | 45 |
| Resim 3.1. Oklüzal kenarda minede, gingival kenarda pulpaya gelen sızıntı | 52 |
| Resim 3.2. Oklüzalde dentine ulaşan sızıntı                               | 52 |
| Resim 3.3. Oklüzalde ve gingivalde sızıntı yok                            | 53 |
| Resim 3.4. Gingival kenarında 3 skoru alan sızıntı görüntüsü              | 53 |

## 1. GİRİŞ

İdeal bir restoratif materyalden beklenen; diş dokularına iyi bir adezyon göstermesi ve mikrosızıntıyı engelleyebilmesidir (Kidd ve Beighton, 1996). Diş hekimliğinde estetik amaçlı restorasyonların yapımında kullanılan kompozit rezin esaslı dolgu maddelerinin en önemli dezavantajlarından biri polimerizasyon büzülmesidir (Bowen ve ark., 1982). Bu büzülme sonucunda restorasyon, diş dokusundan ayrılabilir ve marjinal mikrosızıntı oluşumuna neden olabilir. Mikrosızıntı; restoratif materyal ile kavite duvarı arasından bakteri, sıvı ve molekül geçişi şeklinde tanımlanır (Kidd ve Beighton, 1996). Mikrosızıntı diş hassasiyetine, çürük tekrarına ve pulpal patolojilere neden olabilir (Going, 1972).

Kompozitlerin fiziksel, mekanik ve optik özelliklerini geliştirmek için organik ve inorganik yapıları her geçen gün gelişim göstermektedir. Nanoteknolojinin ve nanoteknolojik ürünlerin günlük hayatımıza girmesiyle birlikte üretilen kompozit rezinlerde daha üstün cilalanabilirlik, daha iyi optik ve estetik özellikler, daha fazla inorganik doldurucu oranı; buna bağlı olarak daha az monomer ve daha az büzülme hedeflenmektedir. Mitra ve ark. (2003) nanodolduruculu kompozitlerin hibrit kompozit rezinler kadar iyi fiziksel özellikleri olduğunu rapor etmişler, hem anterior hem de posterior restorasyonlarda kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesinin önüne geçebilmek için organik yapıda da değişikliklere gidilmiştir (Braga ve ark., 2005). Siloksan ve oksiran moleküllerin birleşimi sonucu oluşan "Siloran" monomerini içeren bir kompozit rezin son yıllarda piyasaya sunulmuştur. Bu monomeri içeren kompozitin %1'den daha küçük polimerizasyon büzülmesi gösterdiği (Weinmann ve ark., 2005) ve metakrilat içeren kompozit rezinlere oranla daha düşük polimerizasyon stresi oluşturduğu bildirilmektedir (Eick ve ark., 2007).

Aproksimal çürüklerin restore edilmesi amacı ile açılan Sınıf II kavitelere gözlemlenen en önemli problemlerden biri özellikle kavite sınırının, mine-sement birleşiminin altında sonlandığı durumlardır. Mikrosızıntı, mineral içeriği az olan nemli dentin dokusunda daha çok gözlemlenmektedir (Coli ve Brannström, 1993; Beznos, 2001; Aranha ve Pimenta, 2004).

Kompozit rezinlerin ışık ile polimerizasyonu olanağı hekimlere yeterli çalışma zamanı, istenilen morfolojiyi verebilme ve değişik tonlarda kompozitlerin tabaka halinde uygulanması gibi birçok kolaylık sağlamıştır (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003).

Üreticiler ışık ile polimerizasyonu sağlamak amacı ile mor ötesi (UV), Lazer, Halojen, "Light Emitting Diode" (LED) ve Plazma ark (PAC) gibi değişik ışık cihazları geliştirmişlerdir. Günümüzde en yaygın kullanılanları Halojen ve LED ışık cihazlarıdır (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003).

Bu verilerin ışığı altında bu çalışmadaki amacımız; farklı doldurucu büyüklüğüne, farklı monomer yapısına sahip kompozit rezinlerin ve kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılan iki farklı ışık cihazının, restorasyon sınırı dentinde sonlanan Sınıf II kutu kaviteleredeki mikrosızıntıya olan etkilerini *in-vitro* olarak incelemektir.

### **1.1. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddeleri**

1962 yılında Dr. Ray L. Bowen tarafından geliştirilen Bisfenol A-Glisidil Metakrilat (BIS-GMA, Bowen rezini) monomeri ile birlikte kompozit esaslı restoratif maddeler günümüze kadar giderek artan bir şekilde kullanım alanları bulmuş, estetik özellikleri

nedeniyle amalgama alternatif olmuş ve her geçen gün geliştirilen fiziksel özellikleri nedeniyle neredeyse amalgamın yerine geçmiştir (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003).

Kompozit, farklı materyallerin fiziksel bir karışımıdır. Bu karışımın öğeleri, genellikle kendi özelliklerini birleştirerek ara bir özellik kazanmak için seçilir (Sturdevant ve ark., 1995).

## **1.2. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddelerinin Yapısı**

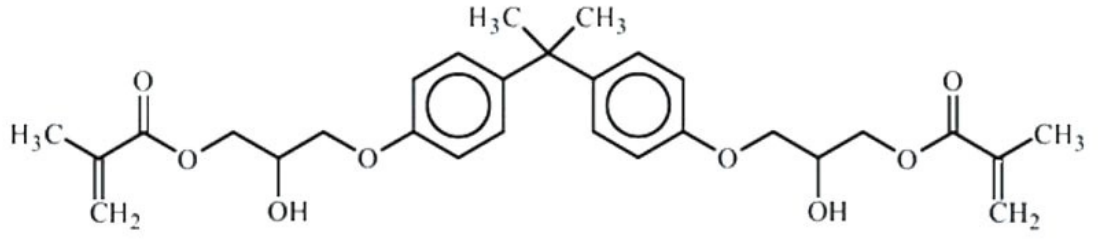
Kompozit rezinler üç ana bileşenden oluşmaktadır:

1. Organik polimer matriks (Continuous phase).
2. Ara bağlayıcılar (Silane coupling agent).
3. Dağılmış inorganik doldurucular (Dispersed phase).

Bu üç ana bileşenin yanında kompozit rezinlerin yapısında; başlatıcılar, aktivatörler, polimerizasyon inhibitörleri, ultraviyole stabilizatörleri ve pigmentler de bulunmaktadır (Dayangaç, 2000).

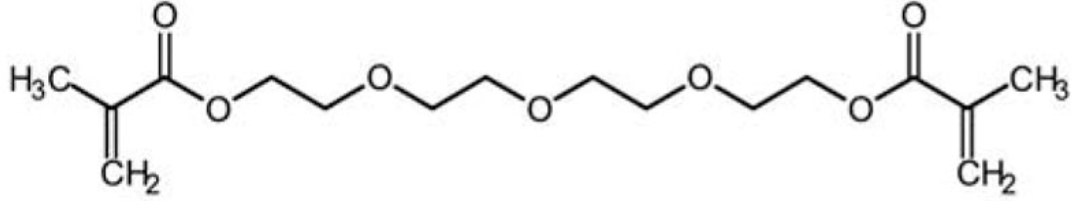
### **1.2.1. Organik Matriks**

BIS-GMA monomeri (Şekil 1.1) bulunduktan sonra; visküz, hızlı sertleşen, düşük polimerizasyon büzülmesine sahip, yüzey sertliği daha yüksek olan kompozitlerin üretimi gerçekleşmiştir (Van Noort, 2002).



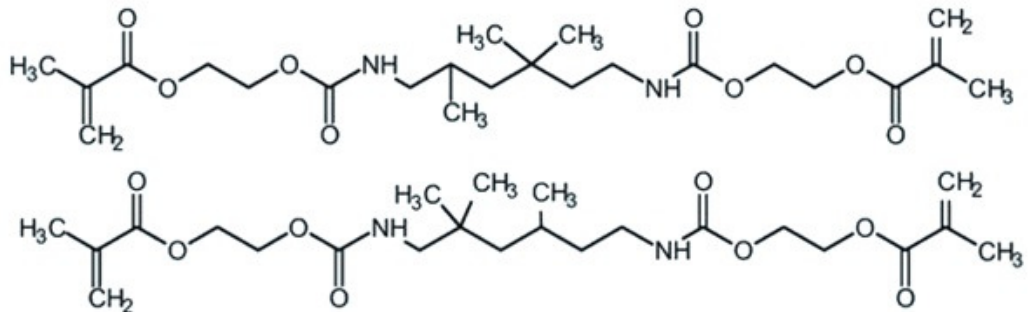
Şekil 1.1. BIS-GMA'nın yapı formülü.

BIS-GMA monomeri bala benzer bir viskoziteye sahiptir, bu nedenle manüplasyonu ve harmanlanması zordur. Yüksek doldurucu oranlarını yakalamak ve klinik manüplasyona uygun hale getirebilmek için trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) (Şekil 1.2) gibi daha düşük molekül ağırlıklı seyreltici monomerler ilave edilir.



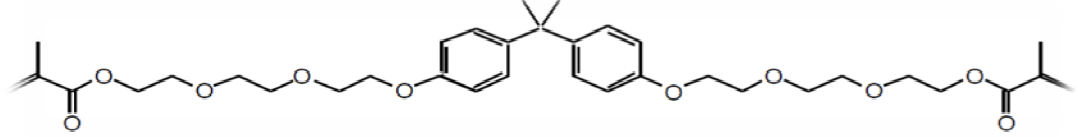
Şekil 1.2. TEGDMA'nın yapı formülü.

BIS-GMA yerine daha düşük viskozitede ve dönüşüm derecesi daha yüksek monomer elde etme çalışmaları sonucunda üretilen dimetakrilat (UDMA) (Şekil 1.3) üretilmiştir. UDMA'da farklı olarak bisfenol-A'ya ait iskeletin yerini doğrusal bir izosiyanat grubu almıştır (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003).



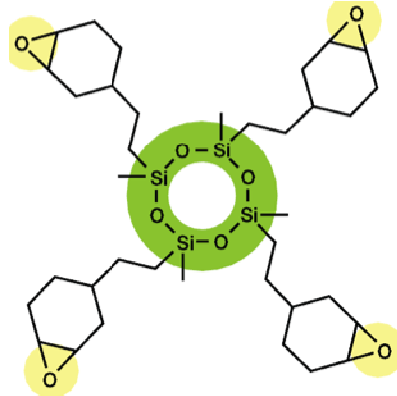
Şekil 1.3. UDMA'nın yapı formülü.

TEGDMA'nın düşük molekül ağırlığı, göreceli olarak daha çok büzülmesi ve bir miktar hidrofilik olması nedeniyle yerine geçebilecek monomerlerden biri de etoksilenmiş bisfenol A glikol dimetakrilat (BIS-EMA(6)) (Şekil 1.4) dır. Bu sayede BIS-GMA/TEGDMA karışımları yerine vizkozitesi birbirine yakın UDMA/BIS-EMA(6) karışımları kullanılabilir.



Şekil 1.4. BIS-EMA (6)'nın yapı formülü.

Son olarak geliştirilen monomerlerden biri de "siloran" dır (Şekil 1.5). Siloksan ve oksiran moleküllerinin birleşimi sonucunda oluşmuştur. Bu monomerin polimerizasyonu katyonik halka açılması şeklinde olur. Bu sayede daha az polimerizasyon büzülmesi gerçekleşmektedir (Eckert ve ark., 2004).



Şekil 1.5. Siloran'ın yapı formülü.

## 1.2.2. Ara Bağlayıcılar

Ara bağlayıcılar kompozit rezinlerde organik ve inorganik fazların arasındaki adeziv bağlantıyı gerçekleştirerek materyalin fiziksel özelliklerinin iyileşmesini ve kimyasal yapının devamlılığını sağlar. Ara bağlayıcılar, hidrojenli organik silisyum bileşiği olan silanlardan (**silikon** ve **metan** kelimelerinden oluşturulan) oluşur. Silan aynı zamanda bağlantı streslerinin, rezin matriks ve doldurucular arasında paylaşılmasını sağlar. Böylece doldurucu partiküllerin restorasyon yüzeyinden koparak uzaklaşmasına engel olur. Kompozitlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlanma ajanlarıyla önceden kaplanarak, silika partiküllerinin yüzeyinde tek moleküllü ve çift fonksiyonlu çok ince bir katman oluşturulmuştur. Bir taraftan organik matriksin metakrilat grubuyla kovalent bağ yaparken diğer taraftan doldurucuların yüzeyindeki su ve hidroksil gruplarını absorbe ederek yüzeyde esterleşirler. Silan bağlanma ajanları, inorganik fazın özellikle silika partiküllerinde olumlu sonuçlar verdiği için kompozit rezinlerin çoğunda silika içerikli doldurucular kullanılmıştır (Dayangaç, 2000).

### **1.2.3. İnorganik Doldurucular**

Cam partikülleri, alüminyum ve lityum silikat, bor silikat ve hidroksi apatit gibi inorganik doldurucular kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerine etki ederler. Basınca karşı dayanıklılık, sertlik, elastik modül, termal genleşme katsayısı, estetik özellikler, polimerizasyon büzülmesinin azaltılması, vizkozitenin ayarlanması inorganik doldurucular sayesinde düzenlenmektedir. Ayrıca yapıya stronsiyum, baryum, çinko, zirkonyum gibi iyonlar ilave edilerek kompozit rezinlere radyopak görüntü özellikleri de verilmektedir (Dayangaç, 2000).

Yapıdaki doldurucu miktarının artması, rezinin fiziksel özelliklerini geliştirirken akışkanlığını azaltır. Küçük boyutlu doldurucular estetik özellikleri geliştirirken büyük boyutta olan doldurucular fiziksel özellikleri artırır. Aynı oranda büyük doldurucu yerine küçük doldurucu kullanılması da sürtünme yüzeyinin artması

sonucunda akıcılığı azaltır (Sturdevant ve ark., 1995). Doldurucu ilaveleri yüzde hacim ve yüzde ağırlık olarak ifade edilmektedir (Charles ve Kelly, 2001).

Kompozit rezin içine konan doldurucuların yapı içerisinde hacimsel veya kütleli olarak artışını sağlayabilmek ancak teknolojik gelişmelerle mümkün olacaktır. Günümüzde bu gelişme nanoteknoloji ile karşımıza çıkmaktadır (Mitra ve ark., 2003).

Nanodoldurucuların üretimi diğer geleneksel partiküllerin üretim şekillerinden farklılıklar göstermektedir. Geleneksel doldurucu partiküller, büyük kütlelerin öğütülmesi sonucu küçük partiküllerin elde edilmesi biçiminde olurken; nanodoldurucu teknolojisinde partiküller, atomun atoma, molekülün moleküle ilavesi şeklinde olmaktadır (Mitra ve ark., 2003).

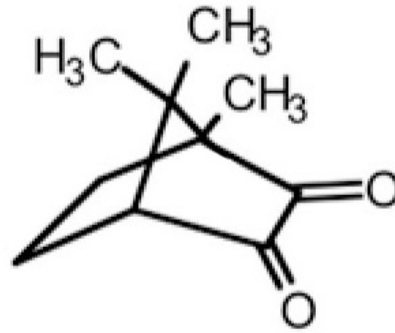
Kompozitlerin inorganik kısmını oluşturan doldurucular, cam partiküllerin öğütülerek küçük parçalar halinde daha küçük parçacıkların üretilmesi ile hazırlanabilmektedir. Nanodoldurucular ise sol-jel işlemiyle üretilirler (Geck ve ark., 1994; Baumann ve ark., 1998). Üretilen bu izole nano partiküller, organik matrikse ilave edilerek geleneksel cam dolduruculara oranla daha fazla doldurucu yüklemesine olanak verirler. Nanodoldurucu içeren kompozitlerin düşük viskoziteleri daha rahat işlenebilirlik sağlar (Weinmann ve ark., 2000). Artan inorganik yapı, azalan organik matriks ilişkisi, büzülmenin azalacağı fikrini gündeme getirmiştir.

#### **1.2.4. Kompozit Resinlerin Yapısındaki Diğer Bileşenler**

***Inhibitörler:*** Hem saklama hem de çalışma sırasında kompozitin kendiliğinden polimerizasyonunu engellemek için kullanılırlar. Böylece hem raf ömrü uzar hem de çalışma zamanı artar. En yaygın olarak kullanılanları 4-metoksifenol ve 2, 4, 6-tertsiyerbütill fenoldür (Willems ve ark., 1993; Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003).

**Aktivatörler ve Başlatıcılar:** Kimyasal kompozitlerde başlatıcı etki yapan benzoil peroksit, hızlandırıcı etki yapan N, N-bis (2 hidroksi etilen) – p-tolidin gibi aromatik bir tersiyer amin kullanılır. Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerde 360-500 nm dalga boyundaki ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatan başlatıcılar kullanılmaktadır. Bunlara örnek olarak Fenilpropanedion (PPD), Lucirin (TPO) ve Kamferokinon (CQ) (Şekil 1.6) (Resim 1.1) sayılabilir. Ticari ürünlerde en yaygın kullanılan bir  $\alpha$ -diketon olan kamferokinondur. Işığın etkisiyle kamferokinon harekete geçmekte, amin ile reaksiyona girip serbest radikaller oluşturmaktadır (Willems ve ark., 1993; Bayne ve ark., 1994).

**Pigmentler:** Doğal bir görünüm için kompozit rezinlerin şeffaf ve opak tonları olmalıdır. Bu tonları elde edebilmek için yapıya çeşitli pigmentler katılmaktadır (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003).



Şekil 1.6. Kamferokinon'un yapı formülü



Resim 1.1. Kamferokinon.

**UV Stabilizatörler:** Özellikle kimyasal kompozitlerin polimerizasyon reaksiyonunun ardından reaksiyona girmeyen artık ürünler, ultraviyole ışığın etkisiyle parçalanarak kahverengi renkleşmelere neden olabilirler. Bu nedenle yapıya UV stabilizatörleri (2-hidroksi-4-metoksibenzofenon) ilave edilebilir (Willems ve ark., 1993).

### **1.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması**

Kompozit rezinler için; içerdikleri doldurucu boyutu ve doldurucu tipi, polimerizasyon yöntemi ve vizkozitesi göz önünde bulundurularak pek çok sınıflandırmadan söz edilebilir (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003).

#### **1.3.1. Kompozit Rezinlerin Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması:**

Lutz ve Philips'e (1983) göre;

- a) Megafil Kompozitler (50-100  $\mu\text{m}$ )
- b) Makrofil Kompozitler (10-100  $\mu\text{m}$ )
- c) Midifil Kompozitler (1-10  $\mu\text{m}$ )
- d) Minifil Kompozitler (0,1-1  $\mu\text{m}$ )
- e) Mikrofil Kompozitler (0,01-0,1  $\mu\text{m}$ )
- f) Hibrit Kompozitler (0,04-1  $\mu\text{m}$ )
- g) Nanofil Kompozitler (0,005-0,01  $\mu\text{m}$ ).

Leinfender ve Lemans' a (1988) gore;

- a) Geleneksel Kompozitler (8-12  $\mu\text{m}$ )
- b) Arafaz Kompozitler (1-5  $\mu\text{m}$ )
- c) Mikrodolduruculu Kompozitler (0.04  $\mu\text{m}$ ).

O'Brien'a (2002) gore;

- a) Geleneksel Kompozitler (20-50  $\mu\text{m}$ )
- b) Arafaz Kompozitler ( 1-5  $\mu\text{m}$ )
- c) İnce partiküllü Kompozitler (0.5  $\mu\text{m}$ )
- d) Mikrodolduruculu Kompozitler (0.05  $\mu\text{m}$ ).

Philips'e (1991) gore;

- a) Geleneksel Kompozitler (8-12  $\mu\text{m}$ )
- b) Küçük partiküllü Kompozitler (1-5  $\mu\text{m}$ )
- c) Mikrodolduruculu Kompozitler (0.04-0.4  $\mu\text{m}$ )
- d) Hibrit Kompozitler (0.1  $\mu\text{m}$ ).

Crispin'e (1994) gore;

- a) Makro Dolduruculu Kompozitler (15-30  $\mu\text{m}$ )
- b) Mikro Dolduruculu Kompozitler (0.04  $\mu\text{m}$ )
- c) Hibrit Dolduruculu Kompozitler (0.6-5  $\mu\text{m}$ )
  - Küçük Partiküllü Hibrit Kompozitler
  - Submikron Boyutlu Hibrit Kompozitler
  - Yoğun Olarak Doldurulmuş Hibrit Kompozitler.

### 1.3.2. Doldurucu Partikül Türüne Göre Kompozit Reziner

A) Homojen dolduruculu kompozitler

B) Hibrit dolduruculu kompozitler

C) Heterojen dolduruculu kompozitler

olarak sınıflandırılabilir (Sturdevant ve ark., 1995).

#### *A) Homojen dolduruculu kompozitler*

Yapısında sadece polimerize olmamış organik matriks ve doldurucular bulunan kompozitlerdir. Doldurucu partiküller silanizasyon dışında herhangi bir modifikasyon yapılmadan monomer matrikse katılmışlardır. Doldurucu partiküller aynı boyuttadır (Dayangaç, 2000).

#### *B) Hibrit dolduruculu kompozitler*

Bu tip kompozitler küçük doldurucuların sergilediği düşük yüzey pürüzlülüğü özelliği ile büyük doldurucuların sağladığı daha iyi mekanik özellikleri bir araya getirmek için tasarlanmıştır. Hibrit kompozitler ön diş restorasyonlarında mikrofil kompozitlere yakın estetik özellikler sergileyebilmektedir (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003).

İçerisindeki en küçük doldurucunun boyutuna göre isimlendirilirler. Örneğin “mikrohibrit” bir kompozitteki en küçük doldurucu mikrofildir, “nano-hibrit” bir kompozitte ise en küçük doldurucu nanofildir.

### *C) Heterojen dolduruculu kompozitler*

Yapısında daha önceden polimerize edilmiş kompozit parçacıkları veya farklı doldurucular bulunan kompozitler için bu adlandırma yapılmaktadır. Hem ön grup hem arka grup dişlerin restorasyonu için kullanılabilirler. Diğer kompozitlere göre fiziksel üstünlükleri vardır. Daha iyi polimerize olabildiklerinden biyolojik olarak da avantajlıdır. Dezavantajı ise önceden polimerize edilmiş doldurucu ile organik matriks arasında daha zayıf bağlanma görülmesidir (Dayangaç, 2000).

### **1.3.3. Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Kompozit Resinler:**

- Kimyasal yolla polimerize olan kompozit resinler (iki komponentli sistemler, otopolimerizan kompozitler)
- Mor ötesi ışığı (UV) ile polimerize olan kompozit resinler
- Görünür ışık ile polimerize olan kompozit resinler
- Lazer ışığı ile polimerize olan kompozit resinler
- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit resinler (dual cure kompozitler) şeklinde sınıflandırılabilir (Crispin, 1994; Sturdevant ve ark. 1995; Dayangaç, 2000).

#### **1.3.3.1. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozitler**

Biri benzoil peroksit (BP) diğeri aromatik tersiyer amin (örn: N, N-dimetil-p-todudin) aktivatörü içeren iki pattan oluşurlar. İki pat karıştırıldığı zaman amin, BP ile

reaksiyona girerek serbest radikaller oluşturur ve böylece katımlı polimerizasyon reaksiyonu başlamış olur (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003).

İlk üretilen kompozitlerde bu sistem kullanılmaktaydı. Kimyasal kompozitlerin dezavantajları olarak; karıştırma sırasında içeride sıkışan hava kabarcıkları, kullanım süresinin hekimin kontrolünün dışında olması, reaksiyona girmeyen artık aminin sertleşmeden hemen sonra ağız ortamında renklenmesi ve renk seçeneğinin olmaması sayılabilir (Willems ve ark., 1993).

### **1.3.3.2. Ultraviyole (UV) Işığ ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler**

Işık ile aktive olan ilk kompozitlerde UV ışığı kullanılmıştır. Dalga boyu 320-365 nm olan UV ışığı ile aktive edilebilen bir fotobaşlatıcı olan benzoin metil eter içeren materyallerdir. Polimerizasyon derinliği yetersiz olduğu için yerini mavi ışık ile aktive olan sistemler almıştır. Buna ek olarak ultraviyole ışığın hem hekim hem de hasta için cilt, retina, lens ve diğer göz dokuları üzerine zararlı fototoksik etkileri olabileceği düşünülmektedir (Newman ve ark., 1983; Watts ve ark., 1984; Mc Cabe ve Walls, 2000; Craig ve Powers, 2002).

### **1.3.3.3. Görünür Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler**

Kimyasal kompozitlere ve UV ışığı ile polimerize olan kompozitlere alternatif olarak geliştirilen görünür ışıkla polimerizasyon sağlayan sistemler, günümüzde en popüler ve yaygın olan kompozitlerdir. Görünür ışıkla polimerize olan kompozitler, kimyasal yolla polimerize olan kompozitlerle kıyaslandığında, karıştırma işlemi olmadığı için; daha az pöröziteli, daha az renklenebilir ve daha dayanıklıdırlar. Kimyasal kompozitlerde kullanılan aromatik aminin yerine, alifatik amin kullanıldığı için renk

dayanıklılığı artmıştır. Polimerizasyon mavi ışık uygulaması ile başlatıldığı için çalışma zamanı kontrol altındadır. Bunun yanında sınırlı polimerizasyon derinliği, 2 mm ya da daha ince tabakalar halinde uygulama zorunluluğu, bazı interproksimal bölgelere göreceli olarak daha zor uygulanabilmesi, değişik renklerde ve geçirgenliklerde olduğu için farklı ışık uygulama süreleri gerektirmesi ve ağız açık kalan tüplerin ortam ışığından etkilenerek çapaklanması dezavantajları arasındadır (Bağış ve Yamanel, 2000; Dayangaç, 2000; Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003).

#### **1.3.3.4. Lazer ile Polimerize Olan Kompozit Reziner**

Yaklaşık 490 nm dalga boyuna sahip Argon lazerler ile kompozit polimerizasyonu konusunda çalışmalar yapılmıştır (Burtscher, 1991; Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003). Argon lazer ile daha kısa sürede ve 3-4 mm kalınlığındaki bölgelere ulaşan polimerizasyonun sağlanabildiği gösterilmiştir (Kelsey ve ark. 1991).

#### **1.3.3.5. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozit Reziner (Dual Cure Kompozitler)**

Görünür ışık ile polimerize olan kompozitlerin sınırlı polimerizasyon derinliği ve diğer sorunlarını aşabilmek için, kimyasal polimerizasyon ile görünür ışık polimerizasyonunu aynı rezinde birleştirmek bir seçenek olarak belirmiştir. Bu nedenle bir patında BP, diğerinde aromatik tersiyer amin olan ve iki şekilde polimerize olan patlar ticari olarak piyasaya sürülmüştür. Bu iki pat karıştırılıp ışık uygulandığında ışık ile polimerizasyon, amin/CQ birleşimiyle ve kimyasal polimerizasyon da amin/BP etkileşimiyle başlamış olur (Rawls ve Esquivel-Upshaw,2003).

Bu tip rezinler, akışkan özellikte olduklarından daha çok yapıştırma materyali olarak kullanılırlar. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her ortamda kullanılmaları önerilmektedir. Özellikle derin kavitelere, 2 mm'den daha kalın rezin uygulamalarında, girişin zor olduğu interproksimal alanlarda başarılıdırlar (Dayangaç, 2000).

#### **1.3.4. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddelerinin Vizkozitelerine Göre Sınıflandırılması:**

Kompozit rezinler vizkozitelerine göre de sınıflandırılmaktadırlar.

- Akıcı kompozit rezinler
- Geleneksel kompozit rezinler
- Kondanse edilebilir (packable, tepilebilir) kompozit rezinler

##### **1.3.4.1. Akıcı Kompozit Resinler**

Daha düşük vizkoziteye sahip bu kompozit türü, geleneksel kompozitlerle kıyaslandığında daha sıvımsı bir yapıya sahiptir. İnorganik doldurucu seviyeleri daha düşüktür ve manüplasyon özelliklerini geliştirici bazı maddeler ya da reolojik düzenleyiciler bu kompozitlerde bulunmamaktadır. En büyük avantajları diş yüzeyini iyi ıslatabilme, düzensiz yüzeylere iyi penetre olabilme ve minimum kalınlık oluşturarak içerisine hava sıkışmasını elimine edebilmektir. Dezavantajları ise düşük doldurucu oranına bağlı yüksek polimerizasyon büzülmesi ve daha zayıf mekanik özelliklerdir. Bazı endikasyon alanları şunlardır: Sınıf V kaviterler, servikal aşınmalar, minimal oklüzal restorasyonlar ve Sınıf I ve Sınıf II kavitelere liner olarak kullanılmalarıdır (Yazıcı ve ark., 2003; Olmez ve ark., 2004).

### 1.3.4.2. Kondanse Edilebilir Kompozit Reziner

Kondanse edilebilir kompozitler yüksek oranda doldurucu içerirler. Amalgam gibi kondanse edilebilmeleri nedeni ile daha başarılı bir kontak noktası oluşturabilir. Fiziksel özelliklerinin gümüş amalgamlara benzer olduğu, hibrit kompozitlerden daha iyi olduğu söylene de yapılan çalışmalar, klinik başarılarının hibrit kompozitlere benzer olduğunu göstermiştir (De Souza ve ark., 2005). Dezavantajları arasında tabakalama tekniğinin zor uygulanması, zor kullanım özellikleri ve ön dişlerdeki zayıf estetik özellikleri sayılabilir (Suzuki, 2004; De Souza ve ark., 2005). Çeşitli sınıflamaların birleştirilmiş hali Çizelge 1.1.'de gösterilmektedir.

Çizelge 1.1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması.

| Organik Yapı     | Polimerizasyon Şekli | Doldurucu Tipi |             | Doldurucu İçeriği | Vizkozite           |
|------------------|----------------------|----------------|-------------|-------------------|---------------------|
| Metakrilat       | Kimyasal             | Tek Boyutta    | Makrofil    | Homojen           | Akıcı               |
| Siloksan/Oksiran | Işık                 |                | Midofil     | Heterojen         | Geleneksel          |
|                  | Dual-cure            |                | Minifil     |                   | Kondanse edilebilir |
|                  |                      |                | Mikrofil    |                   |                     |
|                  |                      |                | Nanofil     |                   |                     |
|                  |                      | Hibrit         | Midihibrit  |                   |                     |
|                  |                      |                | Minihibrit  |                   |                     |
|                  |                      |                | Mikrohibrit |                   |                     |
|                  |                      |                | Nanohibrit  |                   |                     |

### 1.4. Kompozit Rezinlerdeki Son Gelişmeler

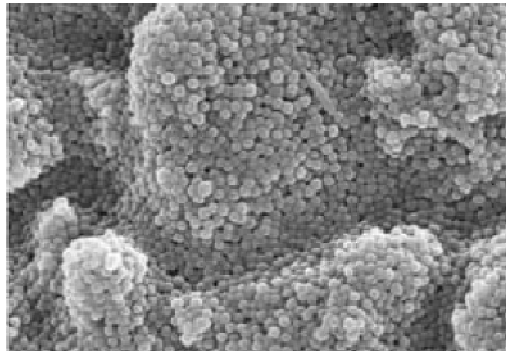
Son yıllarda kompozit rezinlerde doldurucu ve monomer yapıda birtakım gelişmeler olmuştur.

### 1.4.1. Nanodolduruculu Kompozitler

Nanoteknoloji, nanometre ölçeğindeki fiziksel, kimyasal ve biyolojik olayların anlaşılması, kontrolü ve üretimi amacıyla, fonksiyonel materyallerin, cihazların ve sistemlerin geliştirilmesidir. Nano ölçekteki maddelerin manipülasyonu ile bilim ve teknolojide yeni ufuklar açılmaya başlamıştır. Nanoteknoloji aynı zamanda moleküler nanoteknoloji ya da moleküler mühendislik olarak da bilinir; fonksiyonel materyallerin ve yapıların birçok fiziksel veya kimyasal metotla 0,1-100 nanometre arasında üretilmesidir (Kirk ve ark., 1991) Materyallerin yapılarının nano teknoloji ile manipüle edilerek elektriksel, kimyasal, mekanik ve optik özelliklerinde gelişme sağlayabilmek amacıyla nanomateryallerin kullanım fikri önemli bir oranda artış sağlamıştır (Whitesides ve Christopher Love, 2001).

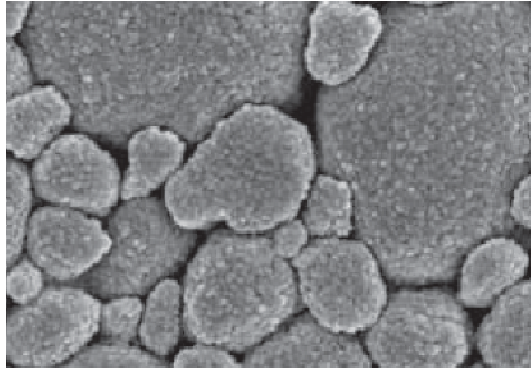
“Nano” kelimesi yunanca kökenli olup metrenin milyarda biri (1 nanometre =  $10^{-9}$  metre) anlamına gelir. Günümüzde üreticiler nanometrik boyutta doldurucu partikül içeren yeni kompozit rezinler üretmektedirler (Duke, 2003; Mitra ve ark., 2003).

Nanoteknoloji kullanımı ile dental kompozitler; nanomer ve nanocluster içeren nanodolduruculu restoratif materyallerin (örn: 3M Filtek Supreme) ya da geleneksel cam doldurucuların arasına nanopartiküller yerleştirilerek nanohibrit (örn: Voco Grandio) restoratif materyallerin üretilmesi ile gerçekleştirilmektedir. Nanomerler; 25-75 nm boyutlarındaki tek tek partikülleri ifade eder (Mitra ve ark. 2003) (Resim 1.2).



Resim 1.2. Nanomer'ler (Filtek Supreme, 2010).

Nanomerler kompozit organik polimer matrisinde ayrı ayrı bulunurlar. Nanomerlerin yüzeylerinde, organik faz ile bağlantı gücünü arttırmak için ön hazırlık işlemleri yapılmaktadır. Nanopartiküllü doldurucular geleneksel dolduruculardan daha küçük hacimli olduklarından, organik matris ile temas eden yüzey alanı artmıştır. Bu durum, organik-inorganik faz bağlantısının daha kuvvetli olmasına neden olmaktadır (Ure ve Harris 2003).



Resim 1.3. Nanoclusterlar (Filtek Supreme, 2010).

Nanoclusterlar ise küçük nanomerlerin gevşek bağlar ile meydana getirdiği yapılardır (Resim 1.3). Bu yapı, silika ve zirkonyum partikülleri içerir. Restorasyona gelen basınçlar neticesinde bu nanocluster'lar tek büyük bir partikül şeklinde direnç gösterir. Restorasyon yüzeyine etki eden aşındırıcı kuvvetler karşısında nanomer boyutta kopmalar meydana gelmektedir. Bu nedenle nano-kompozitlerin bir taraftan aşınma dirençlerinin ve mekanik özelliklerinin yüksek olmasına neden olurken, diğer taraftan yüzey özelliklerinin uzun süre devam edebilmesini sağlamaktadır. Yeterli bir estetik ve klinik performans elde edebilmek için, nanokompozitlerin organik polimer matrisinin içine, nanomer ve nanocluster birlikte katılarak, ağırlıkça %72-87 oranında doldurucu içeren kompozit yapısı meydana getirilmiştir (Ure ve Harris, 2003).

Nanodolduruculu kompozitlerin diğer kompozitlere karşı bir takım avantajları olduğu bildirilmiştir. Bu avantajlar:

-Üstün cilalanabilir özellikleri ve bu cilalı özelliklerini uzun süre devam ettirebilmeleri nedeniyle mikrodoldurucu kompozitlerle karşılaştırılabilir özellikler göstermektedirler.

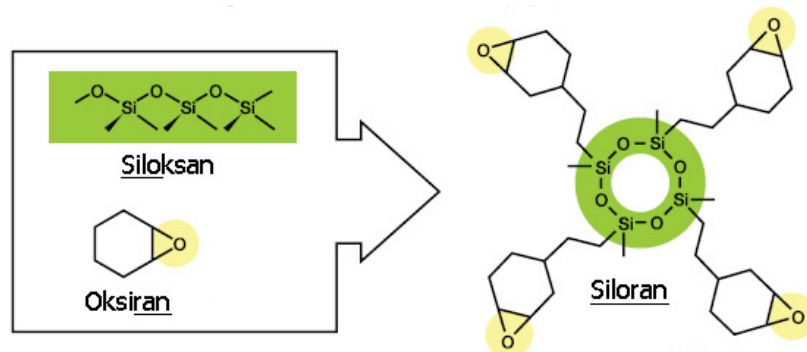
-Kompozisyonlarına katılan yüksek orandaki doldurucu partiküller nedeniyle mekanik özellikler bakımından hibrit kompozitlerden daha başarılı kırılma ve aşınma direnci sergilemektedirler.

-Doldurucu oranının yüksek olması organik yapının hacimce azalmasına neden olmakta ve sonuç olarak polimerizasyon büzülme oranı da azalmaktadır.

-Nanodoldurucu partiküllerin boyutlarının görünür ışığın dalga boyundan çok daha küçük olması, bu materyallere bir çok estetik ve optik özellikler kazandırmakta ve geniş renk spektrumu sergilemeleri nedeniyle anterior bölge restorasyonlarında rahatlıkla kullanılabilirler. (Condon ve Ferrecane 2002; Dabanoğlu ve ark., 2003; Duke, 2003; Mitra ve ark., 2003; Yap ve ark., 2004a)

#### 1.4.2. Siloran Esaslı Kompozit

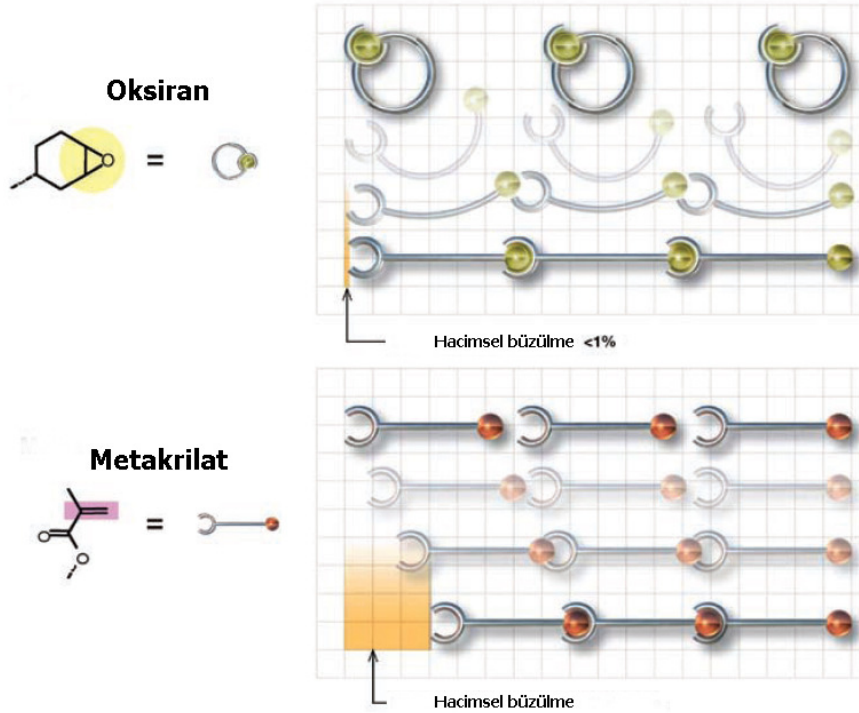
Metakrilat bazlı monomerlerin fazla büzülmesinden kaynaklanan kontraksiyon streslerinin önüne geçebilmek için 3M ESPE firması daha az büzülen Siloran isimli monomer sistemini geliştirmiştir. Siloran; siloksan ile oksiranın birleşimi sonucu oluşmaktadır (Şekil 1.7).



Şekil 1.7. Siloksan, oksiran ve siloran'ın yapı formülü (Filtek Silorane, 2011).

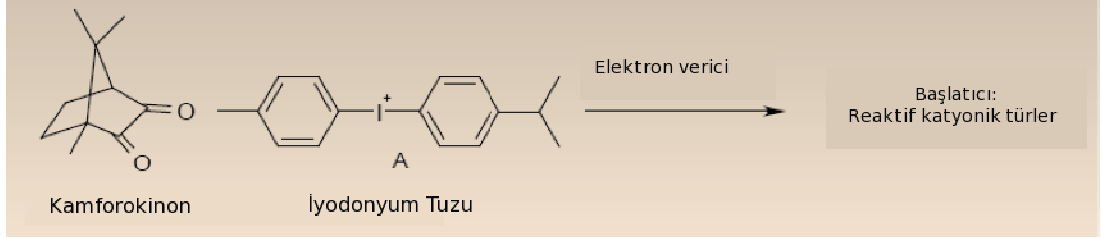
Siloksan endüstriyel uygulamalarda ayırt edici hidrofobisitesi ile bilinir. Oksiran ise tenis raketi, kayak gibi spor malzemelerinde ve otomotiv sanayisinde yüksek kuvvetlere ve doğa şartlarına dayanabilen bir monomerdır ve uzun süredir kullanılmaktadır. Üreticiye göre bu iki kimyasal yapının birleşimi ile biouyumlu, hidrofobik ve az büzülen bir sistem oluşmuştur.

Siloranların polimerizasyon sistemi metakrilatlardan farklılık göstermektedir. Siloran sisteminde metakrilatlardaki radikal polimerizasyon yerine katyonik halka açılmalı polimerizasyonu kullanılır. Bu sayede belirgin bir şekilde büzülme miktarında azalma ve streste düşüş gözlenir (Ernst ve ark., 2004). Metakrilat bazlı sistemlerle karşılaştırıldığında siloran bazlı sistemlerin kenar uyumu ve mikrosızıntı yönlerinden daha üstün olduğu çalışmalarda gösterilmiştir. (Thalacker ve ark., 2004, Palin ve ark., 2005, Thalacker ve ark., 2005) (Şekil 1.8).



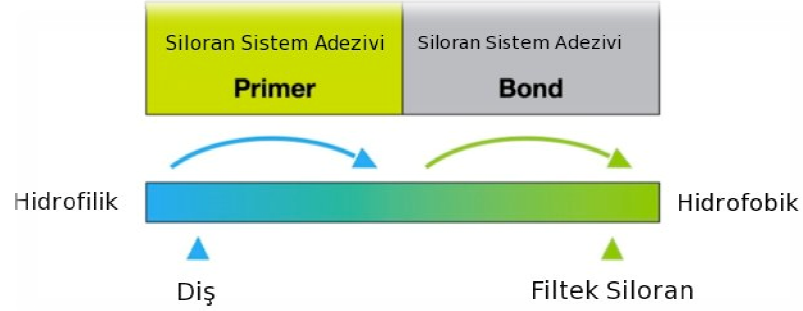
Şekil 1.8. Oksiran-metakrilat karşılaştırılması (Filtek Silorane, 2011)

Siloran bazlı sistemin ışık aktivasyonu da metakrilat bazlı sistemlerden farklılık gösterir. Halka açılmalı polimerizasyonun başlaması için katyonik reaktif türlere ihtiyaç vardır. Bu da CQ, iyodonyum tuzu ve elektron vericisi ile sağlanır (Şekil 1.9).



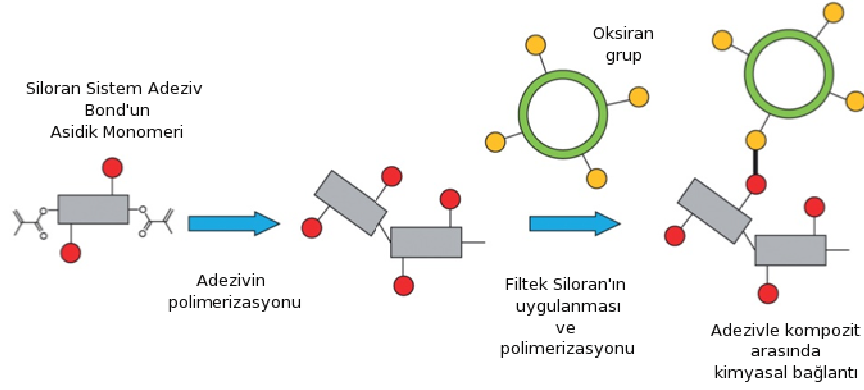
Şekil 1.9. Siloran başlatıcı sistemi (Filtek Silorane, 2007)

Siloran sisteminin diş dokusuna bağlanmayı sağlamak amacıyla kendi adeziv sistemi mevcuttur. Bu adeziv iki bileşenden oluşmaktadır (Şekil 1.10). Birinci bileşen bir self-etch primer'dır. Birinci bileşenin hidrofilik yapıda olması diş dokusuna olan adezyon açısından önemlidir.



Şekil 1.10. Siloran sistemi adezivi (Filtek Silorane, 2007)

Siloran esaslı (hidrofobik) kompoziti diş dokusuna bağlamak için hidrofilik primer tabakasının üzerine hidrofobik bir adeziv tabakası ile kaplamaya ihtiyaç vardır. İkinci bileşen bu görevi görmektedir. İçerdiği bi-fonksiyonel asidik monomer sayesinde hidrofobik siloran resininin oksiran grubuna bağlanmaktadır (Şekil 1.11).



Şekil 1.11. Siloran polimerizasyonu (Filtek Silorane, 2007).

## 1.5 Polimerizasyon

Polimer; 'poli' (birçok) ve 'mer' (parça) kelimelerinin kombinasyonu olup; birçok basit molekülden yapılmış makromolekül anlamına gelir. Yani polimerler çok parçadan oluşan moleküllerdir. Birçok, tekrarlayan, basit kimyasal yapı ünitelerinden oluşan büyük molekülleri içeren bir grup doğal ve sentetik materyallerden oluşurlar (Leinfelder ve Lemans, 1988). İki ya da daha fazla kimyasal üniteden oluşan polimerlere 'kopolimer'; üç farklı monomer ünitesinden oluşan polimerlere ise 'terpolimer' denir (O'Brien, 2002; Craig ve Powers, 2002).

Polimerizasyon; tek bir molekülden makromoleküllerin şekillenmesi olayıdır (Phillips, 1991; Leinfelder ve Lemans, 1988). Polimer molekülünün içeriğinde bulunan birbirine kovalent bağlarla bağlı çok sayıdaki monomerin molekül ağırlıklarının toplamı, polimerin molekül ağırlığını verir. Polimerler binlerle, milyonlarla ifade edilen molekül ağırlıklarına sahip olabilirler. Polimerin moleküler ağırlık dağılımı, fiziksel özelliklerinde önemli rol oynar. Ortalama moleküler ağırlığı, monomer tipi ve konsantrasyonuna bağlı olsa da ısı, sertleşme zamanı gibi şartlara bağlı olarak da değişebilir. Monomer molekülünün kısa zincirli oluşu düşük dereceli polimerizasyonla sonuçlanıp rezini zayıflatırken, uzun zincirli oluşu da zayıflatıcı etki yapar. Eğer ortamda çapraz bağlı zincirler varsa kompozit rezinin direnci artar (Phillips, 1991; O'Brien, 2002; Craig ve Powers, 2002).

Polimerizasyon işlemi farklı mekanizmalarla meydana gelir. Sentetik polimerler, monomerlerin katımlı polimerizasyon ve kondensasyon polimerizasyonu ile iki türlü reaksiyonu sonucu elde edilirler (Phillips, 1991; O'Brien, 2002; Taira ve ark., 1988).

### **1.5.1. Polimerizasyonun Kimyası**

Monomerler basamaklı (kondensasyon) polimerizasyonla ve katımlı polimerizasyon ile birbirlerine bağlanabilirler.

### **1.5.2. Kondensasyon Polimerizasyonu**

Kondensasyon polimerizasyonunda bileşenler çift fonksiyonludur ve hepsi kendiliğinden reaktif hale geçerler. Birden fazla monomer türü arasında benzer bir mekanizmayla ilerleyen kimyasal reaksiyondur. İki monomer molekülünün basit bir esterifikasyon reaksiyonu ile dimer formuna dönüşmesi ve bu esnada su ve amonyak gibi küçük bir molekülü atarak birleşmesi olayıdır. Bu reaksiyon, yüksek molekül ağırlıklı bir polimer formuna ulaşana kadar bir seri reaksiyon şeklinde devam eder. Bu tür polimerizasyonlar basamaklı polimerizasyon reaksiyonları olarak da adlandırılırlar. İki ya da daha fazla fonksiyonel grubu bulunan moleküller, kondensasyon reaksiyonları ile bağlanarak daha büyük molekülleri oluştururlar (Rawls, 2003).

### **1.5.3. Katımlı Polimerizasyon**

Katımlı polimerizasyonda monomerler aktive edilir ve birbirlerine büyüyen bir zincir şeklinde eklenirler. Birçok dental rezin, monomerlerin büyüyen zincirinin sonuna katılmasıyla polimerize olur. Katımlı polimerizasyon bir aktif merkeze, bir

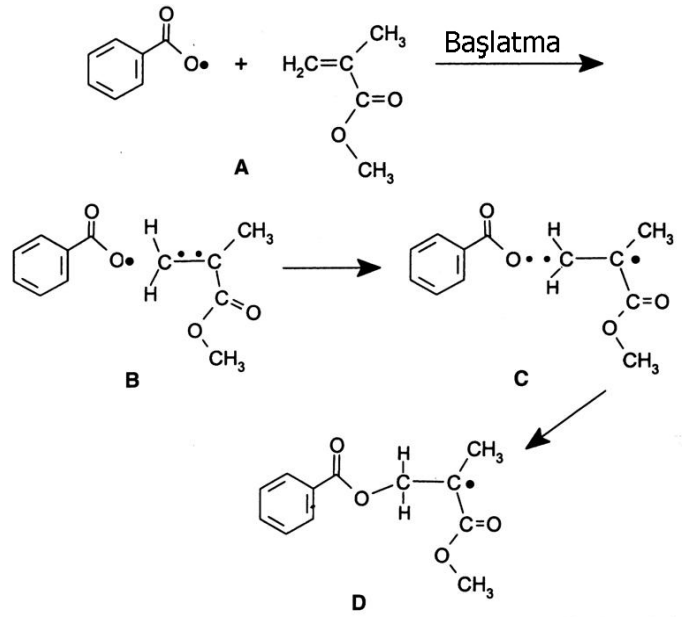
monomerin katılmasıyla bir anda zincir büyümesi ile başlar. Teorik olarak zincir büyümesi tüm monomer bitene kadar sürebilir.

Kondensasyon polimerizasyonu ile karşılaştırıldığı zaman, katımlı polimerizasyon sınırsız büyüklükte dev moleküller üretebilir. Katımlı polimerizasyon esnasında kompozisyonda bir değişiklik olmaz. Makromoleküller kompozisyonda değişiklik olmadan ufak ünitelerden ya da monomerlerden oluşurlar. Çünkü polimer ve monomer aynı ampirik formüle sahiptir. Bir başka deyişle monomerin yapısı, polimerde defalarca tekrarlanmıştır (Rawls, 2003).

*Katımlı polimerizasyonun safhaları:*

Katımlı polimerizasyonun zincir reaksiyonlarında 4 belli safha vardır. İndüksiyon, ilerleme, zincir transferi ve sonlanma.

**İndüksiyon:** İndüksiyon safhasını aktivasyon ve başlatma (initiation) olarak iki işlem kontrol eder (Şekil 1.12). Katımlı polimerizasyonun başlaması için serbest radikal kaynağa ihtiyaç vardır ( $R\bullet$ ). Serbest radikaller, radikal üreten moleküllerin aktivasyonu ile oluşturulabilir. Bu da ikinci bir kimyasal, ısı, görünür ışık, ultra viyole ışık ya da serbest radikal olarak bilinen başka bir bileşikten enerji transferiyle oluşturulabilir. Diş hekimliğinde en sık kullanılanlar; kimyasal ajan, ısı ve ışıktır (Rawls, 2003).



Şekil 1.12 Polimerizasyon reaksiyonu: Başlatma (Rawls, 2003).

Katımlı polimerizasyonun olabilmesi için gereken öğelerden biri de doymamış gruptur ki bu çift bağıdır ve aynı zamanda serbest radikallerin de kaynağıdır. Teorik olarak R•, herhangi bir serbest radikal olabilir. Bir serbest radikal, çiftleşmemiş elektrona (•) sahip bir atom ya da atomlar grubudur. Çiftleşmemiş elektron, serbest radikale elektron çekme yeteneği verir. Bir serbest radikal ve onun çiftleşmemiş elektronu, çift bağında yüksek elektron yoğunluğu olan bir monomere yaklaştığı zaman, bir elektron çekilir ve bu serbest radikalın elektronuyla bir bağ yapar. Çift bağın diğer tarafındaki elektronu çiftleşmemiş halde bırakır. Artık reaksiyon başlamıştır (initiation). Polimerizasyonu başlatmak için kullanılan ve serbest radikal oluşturan bu kimyasal, bir katalizör değildir. Ancak çoğu zaman katalizör olarak yanlış bir şekilde tanımlanır. Çünkü kendisi de yapı içine katılır ve son bileşiğin bir parçası olur. Ona başlatıcı (initiator) demek daha doğru olur. Çünkü reaksiyonu başlatmak için kullanılır. Diş hekimliğinde kullanılan poli (metil metakrilat) ve diğer metakrilat türlerinde polimerizasyonu başlatmak için değişik başlatıcılar kullanılmıştır. En sık kullanılan başlatıcı benzol peroksittir ve 50-100°C aktive olur ve iki tane serbest radikal oluşturur. İndüksiyon periyodunda başlatıcı moleküller, enerjili hale getirilip serbest radikallere bölünürler. Daha sonra radikallerin monomer molekülleriyle reaksiyona girip zincir büyümesini başlatırlar. Bu periyot monomer saflığından oldukça etkilenir. Bu saflığı bozup serbest radikallerle

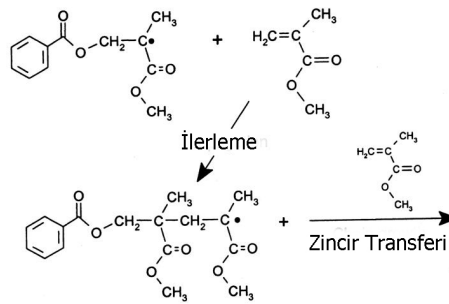
reaksiyona girebilecek her madde, aktive olmuş başlatıcıları tüketerek periyodun uzamasına neden olur. Yine de yüksek sıcaklık, serbest radikallerin daha hızlı oluşmasına ve doğal olarak daha kısa indüksiyon periyoduna neden olur (Rawls, 2003).

Çoğu protez kaidesi olarak kullanılan akrilikler ısı aktivasyonu ile polimerize edilirler. İkinci tür bir indüksiyon sistemi de ağız ısısında gerçekleştirilen kimyasal aktivasyondur. Bu sistemler reaksiyona girecek en az iki maddeden oluşurlar. Bunlar karıştırıldığı zaman, kimyasal bir reaksiyonun sonucunda serbest radikaller meydana gelir. Bu sistemlere örnek tersiyer amin (aktivatör) ve benzol peroksit (başlatıcı) olarak gösterilebilir. Bunlar polimerizasyonu başlatmak için karıştırılır. Bunlara oda sıcaklığında self-cure dental rezinler denir. Bu işlem, esasında özel bir çeşit ısı aktivasyonudur. Çünkü aminin bulunması başlatıcının serbest radikal oluşturacak şekilde bölünmesini sağlayacak ısı miktarını oda sıcaklığı, ağız sıcaklığı gibi düşük ısıya indirir. Amin, benzol peroksitle bir yapı oluşturur ve bu da serbest radikal oluşumu için gerekli ısı miktarını azaltır (Rawls, 2003).

Üçüncü bir indüksiyon sistemi de ışık aktivasyonlu olanıdır. Bu sistemde ışık kaynağından çıkan fotonlar, başlatıcıyı aktive ederek serbest radikal oluşturur ve bu sayede polimerizasyon işlemi başlamış olur. Bu sistem diş hekimliğine ilk sunulduğu zaman, ultraviyole ışık kullanılmıştı. Fakat ultraviyole ışığın, retina ve pigmente olmamış ağız dokularına yapacağı etkiyle ilgili kaygılar, sınırlı penetrasyon derinliği ve kaynağının zamanla duyarlılığını kaybetmesi görünür ışıkla aktive olabilen başlatıcıların gelişimini sağlamıştır. Görünür ışıkla polimerizasyonda, kamferokinon (CQ) ve organik amin (dimetil-aminoetilmetakrilat) mavi-mor aralığındaki ışık uygulandığı zaman serbest radikaller oluşturmaktadır. Bu reaksiyonu tetiklemek için 470 nm civarında dalga boyu gerekmektedir. Normal sıcaklıklarda ve karanlık ortamda polimerizasyon olmayacağı için, bu kompozisyonlar tek parça sistemler halinde saklanabilmektedir. Yine de ışık şiddeti, uygulama açısı ve uzaklık gibi değişkenler belirgin bir şekilde serbest radikal oluşumuna etki ederler. Bu nedenle sistem, teknik hassasiyet gerektirir (Rawls, 2003).

**Propagation(ilerleme):** Sonuçta oluşan serbest radikal–monomer kompleksi, daha sonra başka bir monomere yaklaşırken yeni bir radikal merkezi olarak davranır. Dimer molekülü oluşturarak serbest radikal haline gelir. Bu reaktif tür başarılı bir şekilde büyük sayıda etilen moleküllerini ilave eder ve böylece reaktif merkezin çoğalmasıyla polimerizasyon devam eder.

Zincir büyümesi başladıktan sonra, az bir enerji ile işlem sürer, ısının da gelişimiyle birlikte büyük polimer molekülleri birkaç saniyede oluşur. Teorik olarak zincir reaksiyonları, tüm monomerler polimere dönüşene kadar devam eder. Bu işlem, istenilen polimer elde edilene kadar sürer. Yine de polimerizasyon reaksiyonu, hiçbir zaman bitmiş olarak tamamlanmaz (Şekil 1.13).

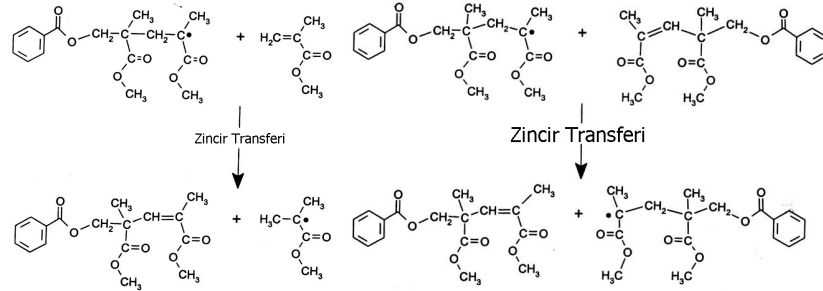


Şekil 1.13. Polimerizasyon reaksiyonu: İlerleme ve zincir transferi (Rawls, 2003).

Polimer zincirinin büyümesi, reaktif merkezin potansiyel sonlanma reaksiyonlarından biriyle yok edilmesiyle sona erer. Tüm bu katımlı polimerizasyon işlemi, bir seri zincirleme reaksiyonla özetlenebilir. Bu işlem, çok hızlı bir şekilde ve neredeyse aniden oluşur. Bu reaksiyonlar egzotermiktir ve kabul edilebilir bir ısı dışarı çıkar (Rawls, 2003).

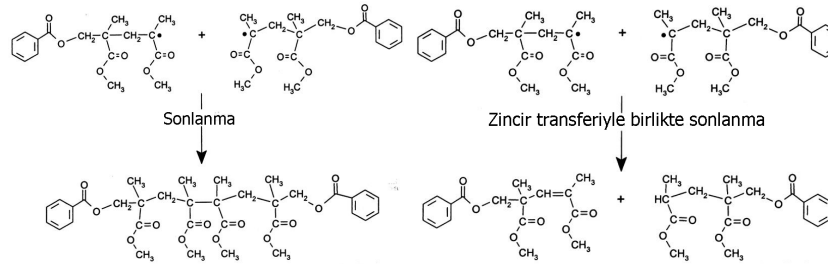
**Zincir Transferi:** Bu işlemde büyüyen çemberin aktif radikali bir başka moleküle transfer olur (Bir monomere ya da inaktive olmuş bir polimer zincirine) (Şekil 1.14). Daha sonraki büyüme için yeni bir radikal yaratılmış olunur. Örnek olarak bir monomer molekülü, büyüyen bir makromolekül tarafından aktive edilebilir. Böyle bir durumda ikincide bir sonlanma reaksiyonu (termination) oluşur. Bu durum sonucunda büyüme için yeni bir çekirdek oluşur. Aynı mekanizmayla daha önceden

polimerizasyon reaksiyonu yok edilmiş bir zincir, tekrar aktive edilebilir ve büyümeye devam edebilir. Bu işlemler birazdan anlatılacak olan yok etme reaksiyonlarından farklılık gösterir (Rawls, 2003).



Şekil 1. 14. Polimerizasyon reaksiyonu: Zincir transferi (Rawls, 2003).

**Sonlanma (termination):** Sonlanma işlemi bir zincir transferiyle de olabilmektedir. Ancak katımlı polimerizasyon reaksiyonları, genellikle ya iki radikal zincirinin direkt birleşmesiyle ya da büyüyen bir zincirden diğerine hidrojen atomu değişimi ile olmaktadır (Şekil 1.15) (Rawls, 2003).



Şekil 1.15. Polimerizasyon reaksiyonu: Sonlanma (Rawls, 2003).

#### 1.5.4. Dönüşüm Derecesi (Degree Of Conversion=DC)

Dönüşüm derecesi (DC), bir polimerik rezindeki karbon-karbon çift bağlarının tek bağ haline çevrilmesinin ölçülmesidir. Yüksek DC rezinin, daha güçlü, aşınmaya dayanıklı ve yüksek performans göstermesine olanak sağlar. BIS-GMA bazlı bir kompozitte % 50-60 oranındaki bir dönüşüm, yüksek derecede çapraz bağ oluşturur ve % 50-60 oranında metakrilat grubunun polimerize olduğunu gösterir. Yine de bu,

% 39-50 oranında monomer molekülünün rezin içinde kaldığını göstermez. Çünkü dimetakrilat molekülünün başında ve sonunda bulunan C=C (karbon çift bağları)'dan bir tanesi zincire bağlanırken diğeri bağlanmadan (pendant) kalabilir. Monomerin polimere dönüşmesi birçok faktöre bağlıdır. Bunlar rezinin kompozisyonu, materyalden ışığın geçebilirliği, foto-başlatıcı, aktivatör ve inhibitör konsantrasyonudur. Kimyasal ve ışıkla aktive kompozitler arasında aynı monomer ve yeterli ışık kullanıldığında toplam DC miktarı açısından bir fark gözlenmemektedir. İki sistem için de oda sıcaklığında %50-70 oranında dönüşüm görülmektedir. Bunun gibi polimerizasyon büzülmesinde de belirgin bir fark görülmemektedir. Yine de ışıkla polimerize materyallerde polimerizasyon büzülmesi, daha fazla stres oluşturup rezin marjinlerinde daha fazla sızıntıya, lekelenmeye, hassasiyete ve sekonder çürüğe neden olmaktadır (Rawls, 2003).

### 1.5.5. Polimerizasyon Büzülme Stresi

Dental kompozitler, monomerlerin çift karbon bağlarından ayrılıp, tek karbon bağlarıyla oluşturduğu polimer zincirlerin bir dizi kimyasal reaksiyonu sonucu sertleşirler. Sertleşen kompozitlerdeki büzülme stresleri, güçlendirilmiş çapraz bağlı polimer ağının sert doğasının bir ürünüdür. Kovalent bağların oluşumuyla moleküller arası mesafede serbest boşluğun azalması sonucu bir hacimsel azalma görülür (Ferrecane, 2005). Buna polimerizasyon büzülmesi ismi verilmiştir. Polimerizasyon büzülme kuvvetleri eğer adeziv bağlantısını bozmazsa, oluşan internal stresler diş-kompozit arayüzüne aktarılır. Bu stresler arayüzde bir gerilme kuvveti açığa çıkarırlar. Çünkü kompozit bağlandığı yüzeye doğru büzülme ister (Leinfelder 2001). Ancak bu istek geri kalan kütlesi tarafından sınırlanır ki bu kütle de zaten karşıt yüzeye bağlanmıştır. Bu stresi rahatlatmak için, sınırlanmış fakat kontraksiyona uğrayan polimer, nerede boş yüzey varsa akacaktır. O zaman denilebilir ki interfasiyal stresler, kompozitin daha az sınırlandırıldığı (çevrelendiği) örnek olarak Sınıf IV kaviteelerde daha düşüktür. Yani konfigürasyon faktörü (C-faktörü) küçük olan kaviteelerde stres daha az gelişir (Kinomoto ve Torii, 1998; Shono ve ark., 1999). C-faktörü kavitenin bağlanan yüzeyinin bağlanmayan yüzeyine

olan orandır. Eğer büzülme kuvvetleri, bulunduğu bölgedeki bağlanma kuvvetlerinden büyükse mikro aralık (gap) oluşabilecektir (Kanca, 1999; Alomari ve ark., 2001; Hannig ve Friedrichs, 2001).

Kompozit rezinlerdeki büzülme streslerini azaltmak amacı ile birçok yöntem denenmiştir. Metakrilat bazlı kompozitlerin yapısına silanlanmamış nanodoldurucular eklemek (Alster ve ark., 1992; Chen ve ark., 2001), ilk tabaka olarak düşük vizkozitedeki akıcı kompozit kullanmak (Behle, 1997; Jackson ve Morgan, 2000), adeziv tabakayı kalınlaştırmak (Ausiello ve ark. 2002), doldurucusuz rezin kullanmak (Kemp-Scholte ve Davidson, 1990; Choi ve ark., 2000), elastik duvar görüşünü denemek, kompozitlerin polimerizasyon hızını azaltmak yani kimyasal kompozitleri kullanmak (Feilzer ve ark., 1995) ya da iki aşamalı olan soft-start ışık cihazları ile polimerize etmek (Mehl ve ark., 1997; Koran ve Krschner, 1998; Suh, 1999; Watts ve Al Hindi, 1999), düşük C-faktörlü kaviteler (Feilzer ve ark., 1987) ve az büzülen monomerler kullanmak (Culbertson ve ark., 1997; Holter ve ark., 1997; Smith ve ark., 2004; Weinmann ve ark., 2005) gibi teknikler önerilmiştir.

## **1.6. Dental Adezivler**

Dental adezivlerin ana görevi kompozit dolguların ve kompozit simanların tutuculuğunu sağlamaktır. Restorasyona gelen kuvvetler ve büzülme streslerine karşı koyabilmeli, restorasyon kenarlarında oluşabilecek sızıntıya engel olabilmelidir. Klinik olarak başarısızlık, tutuculuk kaybından çok restorasyonların yetersiz örtücülük göstermesi ve bunun sonucunda oluşan marjinal renk kaybı olarak izlenir (Gaengler ve ark., 2004, Opdam ve ark., 2004).

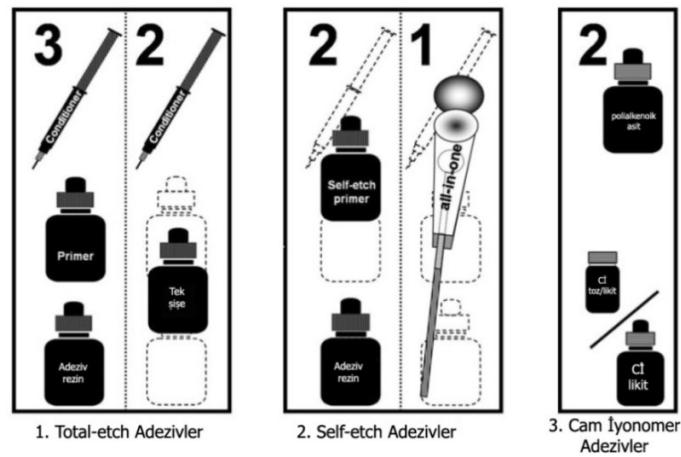
Dental adezivlerin bağlanma kapasitesi mikromekanik ve kimyasal olarak iki farklı adezyon temeline dayanır. Mikromekanik bağlantıda adeziv, üzerine gelen kompozit rezin ile ko-polimerizasyon yapar. Diğer taraftan da mine ve dentine mekanik olarak

bağlanır (Van Meerbeek ve ark., 2001). Kimyasal bağlantı self-etch adezivlerin yapısında bulunan asidik monomerlerin, hidroksiapatitin yapısında bulunan kalsiyuma bağlanmaları sayesinde oluşan iyonik bağlantı ile gerçekleşir (Yoshida ve ark., 2004).

Dental adezivler hakkındaki en güncel sınıflama Van Meerbeek ve ark.(1992) tarafından, klinik uygulamadaki basamaklara ve adeziv sistemlerin dentin dokusuyla etkileşim biçimlerine göre yapılmıştır.

### 1.6.1. Dental Adezivlerin Klinik Uygulama Adımlarının Sayısına Göre Sınıflandırılması

Mine ve dentine bağlanmanın temel mekanizması esasen; diş sert dokularından uzaklaştırılan minerallerin yerini rezin monomerlerinin aldığı mikromekanik bir kilitlemedir. Günümüzde modern adeziv sistemlerde bu adezyon stratejisi üzerine kurulmuş üç mekanizma vardır (Şekil 1.16).



Şekil 1.16. Günümüz adezivlerinin adezyon mekanizması ve klinik uygulama adımlarının sayısına göre sınıflandırılması.

### **1.6.1.1. Etch-and-Rinse Adezivler (Total-etch Adezivler):**

Bu sistemde asit (çoğunlukla %30-40'lık fosforik asit) uygulanır ve yıkanır. Bu yüzey pürüzlendirme/düzenleme (conditioning) işleminden sonra primer ve ardından adeziv uygulanarak üç aşamalı işlem tamamlanır. Basitleştirilmiş iki aşamalı etch-and-rinse adezivlerde ise conditioning sonrası primer ve adeziv rezin uygulaması tek aşamada tamamlanır (Van Meerbeek ve ark., 1992).

### **1.6.1.2. Self-etch Adezivler:**

Diğer bir yaklaşım da self-etch olarak adlandırılan, yıkama gerektirmeyen; yüzey hazırlanmasını ve priming işlemini eş zamanlı gerçekleştiren asidik monomerlerin kullanılmasıdır. Kullanıcı dostu olması ve teknik hassasiyetin olmaması nedeniyle bu yöntem klinik olarak umut vericidir. Yıkama işlemini ortadan kaldıran bu yöntem sadece klinik uygulama zamanını azaltmakla kalmaz aynı zamanda uygulama sırasındaki oluşabilecek hata riskini ve teknik hassasiyeti belirgin ölçüde azaltır. Temel olarak “güçlü” ve “hafif” olmak üzere iki tip self-etch adeziv vardır. Güçlü olanların pH'ı 1'den küçükken, hafif olanların pH'ı 2 civarındadır (Van Meerbeek ve ark., 1992).

### **1.6.1.3. Cam İyonomerler ve Cam İyonomer Adezivler:**

Cam iyonomerler günümüzde diş sert dokularına kendiliğinden bağlanabilen tek materyal olarak ele alınmaktadır. Kısa bir polialkenoik asit uygulaması smear tabakayı kaldırır, tübülleri açar ve cam iyonomer içerikleri yayılarak mikromekanik bağ yapar. Buna ek olarak, polialkenoik asitin karboksil gruplarının kollajen fibrillerine bağlı halde bulunan hidroksiapatitin kalsiyum iyonlarıyla iyonik etkileşimi sonucu kimyasal bağlanma da sağlanmış olur. Resin bazlı self-etch yaklaşımından farkı, cam iyonomerlerin polikarboksil bazlı polimerinin göreceli

yüksek molekül ağırlığı (8000-15000) sayesinde kendi kendine bağ yapmasıdır (Van Meerbeek ve ark., 1992).

## **1.7. Görünür Işık Polimerizasyon Cihazları**

### **1.7.1. Kuartz Tungsten Halojen Işık Cihazları**

Halojen ışık cihazları günümüzde kliniklerde en yaygın kullanılan polimerizasyon araçlarıdır. Halojen cihazların içerisinde tungsten bir filament vardır. Bu filamentin akkor hale gelmesiyle ışık üretilir. Üretilen ışığın spektrumu geniştir ve yüksek ısı oluşturur. Bu nedenle belirli dalga boyundaki ışığı elde etmek için filtreleme yapılmalıdır ve yükselen ısının da bir fan yardımıyla düşürülmesi gerekmektedir. Aynı cihazda ışığın çıkış gücü ve süresi ayarlanabilmektedir. Halojen ışık cihazlarının gücü  $400 \text{ mW/cm}^2$ 'den  $1000 \text{ mW/cm}^2$ 'ye kadar değişebilir. Filtrelenmiş ışık, uygun bir alet yoluyla (ışık ucu) uygulama bölgesine aktarılır. Bu ışık rehberi rijit (plastik veya cam çubuk) veya fleksible (fiber optik; sıvı transmisyonu şeklinde) olabilir (Hackman ve ark., 2002; Mills ve ark., 2002b; Uhl ve ark., 2002; Yoon ve ark., 2002; Kauppi ve Combe, 2003).

Polimerizasyon sırasında oluşan kontraksiyon streslerini azaltmak amacı ile iki aşamalı, soft start veya ramped polimerizasyon teknikleri geliştirilmiş ve bunun sonucunda iki basamaklı ışık cihazları üretilmiştir. Bu sayede polimerizasyon streslerini azaltmak ve daha iyi bir kenar adaptasyonu sağlamak amaçlanmaktadır (Mehl ve ark., 1997).

Halojen ışık cihazlarının dezavantajları arasında 100 saatlik düşük ampül ömürleri, ışık filtresinin ve reflektörünün zamanla eskimesi, kullanımları sırasında oluşan

yüksek ısı sayılabilir (Martin, 1998; Pilo ve ark., 1999). Cihaz gücünün kontrolü için bir radyometre kullanılabilir (Mills ve ark., 2002a; Tarle ve ark., 2002).

### 1.7.2. LED Işık Cihazları

Halojen ışık kaynaklarına alternatif olarak geliştirilen bir diğer ışık kaynağı LED (light emitting diode-ışık yayan diyotlar)'lerdir (Jandt ve ark., 2000; Kurachi ve ark., 2001). LED'ler kuantum mekaniği etkisiyle görülebilir mavi ışık yayan kaynaklardır.

Halojen ampullerinin yaklaşık 50-100 saat, plazma ark lambaların 500-5000 saat gibi sınırlı ömürlerine karşılık; LED ışık cihazlarının ömrü yaklaşık 10.000 saattir. Yapılarında halojen ampullerde kullanılan sıcak filamanların yerine; elektronların birinden diğerine geçişini sağlayan iki ayrı yarı iletken bağlantı (p-n bağlantıları) taşırlar. Ortama elektrik verildiğinde, elektronlar ve boşluklar p-n bağlantısı önünde tekrar birleşirler ve LED lambadan belirli bir dalga boyu aralığında ışık yayılır (Jandt ve ark., 2000; Craig ve Powers, 2002; Hofmann ve ark., 2002; Teshima ve ark., 2003).

LED ışık cihazlarının temel özelliği 400-500 nm dalga boyu aralığında, sadece görülebilir ışık üretmeleridir. Etkin spektrumları ise 450-490 nm dalga boyudur (Stahl ve ark., 2000; Kurachi ve ark., 2001; Mills ve ark., 2002a).

LED ışık cihazları, optimum dalga boyunda ışık verdiklerinden halojen ve plazma ark ışık cihazlarındaki gibi üretilen ışığın filtre edilmesine gerek yoktur. Bu nedenle elde edilen enerjinin neredeyse tamamı polimerizasyon için kullanılabilir (Jandt ve ark., 2000; Mills ve ark., 2002b; Uhl ve ark., 2002).

Spektral çıkışları kamferokinonun absorpsiyon spektrumuna uygun düştüğü için, özellikle fotobaşlatıcı olarak kamferokinon içeren kompozit rezinler üzerine etkili olan LED ışık kaynaklarının diğer ışık cihazlarından farkı, sadece belirli dalga

boyunda, görülebilir ışık üretmeleridir. Üretilen ışığın %95'i polimerizasyon için yeterlidir. Bu yüzden bu cihazların elektrik enerjisi tüketimleri daha azdır.

LED ışık kaynakları, yapılarında kamferokinon dışındaki reaksiyon başlatıcıları içeren kompozit rezinler üzerine etkili olmayabilirler. Bu nedenle LED ışık kaynakları kullanılacağı zaman, polimerize edilecek restoratif materyalin yapısı iyi bilinmelidir (Vandewalle ve ark., 2004).

LED ışık kaynakları geleneksel veya soft start gibi çeşitli polimerizasyon yöntemlerini sağlarlar, spektral dağılım ve ışık yoğunluğu açısından programlanabilir özelliktedirler (Roulet ve ark., 2001).

### **1.7.3. Plazma Ark (PAC) Işık Cihazları**

PAC lambaları xenon gazını iyonize ederek bir plazma oluşturur. Yüksek yoğunluktaki beyaz ışık filtre edilerek ısı uzaklaştırılır ve 400-500 nm arasındaki mavi ışığın salınımı sağlanır. En büyük avantajı  $1000\text{mW/cm}^2$  den yüksek enerjisi sayesinde uygulama süresinin kısaltılmasıdır. Fiyatının pahalı olması ise en büyük dezavantajdır (Sharkey ve ark., 2001; Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003).

### **1.7.4. Argon Lazer Işık Cihazları**

Argon lazer ışık cihazları yaklaşık 490 nm dalga boyunda, tek dalga genişliğinde çok yüksek yoğunlukta ışık verir. 400-500 nm dalga boyu aralığında ışık spektrumuna ihtiyaç duyan kompozit rezin ve adeziv materyallerin polimerizasyonunda, 488-514 nm dalga boyunda emisyon gösteren Argon lazerler kullanılabilir (Burtscher, 1991). Halojen ışık cihazlarıyla karşılaştırıldığında argon lazer cihazlarının, daha hızlı, daha yüksek polimerizasyon derecesi ve daha derin polimerizasyon sağladığı gösterilmiştir (Tarle ve ark., 1998). Teknolojisinin karışık, enerji dönüşümü sırasında

enerji kaybının çok olması ve pahalı olmaları nedeniyle klinisyenlerin çoğu, lazerleri restoratif materyallerin polimerizasyonları için pratik bulmamaktadırlar (Caughman ve Rueggeberg, 2002).

### **1.8. Mikrosızıntı**

Mikrosızıntı, restorasyon kenarları ve preparasyon duvarları arasından ağız sıvılarının, bakterilerin ve toksinlerinin geçişi olarak tanımlanmaktadır (Bauer ve Henson, 1984). Mikrosızıntı sonucunda sekonder çürük, restorasyon-preparasyon kenarında renklenme, pulpal enflamasyon ve hipersensitivite gibi ciddi klinik sorunlar ortaya çıkabilir (Triadan, 1987; Bullard ve ark., 1988; Retief 1994). Mikrosızıntı incelemelerinde marjinal örtme verimliliğinin ölçümünü kalitatif, yarı-kantitatif ve gerçek kantitatif olarak üç gruba ayırabiliriz (Raskin ve ark. 2001).

#### *Örtme etkinliğinin kalitatif ölçümü*

Bu metod restore edilmiş dişin, restore edilmemiş kısımlarının su geçirmez bir cila ile kapatılarak boya solüsyonunun içine atılmasını içerir. Belli bir zaman sonra örnekler boyadan çıkarılır, yıkanır ve restorasyon kenarlarından boya sızıntısının görsel olarak ne kadar ilerlediğini görmek için iki ya da daha fazla kesit alınır.

#### *Örtme etkinliğinin yarı-kantitatif ölçümü*

Eğer büzülme veya termomekanik gerilimler mineye ya da dentine olan bağ dayanımını aşarsa restorasyon kenarlarında gözlenebilir aralıklar (gap) oluşacaktır. Bu ölçüm metodunda aralanmalar tarama elektron mikroskopuyla (SEM) incelenir.

*Örtme etkinliğinin kantitatif ölçümleri ya da akma ölçümleri*

Bu metotta adeziv ile restore edilmiş diş, pulpasından basınçlı suya maruz bırakılır. Diş-restorasyon kenarındaki geçirgenlik ya da su akışı, su dolu bir mikropipetin içindeki hava kabarcığının yer değiştirmesinin, bilgisayar bazlı optik bir sistemle hassas bir şekilde ölçülmesiyle yapılır.

Bu tez çalışmasında farklı ışık cihazları (halojen ve LED) ile polimerize edilen nanofil-nanohibrit ve mikrohibrit kompozitlerin Sınıf II kutu kavitelere boya penetrasyonu kullanılarak mikrosızıntılarının değerlendirmesi amaçlanmıştır.

## 2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada halojen ve LED ışık cihazlarının nanodoldurucu içeren kompozitler üzerinde mikrosızıntıya olan etkisi incelendi ve mikrodolduruculu kompozitlerle karşılaştırıldı. Çalışmada kullanılan materyaller Çizelge 2.1’de, cihazlar da Çizelge 2.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 2.1 Çalışmada kullanılan materyaller

| MATERYALLER                               | ÜRETİCİ FİRMA                       | ÜRETİM NUMARASI |
|---|-------------------------------------|-----------------|
| Filtek™ Z250<br>(Mikrohibrit)             | 3M ESPE, St. Paul, USA              | 7AY             |
| Filtek™ Supreme XT<br>(Nanofill)          | 3M ESPE, St. Paul, USA              | 9HG             |
| Spectrum TPH@3<br>(Submikronhibrit)       | Dentsply Caulk, Milford, USA        | 0901001193      |
| Ceram X Mono<br>(Nanohibrit)              | Dentsply Caulk, Milford, USA        | 1005000107      |
| Herculite® XRV™<br>(Mikrohibrit)          | KerrHawe SA Bioggio, Switzerland    | 510141          |
| Herculite® XRV Ultra<br>(Nanohibrit)      | KerrHawe SA Bioggio, Switzerland    | 3085987         |
| CLEARFIL AP-X<br>(Mikrohibrit)            | Kuraray Medical INC, Okayama, Japan | 00651A          |
| Clearfil Majesty Esthetic<br>(Nanohibrit) | Kuraray Medical INC, Okayama, Japan | 00009G          |
| Filtek™ Silorane<br>(Mikrohibrit)         | 3M ESPE, St. Paul, USA              | 4712A2          |
| Adper™SE Plus                             | 3M ESPE, St. Paul, USA              |                 |
| Xeno V                                    | Dentsply Caulk, Milford, USA        | 0801002439      |
| Optibond All-in-One                       | KerrHawe SA Bioggio, Switzerland    | C03A14          |
| Clearfil S <sup>3</sup> Bond              | Kuraray Medical INC, Okayama, Japan | 00015E          |
| Silorane System<br>Adhesive               | 3M ESPE AG, Seefeld, Germany        | N180901/N171538 |

Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan cihazlar.

| <b>Cihaz</b>                   | <b>Üretici Firma</b>              |
|--------------------------------|-----------------------------------|
| Hilux Ultraplus ışık cihazı    | Benlioglu Dental, Ankara, Türkiye |
| Hilux LEDMAX ışık cihazı       | Benlioglu Dental, Ankara, Türkiye |
| Micracut 175 Kesit alma cihazı | Metkon, Türkiye                   |
| Leica MZ12 Işık mikroskobu     | Wetzlar, Germany                  |

## 2.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

### 2.1.1. Filtek™ Z250 Mikro-hibrit Kompozit Rezın

Hem ön hem de arka restorasyonlarda kullanılabilen radyoopak bir mikrohibrit kompozit rezindir. BIS-GMA, UDMA ve BIS-EMA monomerlerini içerir. Hacimce %60, ağırlıkça %82 partikül boyutu 0,01'den 3,5'a kadar olan zirkonya/silika doldurucu içerir. Adeziv olarak iki şişeden oluşan Adper™SE Plus self-etch adeziv sistem kullanılmıştır. A şişesinde su, hema, sürfaktan ve pembe renklendirici, B şişesinde UDMA, TEGDMA, TMPTMA (hidrofobik trimetakrilat), HEMA fosfatları, MHP (metakrilanmış fosfatlar), bağlanmış zirkonya nanodoldurucu, kamferokinon bazlı başlatıcı sistem bulunur.

### 2.1.2. Filtek™ Supreme XT Nano-hibrit Kompozit Rezın

Hem ön hem de arka restorasyonlarda kullanılabilen radyoopak bir nanodolduruculu kompozit restoratiftir. BIS-GMA, UDMA, BIS-EMA ve az miktarda TEGDMA monomerlerini içerir. Hacimce %59,5, ağırlıkça %78,5 20 nm büyüklüğünde silika nanomerler ile büyüklüğü 0,6'dan 1,4 mikrona kadar değişen aglomere olmuş cluster zirkonya/silika doldurucu içerir. Adeziv olarak iki şişeden oluşan Adper™SE Plus self-etch sistem kullanılmıştır.

### **2.1.3. Spectrum TPH Mikro-hibrit Kompozit Rezin**

Hem ön hem de arka restorasyonlarda kullanılabilen sub-mikron hibrit kompozit rezindir. BIS-GMA, BIS-EMA ve TEGDMA monomerlerini içerir. Adeziv olarak tek şişeden oluşan Xeno V self-etch adeziv sistemi kullanılmıştır. İçerisinde bi-fonksiyonel akrilik amitler, asidik akrilik amit, fonksiyonolize edilmiş fosforik asit esteri, akrilik asit, su, tersiyer büthanol, başlatıcı ve stabilizatör bulunmaktadır.

### **2.1.4. Ceram X Mono Nano-hibrit Kompozit Rezin**

Ön ve arka grup dişlerde tüm sınıf kavitelere kullanılabilen universal nano-hibrit bir restoratif materyaldir. Metakrilat modifiye polisiloksan, dimetakrilat rezin, florasan pigmenti, UV stabilizatörü, stabilizatör, CQ, etil-4 (dimetilamino) benzoat, baryum-aluminyum-borosilikat cam, silikon dioksit nanodoldurucu, renge göre demir oksit, titanyum oksit ve aluminyum sülfü silikat pigmentleri içerir. Hacimce %55, ağırlıkça %77 doldurucu içerir. Adeziv olarak Xeno V kullanılmıştır.

### **2.1.5. Herculite® XRV™ Mikro-hibrit Kompozit Rezin**

Hem ön hem de arka restorasyonlarda kullanılabilen mikro-hibrit kompozit restoratifdir. Hacimce %56, ağırlıkça % 79, ortalama partikül boyutu 0,6 µm inorganik doldurucu içerir. Bis-GMA ve TEGDMA monomerlerini içerir. Adeziv olarak tek şişeden oluşan Optibond All-in-One kullanılmıştır. İçerisinde self-etching adeziv monomer olarak gliserol fosfat dimetakrilat (GPDM), komonomer olarak; mono ve di fonksiyonel metakrilat monomerleri, çözücü olarak su, etanol ve aseton,

CQ, nano boyutta doldurucu ve florür salan doldurucu olarak; sodyum ekzaflorosilikat ve ytterbiyum florit bulundurur.

#### **2.1.6. Herculite® XRV Ultra™ Nano-hibrit Kompozit Rezin**

Hem ön hem de arka grup restorasyonlarda kullanılabilen nanohibrit kompozit restoratiftir. Ağırlıkça %78, ortalama partikül boyutu 0,4 µm inorganik doldurucu içerir. Adeziv olarak Optibond All-in-One kullanılmıştır.

#### **2.1.7. Clearfil AP-X Mikro-hibrit Kompozit Rezin**

Hem anterior hem de posterior restorasyonlarda kullanılabilen yeterli radyoopasiteye sahip mikro-hibrit kompozit restoratiftir. Bis-GMA, TEGDMA, silanlanmış baryum, silika, koloidal silika doldurucuları, CQ, katalizör, hızlandırıcı ve pigment içerir. Hacimce %70, ağırlıkça %85.5 doldurucu içerir. Adeziv olarak tek şişe self-etch adeziv olan Clearfil S<sup>3</sup>Bond kullanılmıştır. İçerisinde 10-metakriloyloksidesil dihidrojenfosfat (MDP), BIS-GMA, HEMA, hidrofobik dimetakrilat, CQ, etil alkol, su ve silanlanmış koloidal silika bulunur.

#### **2.1.8. Clearfil Majesty Esthetic Nano-hibrit Kompozit Rezin**

Hem ön hem de arka grup restorasyonlarda kullanılabilen universal nano-dolduruculu kompozit restoratiftir. Bis-GMA, hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofobik alifatik dimetakrilat, silanlanmış baryum camı, prepolimerize organik doldurucu, CQ, başlatıcı, hızlandırıcı, pigment içerir. Doldurucu oranı ağırlıkça %78, hacimce %66'dır. Adeziv olarak Clearfil S<sup>3</sup>Bond kullanılmıştır.

### **2.1.9. Filtek™ Silorane Mikro-hibrit Kompozit Rezin**

Filtek silorane Sınıf I ve Sınıf II kaviteler için kullanılan mikro-hibrit yapıda siloksan-oksiran bazlı bir kompozittir. Ağırlıkça %76 doldurucu içerir. Siloran rezini, CQ-iodniyum tuzu ve elektron vericisi içeren başlatıcı sistemi, kuartz doldurucu, yttriyum florür, stabilizörler ve pigmentler içerir. Adeziv olarak kendi yapısına uygun olarak geliştirilmiş Siloran Sistem Adezivi kullanılmıştır. Bu adeziv iki şişeden oluşan self-etch bir sistemdir. A şişesinde fosforlanmış metakrilatlar, vitrabond kopolimeri, BIS-GMA, HEMA, su, etanol, silanlanmış silika doldurucu, başlatıcılar ve stabilizatörler bulunur. B şişesinde ise hidrofobik dimetakrilat, fosforilize edilmiş metakrilatlar, TEGDMA, silanlanmış silika doldurucu, başlatıcılar ve stabilizatör bulunur.

## **2.2. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazları**

### **2.2.1. Hilux Ultraplus Halojen Işık Cihazı**

Çalışmada hazırlanan kompozit restorasyonların halojen ışık ile polimerizasyonunu sağlamak için tungsten halojen ışık cihazı olarak Hilux Ultraplus (Benlioglu Dental, Ankara, Türkiye) kullanılmıştır. Cihaz, ana kutuya ilave olarak bir tabanca ve ucunda 11 mm çaplı, 60° eğimli fiber optik ışık ileticiden oluşmaktadır. Fast-ortho, standart, ramp, bleach, bonding-low olarak ayrılmış beş standart moda sahiptir. Seçilen moda göre ışık yoğunluğu otomatik olarak uygulanır. Tabanca üzerindeki dijital göstergeden polimerizasyon süresi ve tipi ayarlanabilir. Işık cihazının yoğunluğu, her bir örnek polimerizasyonu öncesi, fiber optik uç ana kutu üzerindeki sensor işaretine konulduktan sonra, cihazın üzerinde yer alan bar göstergeden ölçülerek kontrol

edilmiştir. Dijital LCD göstergeli internal ışık yoğunluğu ölçerde değerler doğrudan okunur.

Çalışmamızda daha önce kullanılmamış yeni bir ışık ucu ve ışık cihazından yararlanılmıştır. Işık ucu kaviteye en yakın yerden dik açı ile her bir materyal için üretici firma talimatlarında bildirilen sürede uygulanmıştır. Kullanılan ışığın dalga boyu 500 nm olup, yoğunluğu  $1000 \text{ mW/cm}^2$  dir.

### **2.2.2. Hilux LEDMAX Işık Cihazı**

Çalışmada hazırlanan kompozit restorasyonların LED ışığı ile polimerizasyonunu sağlamak için Hilux LEDMAX (Benlioglu Dental, Ankara, Türkiye) kullanılmıştır. Cihaz, ana kutuya ilave olarak bir tabanca ve ucunda 11 mm çaplı,  $60^\circ$  eğimli fiber optik ışık ileticiden oluşmaktadır. Çalışmamızda yeni bir ışık ucu ve yeni açılmış bir cihazdan yararlanılmıştır. Cihaz kabloludur ve üzerinde ışık şiddetini ölçen radyometre yoktur. Bu nedenle her örnekten önce Hilux LED ışık ölçer ile yoğunluk değerleri ölçülmüştür (Hilux LEDMAX Dental Curing Light Meter, Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye). Işık ucu kaviteye en yakın yerden dik açı ile üretici firma talimatlarının verdiği sürede uygulanmıştır. Kullanılan ışığın dalga boyu 460-480 nm dalga boyunda, yoğunluğu  $800 \text{ mW/cm}^2$  dir.

### **2.3. Test Örneklerinin Hazırlanması**

Çalışmamızda 90 adet çürüksüz insan 3. molar dişi kullanıldı. Toplanan dişler 30 günü geçmeyecek sürede distile suda bekletildi. Dişlerin üzerinde kalan artık dokular ve diş taşları uzaklaştırıldıktan sonra mezial ve distal yüzeylerine kutu şeklinde Sınıf II kavite açıldı. Kavite genişlikleri bukko-lingual yönde tüberküller arası mesafenin  $2/3$ 'ü ve mezio-distal yönde diş uzunluğunun  $1/3$ 'ü olacak şekilde

planlandı. Gingival basamak mine-sement birleşimin 1 mm altına inilerek preparasyonlar dentinde sonlandırıldı. Preparasyonlar su soğutması altında (KG Sorensen 2134, Brazil) fissür frezleri kullanılarak yapıldı. Her 5 kaviteden sonra frezler değiştirildi. Bu şekilde toplam 180 tane kutu kavite açıldı.

### 2.3.1. Çalışma Dizaynı ve Restorasyon Grupları

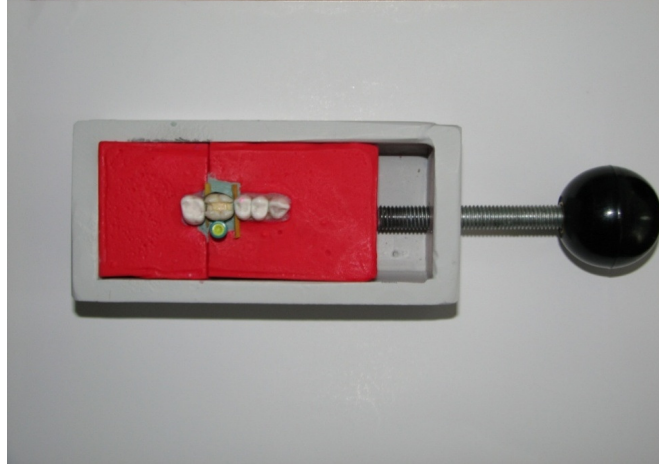
Sınıf II mesial ve distal kutu kavite açılmış 90 diş, rastgele 9 gruba bölündü ve çalışma düzeneği Çizelge 2.3' deki gibi hazırlandı.

Çizelge 2.3. Çalışma düzeneği

| Grup Adı | Kompozit Adı                             | Örnek sayısı (n) | Alt grup | Örnek sayısı (n) | Işık cihazı |
|----------|--|------------------|----------|------------------|-------------|
| Grup 1   | Clearfil AP X<br>Mikro-hibrit            | n=20             | A        | n=10             | Halojen     |
|          |  |                  | B        | n=10             | LED         |
| Grup 2   | Clearfil Majesty Esthetic<br>Nano-hibrit | n=20             | A        | n=10             | Halojen     |
|          |  |                  | B        | n=10             | LED         |
| Grup 3   | Spectrum TPH<br>Mikro-hibrit             | n=20             | A        | n=10             | Halojen     |
|          |  |                  | B        | n=10             | LED         |
| Grup 4   | CeramX Mono<br>Nano-hibrit               | n=20             | A        | n=10             | Halojen     |
|          |  |                  | B        | n=10             | LED         |
| Grup 5   | Herculite XRV<br>Mikro-hibrit            | n=20             | A        | n=10             | Halojen     |
|          |  |                  | B        | n=10             | LED         |
| Grup 6   | Herculite XRV Ultra<br>Nano-hibrit       | n=20             | A        | n=10             | Halojen     |
|          |  |                  | B        | n=10             | LED         |
| Grup 7   | Filtek Z250<br>Mikro-hibrit              | n=20             | A        | n=10             | Halojen     |
|          |  |                  | B        | n=10             | LED         |
| Grup 8   | Filtek Supreme XT<br>Nanofil             | n=20             | A        | n=10             | Halojen     |
|          |  |                  | B        | n=10             | LED         |
| Grup 9   | Filtek Silorane<br>Mikro-hibrit          | n=20             | A        | n=10             | Halojen     |
|          |  |                  | B        | n=10             | LED         |

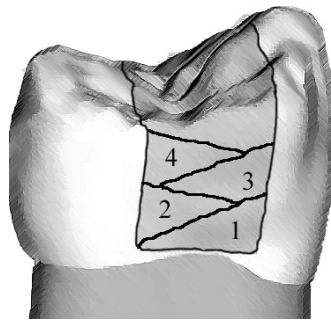
Dişler restoratif işlemlerin daha standart halde yapılabilmesi için hazırlanmış olan restorasyon kalıbına ağır kıvamlı ölçü maddesiyle birlikte oturtuldu. Restorasyon kalıbındaki akrilik dişlerle restore edilecek dişin uygun kontakt pozisyonuna gelmesi için kalıbın vidası ayarlandı (Resim 2.1). Daha sonra dairesel matriks bantları (Adapt

SuperCap Matrix no. 2182, Kerr-Hawe, Bioggio, Switzerland) yerleştirilerek kamalarla sıkıştırıldı.



Resim 2.1. Restorasyon kalıbı.

**Grup 1A:** Self-etch adeziv (Clearfil™ S<sup>3</sup>Bond) kaviteye uygulandı ve 20 s beklenildi. Daha sonra 10 cm uzaktan 5 s basınçlı hava uygulandı ve 10 s halojen ışık cihazı ile polimerize edildi. Daha sonra mikro-hibrit kompozit (Clearfil AP X) ile oblik inkremental teknik (Şekil 2.1) kullanılarak restorasyon tamamlandı. Her tabakaya halojen ışık cihazı ile 20 s ışık uygulandı.



Şekil 2.1. Oblik inkremental teknik.

**Grup 1B:** 1A grubundaki aynı malzemeler ve teknik kullanıldı, farklı olarak örnekler LED ışık cihazı ile aynı sürede polimerize edildi.

**Grup 2A:** Self-etch adeziv (Clearfil™ S<sup>3</sup>Bond) kaviteye uygulandı ve 20 s beklenildi, 10 cm uzaktan 5 s basınçlı hava uygulandı ve 10 s halojen ışık cihazı ile polimerize edildi. Daha sonra nano-hibrit kompozit (Clearfil Majesty Esthetic) ile oblik inkremental teknik kullanılarak restorasyon tamamlandı. Her tabakaya halojen ışık cihazı ile 20 s ışık uygulandı.

**Grup 2B:** 2A grubundaki aynı malzemeler ve teknik kullanıldı, farklı olarak örnekler LED ışık cihazı ile aynı sürede polimerize edildi.

**Grup 3A:** Self-etch adeziv (Xeno V) kaviteye 20 s boyunca hafif ovalayarak uygulandı. Daha sonra 10 cm uzaktan 5 s hafif hava uygulandı ve 20 s halojen ışık cihazı ile polimerize edildi. Daha sonra mikro-hibrit kompozit (Spectrum TPH) ile oblik inkremental teknik kullanılarak restorasyon tamamlandı. Her tabakaya halojen ışık cihazı ile 20 s ışık uygulandı.

**Grup 3B:** 3A grubundaki aynı malzemeler ve teknik kullanıldı, farklı olarak örnekler LED ışık cihazı ile aynı sürede polimerize edildi.

**Grup 4A:** Self-etch adeziv (Xeno V) kaviteye 20 s boyunca hafif ovalayarak uygulandı. Daha sonra 10 cm uzaktan 5 s hafif hava uygulandı ve 20 s halojen ışık cihazı ile polimerize edildi. Daha sonra nano-hibrit kompozit (CeramX Mono) ile oblik inkremental teknik kullanılarak restorasyon tamamlandı. Her tabakaya halojen ışık cihazı ile 20s ışık uygulandı.

**Grup 4B:** 4A grubundaki aynı malzemeler ve teknik kullanıldı, farklı olarak örnekler LED ışık cihazı ile aynı sürede polimerize edildi.

**Grup 5A:** Self-Etch adeziv (Optibond All-in-one) kaviteye 20 s boyunca ovalayarak uygulandı. Daha sonra 10 cm uzaktan 5 s hafif hava uygulandı ve 10 s halojen ışık cihazı ile polimerize edildi. Daha sonra mikro-hibrit kompozit (Herculite XRV) ile oblik inkremental teknik kullanılarak restorasyon tamamlandı. Her tabakaya halojen ışık cihazı ile 20 s ışık uygulandı.

**Grup 5B:** 5A grubundaki aynı malzemeler ve teknik kullanıldı, farklı olarak örnekler LED ışık cihazı ile aynı sürede polimerize edildi.

**Grup 6A:** Self-Etch adeziv (Optibond All-in-one) kaviteye 20 s boyunca hafif ovalayarak uygulandı. Daha sonra 10 cm uzaktan 5 s hafif hava uygulandı ve 10 s halojen ışık cihazı ile polimerize edildi. Daha sonra nano-hibrit kompozit (Herculite XRV Ultra) ile oblik inkremental teknik kullanılarak restorasyon tamamlandı. Her tabakaya halojen ışık cihazı ile 20 s ışık uygulandı.

**Grup 6B:** 6A grubundaki aynı malzemeler ve teknik kullanıldı, farklı olarak örnekler LED ışık cihazı ile aynı sürede polimerize edildi.

**Grup 7A:** Self-Etch adeziv (Adper SE Plus) kullanıldı. A şişesinde bulunan pembe renkli primer kavitenin bütün duvarlarına sürüldü, daha sonra B şişesinde bulunan self-etch adeziv 20 s boyunca hafif ovalayarak uygulandı ve pembe rengin kaybolması gözlenerek kontrol edildi . Daha sonra 10 cm uzaktan 10 s hafif hava uygulandı ve 10 s halojen ışık cihazı ile polimerize edildi. Daha sonra mikro-hibrit kompozit (Filtek Z250) ile oblik inkremental teknik kullanılarak restorasyon tamamlandı. Her tabakaya halojen ışık cihazı ile 20 s ışık uygulandı.

**Grup 7B:** 7A grubundaki aynı malzemeler ve teknik kullanıldı, farklı olarak örnekler LED ışık cihazı ile aynı sürede polimerize edildi.

**Grup 8A:** Self-Etch adeziv (Adper SE Plus) kullanıldı. A şişesinde bulunan pembe renkli primer kavitenin bütün duvarlarına sürüldü, daha sonra B şişesinde bulunan self-etch adeziv 20 s boyunca hafif ovalayarak uygulandı ve pembe rengin kaybolması gözlenerek kontrol edildi. Daha sonra 10 cm uzaktan 10 s hafif hava uygulandı ve 10 s halojen ışık cihazı ile polimerize edildi. Daha sonra nanodolduruculu kompozit (Filtek Supreme XT), oblik inkremental teknik ile restorasyon tamamlandı. Her tabakaya halojen ışık cihazı ile 20 s ışık uygulandı.

**Grup 8B:** 8A grubundaki aynı malzemeler ve teknik kullanıldı, farklı olarak örnekler LED ışık cihazı ile aynı sürede polimerize edildi.

**Grup 9A:** Self-Etch adeziv (Silorane System Adhesive) kullanıldı. A şişesinde bulunan self-etch primer kavitenin bütün duvarlarına sürüldü, 20 s beklenildikten sonra 10 cm uzaktan 10 s hafif hava uygulandı ve 10 s halojen ışık cihazı ile polimerize edildi. Daha sonra B şişesinde bulunan hidrofobik adeziv bütün yüzeylere uygulandı ve 20 s halojen ışık cihazı ile polimerize edildi. Siloran esaslı mikro-hibrit kompozit (Filtek silorane) ile oblik inkremental teknik kullanılarak restorasyon tamamlandı. Her tabakaya halojen ışık cihazı ile 40 s ışık uygulandı.

**Grup 9B:** 9A grubundaki aynı malzemeler ve teknik kullanıldı, farklı olarak örnekler LED ışık cihazı ile aynı sürede polimerize edildi.

Bütün restorasyonların, bitirme ve polisaj işlemi oklüzal bölgede tungsten lobut frez (Meisiinger 833F012, Germany) ile aproksimal bölgede bitim ve cila diskleri (Sof-Lex, 3M ESPE, St. Paul MN, USA) sıralı şekilde uygulanarak tamamlandı. Bitirme ve cila işlemleri su soğutması altında gerçekleştirildi. Her diş için abrazyon diskler değiştirildi.

Bitirme ve cila işlemlerinden sonra tüm örnekler 37°C’de distile suda 7 gün bekletildi. Bütün örnekler, 5-55°C ( $\pm 2^\circ\text{C}$ ) arasında 500 kez termal siklus uygulandı. Örnekler, 5°C ve 55°C’lik suya, her seferinde içinde 30 s kalacak şekilde bırakıldı.

Termal siklus uygulamasından sonra, örneklerin kök uçları akıcı bir kompozit rezin (Filtek Supreme XT Flow, 3M ESPE, St. Paul MN, ABD) ile kapatıldı, böylece bazik fuksinin foramen apikaleden ve yan kanallardan pulpa boşluğuna girmesi engellendi. İki tabaka tırnak cilası, restorasyon kenarlarına 1 mm yaklaşacak şekilde tüm diş yüzeylerine uygulandı.

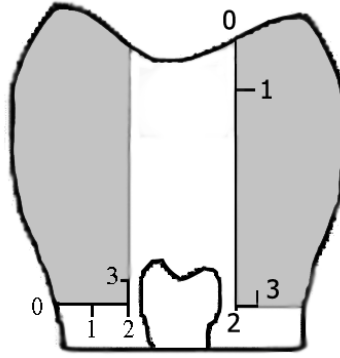
Bu işlemten sonra örnekler, % 0,5’lik bazik fuksin çözeltisinde 24 saat süreyle bekletildi. Daha sonra dişler akan suyun altında yıkanarak artık boya uzaklaştırıldı ve oda ısısında kurutuldu.

Dişlerden düzgün bir kesit alınabilmesi için hepsi şeffaf poliestere gömüldü. Dişler, kesit alma cihazı Micracut 175 (Metkon, Türkiye) ile mezio-distal doğrultuda restorasyonun ortasından geçecek şekilde su soğutmasıyla birlikte kesildi.

Boya penetrasyonun derecesi Çizelge 2.4’teki skor kriterleri kullanılarak stereomikroskop (Leica MZ12, Wetzlar, Almanya) altında 30 kez büyütmede (x30) incelendi ve mikrosızıntı skorlaması yapıldı. Mikrosızıntı skalası Şekil 2.2’te şematik olarak gösterilmektedir.

Çizelge 2.4. Mikrosızıntı skor kriterleri

| Oklüzal Kenar Mikrosızıntı Skoru  | Tanımlama  |
|-----------------------------------|--|
| 0                                 | Boya sızıntısı yoktur  |
| 1                                 | Minede kalan boya sızıntısı vardır                                     |
| 2                                 | Dentine kadar ulaşan boya sızıntısı vardır                             |
| 3                                 | Mine, dentin ve pulpaya kadar ulaşan boya sızıntısı vardır             |
|                                   |  |
| Gingival Kenar Mikrosızıntı Skoru | Tanımlama  |
| 0                                 | Boya sızıntısı yoktur  |
| 1                                 | Servikal tabanın yarısına kadar boya sızıntısı vardır                  |
| 2                                 | Servikal duvar boyunca boya sızıntısı vardır                           |
| 3                                 | Servikal taban ve aksiyal duvardan pulpaya kadar boya sızıntısı vardır |



Şekil 2.2. Mikrosızıntı skalası

Mikrosızıntı skorları Kruskal-Wallis H ve Mann-Whitney U testleri kullanılarak istatistiksel değerlendirmeye tabi tutuldu.

### 3. BULGULAR

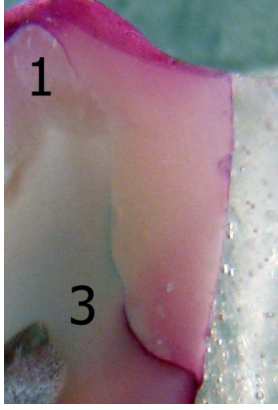
Mikro-hibrit ve nanohibrit kompozit rezinlerin, halojen ve LED ışık cihazları ile polimerize edildiği ve daha sonra boya penetrasyon yöntemi ile mikrosızıntılarının incelendiği bu çalışmada elde edilen değerler Kruskal-Wallis H ve Mann-Whitney-U testleri ile analiz edilmiş ve gruplar arasında farklı sonuçlar olduğu bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Tüm istatistiksel değerlendirmeler Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Bilim Dalında yapılmıştır.

#### 3.1. Test Sonuçlarının Değerlendirilmesi

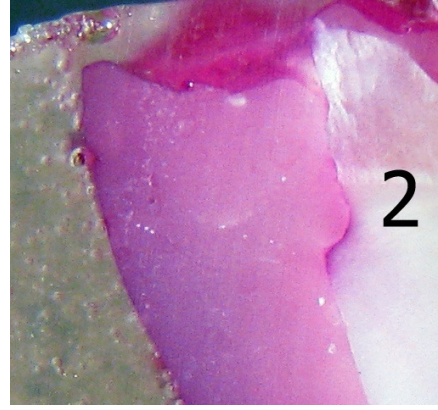
Çalışmada hazırlanan toplam 180 örneğin mikrosızıntı skorlamaları kullanılarak elde edilen oklüzal ve gingival sızıntı değerleri Çizelge 3.1 de ve 3.2 de gösterilmiştir. Resim 3.1, 3.2, 3.3, 3.4 bazı örneklerin mikrosızıntılarını göstermektedir.

Çizelge 3.1. Oklüzal kenardaki mikrosızıntı skorları

| Gruplar                                 | Işık Cihazı | Örnek sayısı (n) | Oklüzal Kenardaki Mikrosızıntı Skorları |   |   |   |
|---|-------------|------------------|---|---|---|---|
|   |             |                  | 0                                       | 1 | 2 | 3 |
| Grup 1 Clearfil AP X (Mikrohibrit)      | Halojen     | 10               | 9                                       | 1 | 0 | 0 |
|   | LED         | 10               | 10                                      | 0 | 0 | 0 |
| Grup 2 Clearfil Majesty (Nanohibrit)    | Halojen     | 10               | 10                                      | 0 | 0 | 0 |
|   | LED         | 10               | 10                                      | 0 | 0 | 0 |
| Grup 3 Spectrum TPH (Mikrohibrit)       | Halojen     | 10               | 9                                       | 1 | 0 | 0 |
|   | LED         | 10               | 9                                       | 0 | 1 | 0 |
| Grup 4 CeramX Mono (Nanohibrit)         | Halojen     | 10               | 10                                      | 0 | 0 | 0 |
|   | LED         | 10               | 10                                      | 0 | 0 | 0 |
| Grup 5 Herculite XRV (Mikrohibrit)      | Halojen     | 10               | 9                                       | 1 | 0 | 0 |
|   | LED         | 10               | 9                                       | 1 | 0 | 0 |
| Grup 6 Herculite XRV Ultra (Nanohibrit) | Halojen     | 10               | 10                                      | 0 | 0 | 0 |
|   | LED         | 10               | 10                                      | 0 | 0 | 0 |
| Grup 7 Filtek Z250 (Mikrohibrit)        | Halojen     | 10               | 10                                      | 0 | 0 | 0 |
|   | LED         | 10               | 10                                      | 0 | 0 | 0 |
| Grup 8 Filtek Supreme XT (Nanohibrit)   | Halojen     | 10               | 9                                       | 1 | 0 | 0 |
|   | LED         | 10               | 9                                       | 0 | 1 | 0 |
| Grup 9 Filtek Silorane (Mikrohibrit)    | Halojen     | 10               | 10                                      | 0 | 0 | 0 |
|   | LED         | 10               | 10                                      | 0 | 0 | 0 |



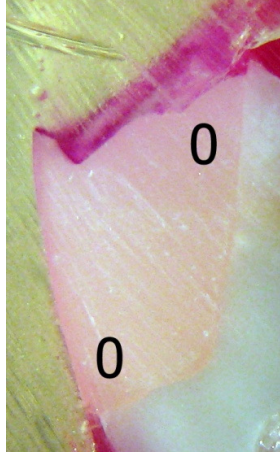
Resim 3.1. Oklüzal kenarda minede, gingival kenarda pulpaya gelen sızıntı.



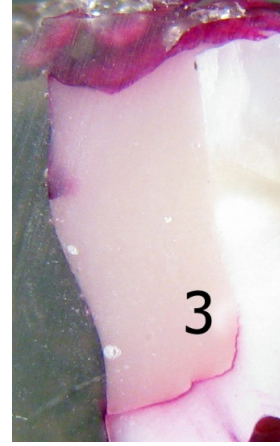
Resim 3.2. Oklüzalde dentine ulaşan sızıntı

Çizelge 3.2. Gingival kenardaki mikrosızıntı skorları

| Gruplar                                 | Işık Cihazı | Örnek sayısı (n) | Gingival Kenardaki Mikrosızıntı Skorları |   |   |   |
|---|-------------|------------------|--|---|---|---|
|   |             |                  | 0  | 1 | 2 | 3 |
| Grup 1 Clearfil AP X (Mikrohibrit)      | Halojen     | 10               | 0  | 4 | 5 | 1 |
|   | LED         | 10               | 1  | 7 | 2 | 0 |
| Grup 2 Clearfil Majesty (Nanohibrit)    | Halojen     | 10               | 8  | 1 | 0 | 1 |
|   | LED         | 10               | 1  | 5 | 4 | 0 |
| Grup 3 Spectrum TPH (Mikrohibrit)       | Halojen     | 10               | 0  | 0 | 4 | 6 |
|   | LED         | 10               | 0  | 0 | 1 | 9 |
| Grup 4 CeramX Mono (Nanohibrit)         | Halojen     | 10               | 1  | 1 | 2 | 6 |
|   | LED         | 10               | 0  | 1 | 5 | 4 |
| Grup 5 Herculite XRV (Mikrohibrit)      | Halojen     | 10               | 0  | 1 | 9 | 0 |
|   | LED         | 10               | 1  | 0 | 3 | 6 |
| Grup 6 Herculite XRV Ultra (Nanohibrit) | Halojen     | 10               | 5  | 3 | 1 | 1 |
|   | LED         | 10               | 2  | 4 | 2 | 2 |
| Grup 7 Filtek Z250 (Mikrohibrit)        | Halojen     | 10               | 4  | 6 | 0 | 0 |
|   | LED         | 10               | 7  | 1 | 2 | 0 |
| Grup 8 Filtek Supreme XT (Nanohibrit)   | Halojen     | 10               | 7  | 3 | 0 | 0 |
|   | LED         | 10               | 2  | 3 | 4 | 1 |
| Grup 9 Filtek Silorane (Mikrohibrit)    | Halojen     | 10               | 10                                       | 0 | 0 | 0 |
|   | LED         | 10               | 9  | 1 | 0 | 0 |



Resim 3.3. Oklüzalde ve gingivalde sızıntı yok.



Resim 3.4. Gingival kenarda 3 skoru alan sızıntı görüntüsü

Yapılan Kruskal-Wallis H değerlendirmesinde oklüzal kenardaki sızıntılar için ışık cihazları ve kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını ( $p>0,05$ ), gingival kenardaki sızıntılar için ışık cihazları ve kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğunu göstermektedir (Çizelge 3.3, 3.4) ( $p<0,05$ ).

Çizelge 3.3. Farklı ışık cihazlarının kompozitlerin gingival sızıntı skorlarına etkisinin değerlendirilmesi

| Işık kaynağı |                              | GRUP 1<br>Clearfil<br>AP X | GRUP 2<br>Majesty<br>Esthetic | GRUP 3<br>Spectrum<br>TPH | GRUP 4<br>CeramX<br>Mono | GRUP 5<br>Herculite<br>XRV | GRUP 6<br>Herculite<br>XRV Ultra | GRUP 7<br>Filtek<br>Z250 | GRUP 8<br>Filtek<br>Supreme | GRUP 9<br>Filtek<br>Silorane |
|--------------|------------------------------|----------------------------|-------------------------------|---------------------------|--------------------------|----------------------------|----------------------------------|--------------------------|-----------------------------|------------------------------|
| Halojen      | Sıra ortalaması<br>n=10      | 12,8                       | 7,25                          | 9                         | 11,05                    | 7,85                       | 8,8                              | 11,4                     | 7,25                        | 10                           |
| LED          | Sıra ortalaması<br>rank n=10 | 8,2                        | 13,75                         | 12                        | 9,95                     | 13,15                      | 12,2                             | 9,6                      | 13,75                       | 11                           |
|              | p değeri                     | 0,051                      | 0,009 *                       | 0,131                     | 0,649                    | 0,021 *                    | 0,178                            | 0,445                    | 0,009 *                     | 0,317                        |

\* Halojen ve LED ışık cihazları arasında gingival sızıntı skorları bakımından istatistiksel fark anlamlıdır ( $p<0,05$ ).

Grup 2, Grup 5 ve Grup 8'de Halojen ile LED ışık cihazı arasındaki sızıntı farkı istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Halojen ışık cihazı bu gruplarda gingival kenarda daha az mikrosızıntı değerleri göstermiştir.

Grup 1, Grup 3, Grup 4, Grup 6, Grup 7 ve Grup 9 Halojen ve LED ışık cihazları gingival sızıntı skorları açısından istatistiksel fark göstermemiştir ( $p>0,05$ ).

Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit grupları arasındaki istatistiksel farklılıklar Çizelge 3.4’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.4. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen grupların birbirleriyle gingival sızıntı skorları açısından karşılaştırılması

| Gruplar | Kompozit Rezin            | Halojen<br>Sıra ortalaması (n=10) |
|---------|---------------------------|-----------------------------------|
| 1       | Clearfil AP X             | 58,80 <b>a</b>                    |
| 2       | Clearfil Majesty Esthetic | 27,20 <b>bd</b>                   |
| 3       | Spectrum TPH              | 75,80 <b>c</b>                    |
| 4       | CeramX Mono               | 69,10 <b>ac</b>                   |
| 5       | Herculite XRV             | 63,00 <b>a</b>                    |
| 6       | Herculite XRV Ultra       | 37,30 <b>b</b>                    |
| 7       | Filtek Z250               | 34,20 <b>b</b>                    |
| 8       | Filtek Supreme XT         | 26,10 <b>db</b>                   |
| 9       | Filtek Silorane           | 18,00 <b>d</b>                    |

Aynı sütündeki aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel fark yoktur ( $p>0,05$ )

Halojen ışık cihazı kullanıldığı zaman gingival kenarda en düşük sızıntı değerleri Grup 9 (Silorane-mikrodoldurucu), Grup 8 (Supreme XT-nanodoldurucu) ve Grup 2 (Majesty-nanodoldurucu)’de gözlenmiştir ve aralarında istatistiksel fark yoktur. En yüksek sızıntı değerleri Grup 3 (Spectrum TPH-mikrodoldurucu) ve Grup 4 (Ceram X-nanodoldurucu) gruplarında bulunmuştur. Grup 8 (Supreme XT-nanodoldurucu), Grup 7 (Z250-mikrodoldurucu), Grup 6 (Herculite XRV Ultra-nanodoldurucu) ve Grup 2 (Majesty-nanodoldurucu) arasında ve Grup 1 (Clearfil AP X-mikrodoldurucu) ile Grup 5 (Herculite XRV-mikrodoldurucu) arasında da istatistiksel farklılık bulunmamaktadır.

LED ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit grupları arasındaki istatistiksel farklılıklar Çizelge 3.5’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.5. LED ışık cihazı ile polimerize edilen grupların birbirleriyle gingival sızıntı skorları açısından karşılaştırılması

| Gruplar |                           | LED<br>Sıra ortalaması (n=10) |
|---------|---------------------------|-------------------------------|
| 1       | Clearfil AP X             | 36,75 <b>yx</b>               |
| 2       | Clearfil Majesty Esthetic | 41,25 <b>x</b>                |
| 3       | Spectrum TPH              | 77,25 <b>z</b>                |
| 4       | CeramX Mono               | 63,75 <b>w</b>                |
| 5       | Herculite XRV             | 66,00 <b>zw</b>               |
| 6       | Herculite XRV Ultra       | 43,50 <b>x</b>                |
| 7       | Filtek Z250               | 23,25 <b>yu</b>               |
| 8       | Filtek Supreme XT         | 43,50 <b>x</b>                |
| 9       | Filtek Silorane           | 14,25 <b>u</b>                |

Aynı sütündeki aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel fark yoktur ( $p>0,05$ )

LED ışık cihazı kullanıldığı zaman, gingival kenarda en düşük sızıntıyı Grup 9 (Silorane-mikrodolduruculu) ve Grup 7 (Z250-mikrodolduruculu) göstermiştir ve istatistiksel olarak diğer bütün gruplardan farklıdır. En yüksek sızıntı değerleri Grup 3 (Spectrum TPH-mikrodolduruculu) ve Grup 5 (Herculite XRV- mikrodolduruculu) örneklerinde gözlenmiştir ve istatistiksel olarak diğer gruplardan farklıdır ( $p<0,05$ ). Grup 7 (Z250-mikrodolduruculu) ile Grup 1 (Clearfil AP X-mikrodolduruculu) arasında istatistiksel farklılık bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Yine Grup 1 (Clearfil AP X-mikrodolduruculu), Grup 2 (Majesty- nanodolduruculu), Grup 6 (Herculite XRV Ultra-nanodolduruculu) ve Grup 8 (Supreme XT-nanodolduruculu) arasında istatistiksel farklılık bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

#### 4. TARTIŞMA

İlk defa Bowen (1964) tarafından geliştirilen kompozit rezin, ilk uygulamalarını Buonocore (1955)'un yaptığı mine yüzeyine "asit etch" tekniği ve Fusayama ve ark. (1979) canlı dentin dokusuna yüzey düzenleyici olarak asit kullanılmasını önermeleri, kompozitlerle ilgili birçok tartışmanın, araştırmanın ve bugünkü gelişmelerin başlangıcı olarak kabul edilmektedir.

Değişik adlarda ve farklı kimyasal yapılarda olan kompozitler, diş sert dokularında çeşitli sebeplerle oluşan madde kayıplarını ve buna bağlı olarak kaybolan estetik ve fonksiyonel eksiklikleri geri kazandırmak amacıyla kullanılırlar. Kompozit rezinlerin hiçbir kenar aralığı oluşturmadan diş dokusuna bağlanması en çok istenilen hedefdir. Olası bir mikro aralık ve buna bağlı gelişen mikrosızıntı; mikroorganizmaların invazyonuna, postoperatif duyarlılığa, sekonder çürüklere ve pulpada iltihabi değişikliklere neden olabilecektir (Going, 1972). Ne yazık ki mikro aralık ve buna bağlı olarak gelişen mikrosızıntı, diğer restoratif materyallerde olduğu gibi kompozit restorasyonlar için de önemli bir problemdir. Günümüzde; kompozit restorasyonlardaki mikrosızıntının elimine edilebilmesi için farklı uygulama teknikleri, yeni geliştirilen ışık cihazları ve materyaller ile birçok araştırmaya konu olmaktadır.

Bu çalışmada halojen ve LED ışık cihazları ile polimerize edilmiş nanodoldurucu ve mikrodoldurucu kompozit rezinler ile farklı bir kimyasal yapıya sahip olan siloran esaslı bir kompozit rezin, Sınıf II kutu kaviterlerde oklüzal ve gingival kenarlardaki mikrosızıntı yönünden incelenmiştir.

Çok sayıda mikrosızıntı araştırmasını derleyen Türkün ve Ergücü (2004), 1997-2002 yılları arasında 11 uluslararası dergide yayınlanmış, direkt estetik restoratif materyaller ile yapılmış 84 *in-vitro* çalışmayı değerlendirmeye almışlardır. Araştırmalarında mikrosızıntı çalışmalarındaki gereç ve yöntemler değerlendirilmiştir. Araştırma sonuçlarına göre en çok kullanılan dişler insan

premolar ve molar dişlerdir. Gruplardaki örnek sayısı genellikle 10'dur. Dişler preparasyondan önce su, distile su (24°C, 37°C, 60°C), %30 steril salin (37°C'de) veya timol gibi çözeltilerde saklanmıştır.

Çalışmamızda da her grup için 10 adet insan 3. molar dişi kullanılmış olup, çekildikten sonra en fazla 30 gün 24°C de distile suda bekletilmişlerdir.

Sınıf II kutu kavitelemeler, arka grup kompozit restorasyonlar için klasik mezio-oklüzal ya da disto-oklüzal kavitelere nazaran daha konservatif olmaları ve amalgam dolguların gerek duyduğu gibi ek bir retansiyon sahasına gerek duymamaları nedenleri ile günümüzde yaygın olarak tercih edilmektedirler. Biz de bu nedenle çalışmamızda Sınıf II kutu kaviteyi tercih ettik.

Yapılan mikrosızıntı çalışmalarının hemen hemen hepsinde dentin kenarlarında gözlenen sızıntı, mine kenarlarında gözlenen sızıntıdan daha fazladır (Hilton ve ark., 1997; Hürmüzlü ve ark., 2002; Besnault ve Attal, 2003; Civelek ve ark., 2003; Nalçacı ve ark., 2005; Peris ve ark., 2003; Erdilek ve ark., 2009; Radhika ve ark., 2010; Rodriguez ve ark., 2010). Test edilecek materyallerin klinik performanslarını daha belirgin bir biçimde incelemek için Sınıf II, kavite tabanını dentin bölgesini içine alacak şekilde preparasyonlar yapılmıştır.

Adezyon, dişhekimliğinin en önemli konularından biri olarak her zaman güncelliğini korumaktadır. Adezyonun başarılması ile birçok sorunun biteceği inancı, çalışmaların bu konunun üzerine yoğunlaşmasına neden olmuştur. Mine dokusuna asit uygulamakla artan mikromekanik bağlanmanın dentin dokusunda da gerçekleştirilmesi amacıyla ilk defa Fusayama ve ark. (1979), dentine asit uygulamıştır. Stanford (1971)'un hiçbir restoratif materyalin diş dokusuyla kimyasal bağ oluşturamayacağını ileri sürmesine rağmen, dentine hem mekanik hem de kimyasal olarak bağlanabilen dentin bonding ajanlar geliştirilmiştir.

Dentin dokusu incelendiğinde; %70'i hidroksilapatit, %20'si kollagen ve peptitlerin oluşturduğu organik kısım ve %10'u su olan bir yapı gözlenir (Watanabe ve

Nakabayashi, 1994). Kompozit ile dentin arasındaki bağlanma sağlamak amacıyla geliştirilen ilk dentin adeziv sistemleri, dentin dokusundaki inorganik yapıya bağlanma amacıyla üretilmişlerdir, fakat istenilen başarı elde edilememiştir. Dentinin organik kısmı ile de bağlanması istenilen dentin bonding ajanların yapısına aldehidler ilave edilerek, dentin kollagenlerinin amino gruplarına bağlanması sağlanmıştır. Dentin adeziv sistemlerinin yapısında bulunan aktif hidrojen monomerleri dentin yüzeyindeki su ile reaksiyona girerek diğer monomerlerin dentin kollagenleriyle kimyasal olarak bağ yapmasını sağlar. Bu amaçla dentin adeziv sistemlerinin yapısına gluteraldehid ve HEMA monomerleri ilave edilerek dentinle 18 MPa'lık bağlanma sağlanmıştır (Asmussen, 1985).

Kompozit rezinin polimerizasyonu sırasında oluşan kontraksiyon kuvvetlerine karşı direnmek ve restorasyon ile diş arasında hiçbir kenar aralığı oluşmadan güçlü bir bağlanma sağlayabilmek için dentin adeziv sistemlerinin, dentin ile 20 MPa üzerinde bir kuvvetle bağlanması istenir (Barkmeier ve Cooley, 1992; Burrow ve ark., 1994). Dentin dokusuna olan bağlanma gücünü arttırmak ve mikrosızıntıyı engellemek için yapılan çalışmalar, smear tabakasının uzaklaştırılmasını gündeme getirmiştir (Nakabayashi ve Takarada, 1992; Nakabayashi ve ark., 1992; Van Meerbeek ve ark., 1992). Uzun yıllar smear tabaka uzaklaştırma yöntemleri ile bu uygulamanın olumlu veya olumsuz etkileri değerlendirilmiştir. Hem mineye hem de dentine asit uygulayarak smear tabakayı tamamen uzaklaştırmayı hedefleyen bu teknik “total etch” olarak isimlendirilmiştir (Van Meerbeek ve ark., 1992).

Total etch sisteminde kullanılan 3 basamaklı bonding işlemi, her ne kadar “altın standart” olarak kabul edilse de bazı dezavantajlar, self-etch sistemlerin gelişimini başlatmıştır. Bu dezavantajlar arasında teknik hassasiyetlerinin yüksek olması, ek basamaklar gerektirmesi sayılabilir (De Munck ve ark., 2005). Asitleme işleminden sonra yıkamak en önemli sorunlar arasındadır. Diş dokusunu fazla kurutmamak gerektiği gibi gereğinden fazla da ıslak bırakmamak gerekir (Pioch ve ark., 1999; Toledano ve ark., 2000). Bu dezavantajlar olası kompozit restorasyon sorunlarının nedeni olarak gösterildiğinden, yıkanmayan asidik monomerler içeren self-etch sistemler, alternatif bir yaklaşım olarak kullanıma sunulmuştur. Bu uygulama ile

yıkama aşaması ortadan kaldırıldığı için uygulama zamanı kısalmış, teknik hassasiyet ve hata olasılığı azalmış olur (De Munck ve ark., 2005). Self-etch sistemler, içerdikleri asidik monomerlerin karboksil ve fosfat fonksiyonel grupları ile hidroksiapatit dokusuyla kimyasal ilişkiye girer (Tagawa ve ark., 2004). Bu kimyasal bağlantı da restorasyonun kalıcılığı açısından önemlidir. Günümüzde birçok üretici firma, araştırma ve geliştirme çalışmalarını self-etch adeziv sistemler üzerinde yoğunlaştırmıştır. Adeziv sistemlerinin gelişimi, dentinin morfolojik yapısına göre farklılık gösterse de (Van Meerbeek ve ark., 1994) kompozit restorasyonların başarı düzeyini arttırmaktadır.

Bu gelişmelere paralel olarak birçok çalışmada (Deliperi ve ark., 2004; Loguercio ve ark., 2004; Yazıcı ve ark., 2004; Demirci ve ark., 2007; Korkmaz ve ark., 2007; Gerdolle ve ark., 2008; Yazıcı ve ark., 2008; Erdilek ve ark., 2009) olduğu gibi çalışmamızda da her firmanın kendi tek aşamalı self-etch adeziv sistemi kullanılmıştır. Farklı olarak, siloran kimyasına sahip kompozit sisteminin piyasada tek olması ve bu kimyaya uygun üretici firmanın ürettiği tek adeziv sistemin iki aşamalı self-etch sistem olması nedeni ile bu grup örneklerin hazırlanmasında iki aşamalı self etch adeziv sistem kullanılmıştır.

Sınıf II restorasyonlar için kompozit türünün seçimi de önemlidir. Restoratif amaçla kullanılan birçok değişik isimde ve farklı kimyasal yapıda kompozit rezinler varsa da hangisinin daha uygun olacağı uzun yıllar tartışma konusu olmuştur. Kompozit rezinlerin kimyasal kompozisyon farklılıkları, fiziksel ve mekanik özelliklerini değiştirebilmektedir (Willems ve ark., 1993; Bayne ve ark., 1994). Yüksek seviyede doldurucu eklemek materyali güçlendirip elastik modülünü arttırırken, polimerizasyon büzülmesini, termal genleşme katsayısını ve su emilimini azaltmaktadır (Feilzer ve ark., 1990; Feilzer ve ark., 1995; Davidson ve Feilzer, 1997; Mortier ve ark., 2004). Ancak submikron boyutlu parçaların rezin matrikse katılması sınırlıdır (Leinfelder, 1995). Nanoteknolojinin gelişimi ve nano boyutlardaki parçacıkların kompozit yapının içine yüksek oranda yüklenmesi doldurucu oranının artmasını sağlamıştır (Jung ve ark., 2007).

Birçok sızıntı çalışması olmasına rağmen nanodoldurucu içeren ve içermeyen kompozitlerin mikrosızıntı açısından karşılaştırıldığı çalışma sayısı çok değildir. Bu çalışmalardan bazılarında nanodoldurucu içeren ve içermeyen kompozitler arasında fark bulunurken (Yamazaki ve ark., 2006), bazı çalışmalarda ise fark bulunamamıştır (Hardan ve ark., 2009; Sadeghi, 2009). Nanodoldurucuların gelişimi ve yapı içinde artan doldurucu oranı sonucunda, monomer oranının düşmesi, dolayısıyla büzülmenin azalması, daha az artık monomer, daha az su emilimi, renk sabitliği gibi birçok faktörü etkileyeceği hipotezinden yola çıkarak çalışmamızda; aynı firmanın nanodoldurucu içeren ve içermeyen iki kompozit türü mikrosızıntı yönüyle incelenmiştir.

Kompozit rezinin Sınıf II kavitelere yerleştirilirken hangi tekniğin kullanılması gerektiği de ayrı bir tartışma konusudur. Kompozit rezini kaviteye tek bir kütle (bulk) şeklinde yerleştirmeye oranla tabakalar halinde yerleştirmek ile, polimerizasyon büzülme streslerini daha iyi kontrol edebileceği ve restorasyon ile diş sert dokuları arasındaki büzülme aralıklarını azaltabileceği düşünülmektedir (Taylor ve Lynch, 1993). Tabakalama teknikleri özellikle Sınıf I ve Sınıf II kavitelere polimerizasyon büzülme stresini en aza indirmek için uygulanan teknikler olarak kabul edilirler (Jordan ve Suzuki, 1991; Baratieri ve ark., 1998). Yüksek bir C-faktör oranı kompozit rezinin akıcılık özelliğini sınırlamakta ve bu nedenle de büzülme stresini arttırmaktadır (Feilzer ve ark., 1987; Feilzer ve ark., 1993). Bu teknikte amaç, C-faktörünü ve ışık ile polimerize olan kompozit miktarını düşürmek ve sonuç olarak da polimerizasyon büzülme stresini azaltmaktır (Hansen, 1986; Kemp-Scholte ve Davidson, 1990; Lutz ve ark., 1991; Mangum ve ark., 1994; Carvalho ve ark., 1996). Yapılan bir çok *in vitro* çalışmada, kompozit rezini tabakalar halinde yerleştirilmesinin, kütleli yerleştirmeye oranla adaptasyonun daha iyi ve daha az mikrosızıntı olduğu bildirilse de (Crim ve Chapman, 1986; Crim, 1991; Versluis ve ark., 1996; Winkler ve ark., 1996; Aranha ve Pimenta, 2004; Owens ve Johnson, 2005; Yamazaki ve ark., 2006) bazı araştırmalarda da fark olmadığı açıklanmıştır (Eakle ve Ito, 1990; Sensi ve ark., 2005; Pfeifer ve ark., 2006; Duarte JR ve ark., 2007). Kompozit rezinin farklı yerleştirme tekniklerinin mikrosızıntı açısından incelendiği çalışmalarda; Ghavamnasiri ve ark. (2007), matris sistemlerinin paralel

tabakalama tekniğine göre farklılıklarını incelemişler ve teknikler arasında istatistiksel fark bulamamışlardır. Aranha ve Pimenta (2004) ise, tüm gruplarda sızıntı bulurken, mine dokusunun olduğu yerde dentine göre daha az sızıntı olduğunu saptamış, minede oluşan sızıntının da paralel tabakalama tekniği ile tek parça uygulama teknikleri arasında istatistiksel fark oluşturmadığını açıklamışlardır. Amaral ve ark. (2002) ışık cihazlarına bağlı kalmaksızın paralel tabakalama tekniğinin tek parça uygulama tekniğinden daha iyi olduğunu gözlemlemişlerdir. Jedrychowski ve ark. (2001), Sınıf II kaviterde dört farklı (Oblik, horizontal, tek parça, modifiye vertikal) yerleştirme tekniğini fotoelastik model ile stres analizini inceledikleri çalışmalarında, en az stresin tek parça yerleştirme tekniğinde olduğunu, diğer yerleştirme teknikleri arasında da istatistiksel fark olmazken, hiçbir örnekte kenar sızıntısı ve aralanma bulmadıklarını açıklamışlardır. Hilton ve ark. (1997) yerleştirme tekniği ne olursa olsun sızıntının olduğunu, bu sızıntının dentin dokusunda daha da arttığını fakat sızıntı farklılıklarının istatistiksel olarak anlam ifade etmediğini açıklamışlardır.

Bağış ve ark. (2007), farklı yerleştirme tekniklerinin mikrosızıntıyı engellemede yeterli olmadığını, oluşan sızıntının da mine kavite kenarı ve dentin kavite kenarı için istatistiksel fark oluşturmadığını göstermiştir. Birçok çalışma, özellikle oblik inkramental tekniğin kompozitin büzülme stresine karşı direnç oluşturduğunu ve bu nedenle marjinal adaptasyonu geliştirdiğini göstermektedir (Hansen, 1986; Lutz ve ark., 1991). Yine de oblik inkramental teknikte, C-faktörü azaltılmaya çalışılsa da aksiyel, lingual, bukkal ve servikal duvarlar bağlanan yüzeylerdir ve bu nedenle büzülme stresi kaçınılmazdır (Szep ve ark., 2001). Bir çalışma özellikle oklüzal kaviterde horizontal inkramental tekniğin diğer tekniklerden daha başarılı olduğunu iddia etmesine rağmen (Duarte ve Saad., 2008) başka bir çalışmada bu yöntemin C-faktörünü arttırdığı ve kavite duvarları arasında en yüksek stresi oluşturduğu iddia edilmektedir (Tjan ve ark., 1992). Diğer yandan bazı çalışmalar bulk tekniğinin daha az kontraksiyon stresi ve daha az marjinal mikrosızıntıya sebep olduğunu göstermektedir (Mangum ve ark., 1994; Winkler ve ark., 1996). Bazı araştırmacılar bulk tekniğinin kaviteyi tamamen doldurduğunu ve bu nedenle de inkramental tekniğe göre daha az büzülme stresi oluşturacağını iddia etmektedirler (Katona ve

Winkler, 1994; Katona ve ark., 1996; Winkler ve ark., 1996). Bunlara rağmen özellikle derin kavitelere bulk tekniği uygulandığında, ışık yoğunluğunun derinlerde azalması nedeniyle kompozitin tabanda tamamen polimerizasyonu söz konusu olamamaktadır (Reis ve ark., 2003; Nikolaenko ve ark., 2004; Tsai ve ark., 2004; He ve ark., 2007). Tjan ve ark. (1992) gingival marjine adaptasyonu geliştirmede ne inkremental tekniklerin ne de bulk tekniğinin yeterli olmadığını fakat kompozitin tam polimerizasyonunun inkremental teknikle gerçekleştiğini öne sürmüşlerdir.

Çalışmamızda da teorik olarak daha düşük C-faktörüne sahip olması ve diğer tabakalama tekniklerinin, kanıtlanmış daha üstün özelliklerinin olmaması nedeniyle oblik inkremental teknik tercih edilmiştir.

Restorasyonların başarısı için kullanılan adeziv ve kompozit türü kadar önemli olan bir diğer konu da hangi ışık cihazının kullanılacağıdır. Görünür ışık cihazları, diş hekimliğinde kompozit rezinlerin ve adezivlerin polimerizasyonu dışında ışığa duyarlı diğer restoratif ve koruyucu materyallerin polimerizasyon ve aktivasyonunda kullanılmaktadır. Değişik görünür ışık cihazlarının kompozit rezinlerin mikrosızıntısı üzerine pek çok çalışma yapılmıştır. Bizim çalışmamızda günümüzde yaygın olarak kullanılan halojen ve LED ışık cihazları seçilmiştir. PAC ışık cihazları, siloran restoratif sistemi için üretici firma önermediğinden bu çalışmaya dahil edilmemiştir.

Kompozit restorasyonların tamamlanmasının ardından, klinik koşulları sağlamak açısından bitirme ve cila işlemleri uygulanmıştır. Bazı çalışmalarda kuru yapılan bitirme ve cila işlemlerinin mikrosızıntı değerlerini olumsuz yönde etkilemesi nedeniyle (Davidson ve ark., 1981; Yu ve ark., 1990; Dodge ve ark., 1991) çalışmamızda gingival kenarlarda 3M Sof-Lex cila diskleri, oklüzal kenarlarda ise lobut şeklindeki tungsten bitirme frezleri su soğutması altında kullanılmıştır.

Goodis ve ark. (1993)'na göre örnekleri 7 gün 24°C'de distile suda bekletmek restorasyonun ağız içerisinde hizmet verme süresine yakındır ve mikrosızıntıya etkisi ya yoktur ya da çok azdır. Bu nedenle bitirme ve cila işlemlerin ardından termal siklus uygulamasından önce örnekler 7 gün 24°C'de distile suda bekletilmiştir.

Wendt ve ark. (1992), dişler ile restoratif materyallerin ısıl genişleme katsayılarının farklı olduğunu, mikrosızıntı çalışmalarında ağız içi şartlarını sağlayabilmek için farklı ısı değişimleri uygulamasının gerekliliğini savunmaktadırlar. Crim ve Garcia-Godoy (1987) termal siklus hakkında yaptıkları çalışmada 100 ve 1500 termal siklus arasında boya penetrasyonu açısından fark bulmamışlardır. Pazinato ve ark. (2003) termal siklus sayısı ile mikrosızıntı arasında korelasyon olmadığını göstermişlerdir. Yine Crim ve ark. (1985) banyoda kalış süresinin boya penetrasyon derecesine etki etmediğini söylemişlerdir. Çalışmamızda ISO TR 11450 standartlarına uygun olarak 5°C ile 55°C arasında 500 döngümlük suni yaşlandırma etkisi olan termal siklus kullanılmıştır. Banyoda kalma süresi (dwell time) 30 s' dir.

Bir restorasyonun başarısındaki en önemli unsurlardan biri, kavite kenarlarını sızıntı göstermeyecek şekilde örtebilmesidir. Metakrilat bazlı kompozitlerin, serbest radikal polimerizasyonları sırasında moleküllerin birbirlerine yaklaşmaları sonucunda hacimsel bir büzülme gerçekleşir. Bu hacimsel büzülme %2'den %5'e kadar olabilmektedir ve diş-restorasyon arayüzünde strese neden olabilmektedir (Labella ve ark., 1999; Watts ve al Hindi, 1999; Dennison ve ark., 2000; Weinmann ve ark., 2005). Polimerizasyon büzülme stresleri, restorasyonu diştan ayırabilecek kuvvetler oluşturabilmektedir. Bu sayede restorasyon-diş arayüzünde küçük boşluklar oluşmakta ve bunlar mikrosızıntıya neden olabilmektedir. Mikrosızıntı; kavite duvarı ve üzerine uygulanan restoratif materyal arasından bakteri, sıvı ve moleküllerin geçişi olarak tanımlanır (Kidd ve Beigton, 1996). Mikrosızıntı sonucunda hipersensitivite, çürük tekrarı ve pulpal patolojiler oluşabilmektedir (Going, 1972).

Kavite örtücülüğünü incelemek için *in vivo* ve *in vitro* olarak pek çok yöntem geliştirilmiştir. *In vitro* mikrosızıntı çalışmalarında hava basıncı, boyalar, yapay çürük teknikleri, bakteriler, kimyasal olarak izi sürülebilir maddeler, radyoaktif izotoplar, nötron aktivasyon analizleri, SEM ve elektriksel iletkenlik gibi yöntemler kullanılmıştır. Organik boyalar; yüksek renk karşıtlığı, örneklerle kimyasal reaksiyona girmeyip zarar vermemesi nedeniyle en eski ve sıklıkla kullanılan bir yöntem olması nedeniyle tercih edilmiştir. Türkün ve Ergücü (2004)'ye göre de

mikrosızıntının tespitinde sıklıkla iki boyutlu değerlendirmeler ve boya penetrasyon testleri kullanılmaktadır. Bazik fuksin, gümüş nitrat, metilen mavisi gibi boyalar kullanılmakta olup yapılan çalışmalarda en sık tercih edilen boya bazik fuksindir. Mikrosızıntı testlerinde kullanılan boyalar partikül büyüklüklerine göre de geniş bir çeşitlilik gösterirler. Bazı araştırmacılar *in vitro* çalışmaların klinikte karşılaşılabileceğinden daha fazla sızıntı oluşturduğunu söylemektedir (Pashley ve ark., 1979; Sano ve ark., 1995). Hilton (2002) gümüş nitrat, metilen mavisi ve fuksin kırmızısı molekül çaplarının sırasıyla 0,5µm, 0,68 µm ve 0,84 olduğunu ve bu değerlerin patolojilerden, sekonder çürüklerden sorumlu olan bakterilerden (100-500 µm) ve bakteri endotoksinlerinden (10 µm) küçük olduğunu bildirmiştir. Yine de su molekülü 0,26 µm çapa sahiptir ve mikro aralıklardan girip hibrit tabakasının iç yüzeyindeki mikropörözitelere yayılarak kollogen fibrillerinde hidrolize neden olabilir (Sano ve ark., 1995). Buna ek olarak bakterilerin besini olan glikoz parçaları da boya parçalarından küçüktür ve olası bakteri varlığında çürük oluşumunu tetikleyebilir (Hilton, 2002). Çalışmamızda hem geleneksel olması hem de kolay uygulanabilirliği nedeniyle bazik fuksin boya penetrasyon yöntemi tercih edilmiştir.

Sızıntı derecelerini değerlendirdiğimizde gingivaldeki dentin kenarında daha fazla sızıntı vardır. Mine ve dentin dokusu incelendiğinde, mine dokusu %95 inorganik yapıya sahipken, dentin yaklaşık olarak %75 inorganik yapıya sahiptir ve mineye oranla daha karmaşık bir dokudur (Walshaw ve McComb, 1996). Birçok araştırmacı mineye oranla dentine olan bağlanmanın daha karmaşık ve zor bir süreç olduğunu vurgulamaktadır (Tay ve ark., 2002; Kiremitçi ve ark., 2004). Dentinin yüksek organik yapısı, tübülleri, dentin sıvısı ve dönen aletlerle oluşturulan smear tabakası bağlanmayı etkileyen faktörlerdir (Wang ve Spencer, 2003; Kiremitçi ve ark., 2004). Çalışmamızda test edilen örneklerin oklüzal kavite kenarında yapılan mikrosızıntı incelemelerinde sızıntı yok denecek kadar azdır ve gruplar arasında istatistiksel bir fark bulunmamıştır ( $P>0,05$ ). Araştırma gruplarında yer alan örneklerin gingival kavite kenarlarındaki mikrosızıntı skorları için yapılan karşılaştırmalarda ise; istatistiksel olarak önemli farklılıklar gözlenmektedir. Oklüzal ve gingival bölgedeki bu sızıntı farklılıkları Hilton ve ark. (1997), Hürmüzlü ve ark. (2002), Besnault ve Attal (2003), Civelek ve ark. (2003), Nalçacı ve ark. (2005), Peris ve ark. (2003),

Erdilek ve ark. (2009), Radhika ve ark. (2010), Rodriguez ve ark. (2010)'nın çalışma bulgularına uyum göstermektedir. Gingival kenardaki dentin dokusunda, oklüzal kenardaki mine dokusuna oranla daha fazla sızıntının oluşmasının muhtemel nedeninin, dentinin daha fazla organik doku içermesi ve yapının çok değişken özellikler sergilemesinden kaynaklandığı düşünülebilir.

Araştırmamızda; aynı materyalin polimerizasyonu için halojen veya LED ışık cihazlarının kullanılması mikrosızıntı skorlarında farklılıklara neden olmuştur. Halojen ışık cihazı ve LED ışık cihazı için Grup 1 (AP X-mikrodolduruculu), Grup 3 (Spectrum TPH-mikrodolduruculu), Grup 4 (Ceram X-nanodolduruculu), Grup 6 (Herculite XRV Ultra-nanodolduruculu), Grup 7 (Z250-mikrodolduruculu) ve Grup 9 (Silorane-mikrodolduruculu)'da istatistiksel bir fark oluşmamıştır. Bu bulgumuz, Halojen ve LED ışık cihazları arasında mikrosızıntı bakımından fark bulmayan; Nalçacı ve ark. (2005), Ritter ve ark. (2006), Attar ve Korkmaz (2007), Cavalcante ve ark. (2007), Cehreli ve ark. (2009), Queiroz ve ark. (2009) Sadeghi (2009), Sadeghi ve Lynch (2009)'in bulgularıyla uyum göstermektedir. Grup 2 (Majesty Esthetic- nanodolduruculu) , Grup 5 (Herculite XRV - mikrodolduruculu) ve Grup 8 (Filtek Supreme- nanodolduruculu) deki örnekler için halojen-LED farkı istatistiksel olarak önemlidir ( $p<0,05$ ). İstatistiksel olarak farklı olan gruplarda halojen ışık cihazı ile hazırlanmış örneklerde sızıntı daha az bulunmuştur. Bu sonuç ise, Tielemans ve ark (2009), Fleming ve ark (2007) ile uyum göstermektedir. LED ışık cihazı ile hazırlanan örneklerin, halojen ışık cihazı ile hazırlanan örneklerden daha düşük sızıntı değerleri gösterdiği çalışmalar da vardır. Oberholzer ve ark (2004, 2005), Sınıf V kaviteletin dentin kenarlarında LED ışık cihazı kullanılarak hazırlanan örneklerde, Halojene oranla daha düşük sızıntı bulmuşlardır. Araştırmalardan elde edilen bu farklı sonuçların nedenleri açıklansa da kullanıcı için konu oldukça karmaşık hale gelmiştir. Işık cihazlarının uygulama protokollerindeki değişkenlik ve ışık yoğunluğundaki farklılıklar bu değişkenliğin sebebi olarak düşünülebilir. Aynı ışık yoğunluğuna sahip Halojen ve LED cihazları kullanmak, belli bir standardizasyonu yakalamayı hedefleyen bir yöntem gibi görünse de Halojen ve LED cihazları, farklı dalga boyu aralığına sahip ışık spektrumları dolayısıyla aynı aktivasyon etkisini göstermeyebilirler. Bununla beraber cihazların hangi modda

kullanılacağı da ayrı bir tartışma konusudur. Soft-start polimerizasyon yöntemleri, restoratif materyalin polimerizasyon stresini azaltmak için önerilmiştir (Feilzer ve ark. 1993, Kanca ve Suh 1999). Soft-start polimerizasyon yöntemleri ile restoratif materyalin polimerizasyonu sırasında akıcılık özelliğinin artırılarak sertleşme süresinin uzatılması ve böylece polimerizasyon stresinin düşürülerek mikro aralık oluşumu ve mikrosızıntının azaltılması hedeflenmektedir (Goracci ve ark. 1996, Mehl ve ark. 1997, Uno ve Asmussen 1991).

Işık cihazının enerji yoğunluğu, marjinal örtücülüğü etkilese de (Lim ve ark. 2002) bazı araştırmacılar bunun bir etkisinin olmadığını belirtmektedirler (Amaral ve ark. 2004; Vandewalle ve ark. 2004). Nalçacı ve ark (2005), halojen ve LED cihazlarının değişik enerji yoğunluklarının mikrosızıntı üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında benzer mikrosızıntı değerleri gözlemlemişler ve enerji yoğunluğunun tek başına marjinal örtücülük derecesini ölçemeyeceğini bildirmişlerdir. Amaral ve ark. (2004) ve Vandewalle ve ark. (2004)'ün bulguları da bu fikri desteklemektedir.

Farklı ışık cihazları ve farklı sınıf kavitelerle yapılan pek çok araştırma vardır. Brackett ve ark. (2000) Sınıf V kavitelerde halojen ve PAC ışık cihazlarının sızıntı üzerine etkisini karşılaştırmışlar ve PAC ışık cihazının gingival kenarda daha yüksek sızıntı gösterdiğini bildirmişlerdir. Üçtaşlı ve ark. (2002) Sınıf II kavitelerde PAC ve halojen ışık cihazının sızıntı üzerine etkisini incelemişler, en yüksek sızıntı skorlarını PAC ışık cihazında elde etmişlerdir. Barros ve ark. (2003) halojen ve PAC ışık cihazlarının değişik polimerizasyon modlarının iki kompozitin mikrosızıntısı üzerine etkisini incelemişler ve soft-start modunda geleneksel halojen ve PAC ışık uygulamasına oranla istatistiksel olarak daha az mikrosızıntı gözlemişlerdir. Oberholzer ve ark. (2004) LED polimerizasyonunun, Sınıf V rezin kompozit restorasyonlarda mikrosızıntı ve mikrosertlik üzerine etkilerini incelemişler, LED ile polimerize edilen grupta dentin kenarında istatistiksel olarak anlamlı, daha az mikrosızıntı bulmuşlardır. Santos ve ark. (2005) PAC ve halojenin değişik modların Sınıf V kompozitlerin mikrosızıntısı üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında, PAC ışık ünitesinin sürekli ve basamaklı modunun, halojen cihazın orta şiddetli ışık yoğunlu polimerizasyonundan belirgin olarak daha fazla sızıntı gösterdiğini

saptamışlardır. Halojen cihazın atımlı, giderek artan ve devamlı modları da benzer sızıntı değerleri göstermişlerdir. Nalçacı ve ark. (2005) soft-start ve devamlı uygulanan ışığın Sınıf II rezin kompozitlerin mikrosızıntısı üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında soft-start polimerizasyonda istatistiksel olarak belirgin bir mikrosızıntı azalması bulmuşlardır. Aynı çalışmada LED ve halojen cihazlar arasında istatistiksel bir farklılık bulunmamıştır. Ritter ve ark. (2006) ışık polimerizasyon yönteminin, kompozit restorasyonların kenar adaptasyonu ve mikrosertliği üzerine yaptıkları çalışmalarında, halojen, birinci nesil LED ve iki adet ikinci nesil LED ışık cihazlarını karşılaştırdıklarında mikrosızıntı açısından cihazlar arasında sadece bir grup dışında fark bulmamışlardır. Sensi ve ark. (2006) marjinal örtücülük açısından LED ve halojen cihazları karşılaştırmışlar ve bir fark bulamamışlardır. Cavalcante ve ark. (2007) estetik restorasyonlardaki fotoaktivasyon sistemlerini karşılaştırdıkları araştırmalarında halojen, PAC, LED ve Argon lazer cihazlarında istatistiksel olarak farka rastlanmamıştır. Attar ve Korkmaz (2007)'ın iki LED ve bir halojen ışık cihazını karşılaştırdıkları Sınıf V akıcı kompozit restorasyonlarda, istatistiksel olarak bir fark oluşmamıştır. Yazıcı ve ark. (2008) değişik ışık üniteleri ve modlarının akıcı kompozitlerin sızıntısı üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında, dentin kenarlarında halojen ışık cihazı ile polimerize edilen örnekler arasında fark bulmamışlar, LED cihazının hızlı polimerizasyon ve atımlı polimerizasyon modlarında farka rastlamamışlar, LED cihazı basamaklı polimerizasyon ile kullanıldığında fark oluştuğunu açıklamışlardır. Esthet X Flow grubunda ışık cihazları ve modları arasında fark olmayıp, Grandio örneklerinde sadece basamaklı polimerizasyon modunda LED, diğer polimerizasyon modlarından ve halojenden daha yüksek sızıntı değerleri vermiştir. Sadeghi ve Lynch (2009) akıcı materyallerin Sınıf II restorasyonlarda sızıntılarını inceledikleri çalışmalarında LED ve halojen ışık cihazları arasında fark bulmamışlardır.

Çalışmamızdaki amaç kompozit materyalleri karşılaştırmak olduğu için, ışık cihazları devamlı modda kullanılmıştır. Grup 2 (Majesty-nanodoldurucu) , Grup 5 (Herculite XRV-mikrodoldurucu) ve Grup 8 (Supreme XT- nanodoldurucu)'deki örnekler için Halojen cihaz, istatistiksel olarak daha düşük sızıntı göstermiştir ( $p<0,05$ ). Kullanılan halojen ışık cihazının yoğunluğu  $1000 \text{ mW/cm}^2$ , LED ışık

cihazının ise  $800 \text{ mW/cm}^2$ ' dir. Polimerizasyon derinliğini inceleyen çalışmalara göre yüksek enerji yoğunluğu daha derin polimerizasyon sağlamaktadır (Halvorson ve ark., 2002; Calheiros ve ark., 2006). Ayrıca Halojen ışık cihazları, LED ışık cihazları ile karşılaştırıldığında polimerizasyon sırasında daha fazla ısı artışına neden olmaktadır (Asmussen ve Peutzfeldt, 2005). Halojen ve LED ile polimerize edilen bütün gruplarda halojenin aynı grup içerisinde istatistiksel olarak benzer ya da daha düşük sızıntı değerleri vermesinin nedeni LED cihazı ile arasındaki enerji yoğunluğu farkı ya da halojen cihazın polimerizasyon sırasında oluşturduğu ısı artışı olabilir.

Çalışma amaçlarımızdan biri de nano doldurucu içeriğinin kompozit restorasyonların mikrosızıntı üzerine etkilerinin incelenmesidir. Bu hedef doğrultusunda firmaların kendi ürettikleri mikro ve nanodoldurucu kompozitler karşılaştırılmıştır. Halojen ışık cihazı kullanıldığında firmaların nanodoldurucu ve mikrodoldurucu içeren kompozitleri, kendi aralarında gingival sızıntı açısından karşılaştırıldığında Grup 1 (AP-X-mikrodoldurucu) ile Grup 2 (Majesty – nanodoldurucu) ve Grup 5 (Herculite XRV- mikrodoldurucu) ile Grup 6 (Herculite XRV Ultra-nanodoldurucu) arasında istatistiksel fark vardır ( $p < 0,05$ ). Nanodoldurucu içeren gruplar daha az sızıntı göstermiştir. Grup 3 (Spectrum TPH-mikrodoldurucu) ile Grup 4 (Ceram X – nanodoldurucu) ve Grup 7 (Z250- mikrodoldurucu) ile Grup 8 (Supreme XT- nanodoldurucu) arasında istatistiksel fark yoktur ( $p > 0,05$ ).

Firmaların ürünlerini kendi aralarında karşılaştıran mikrosızıntı çalışması fazla yapılmamıştır. Fakat Filtek Supreme XT ve Filtek Z250 için Hardan ve ark. (2009) ve Sadeghi (2009)'un çalışmaları, bizim çalışmamız ile uyum göstermektedir. Hardan ve ark. (2009) mikrohibrit yapıdaki Filtek Z250 ile nano yapıdaki Filtek Supreme XT'yi farklı polimerizasyon teknikleri ile mikrosızıntı açısından karşılaştırdıkları çalışmalarında, iki kompozit arasında fark bulmamışlardır. Sadeghi (2009) akıcı kompozitler ile nano ve mikrodoldurucu kompozitlerin mikrosızıntısı üzerine etkilerini değerlendirdiği çalışmasında mikrohibrit yapıdaki Filtek Z250 ile nano yapıdaki Supreme XT arasında fark bulamamıştır. Polimerizasyonda LED ışık cihazı kullanıldığında firmaların nanodoldurucu ve mikrodoldurucu içeren kompozitleri kendi aralarında karşılaştırıldığında ise farklı sonuçlar elde edilmiştir.

Grup 3 (Spectrum TPH-mikrodolduruculu) ile Grup 4 (Ceram X – nanodolduruculu) ve Grup 5 (Herculite XRV- mikrodolduruculu) ile Grup 6 (Herculite XRV Ultra-nanodolduruculu) arasında nanodoldurucu içeren gruplar istatistiksel olarak daha az sızıntı göstermiştir ( $p<0,05$ ). Grup 1 (AP-X-mikrodolduruculu) ile Grup 2 (Majesty – nanodolduruculu) arasında fark yoktur ( $p>0,05$ ). Grup 7 (Z250- mikrodolduruculu) ile Grup 8 (Supreme XT- nanodolduruculu) karşılaştırıldığında mikrodoldurucu içeren grup daha az sızıntı göstermiştir ( $p<0,05$ ). Bu veri, Sadeghi (2009)'nin Supreme XT ile Z250 kullanılarak hazırlanan örneklerin, LED ışık cihazı ile polimerize edildiği durumlarda aralarında istatistiksel fark olmadığını bildirdikleri çalışma sonuçlarına ters düşmektedir. Bizim çalışmamızda Z250'nin, LED ışık cihazı ile daha düşük sızıntı vermesinin nedeninin kompozit rezinin kimyasal yapısının LED cihazı ile daha iyi uyum sağlamış olması düşünülebilir. Ancak bu konuda yapılan çalışmaların azlığı, daha kararlı bir sonuca ulaşabilmeyi sağlamamıştır.

Nanodoldurucunun kompozit yapıya etkisini mikrosızıntı yönüyle genel olarak değerlendirdiğimizde, halojen ışık cihazı ile yapılan polimerizasyonda benzer veya daha az sızıntı gözlenirken, LED ışık cihazı ile yapılan polimerizasyonda aynı yönde bir paralellik yoktur. Literatürde bu şekilde çalışmanın az olması (Yamazaki ve ark., 2006; Hardan ve ark., 2009; Sadeghi, 2009) ve değişken çok fazla parametrenin olması sonuçları çelişkili gösterse de çalışma bulgularımız, kompozit rezinin nanodolduruculu olmasının, test ettiğimiz parametreler doğrultusunda mikrosızıntıyı tam olarak engelleyemediğidir. Kullandığımız kompozitlerin incelediğimiz zaman Z250: (Hacimce %60 - ağırlıkça %82), Supreme XT: (hacimce %59,5 – ağırlıkça %78,5), Spectrum TPH: (hacimce %57- ağırlıkça %77 ), Ceram X: (hacimce % 55- ağırlıkça %77), Herculite XRV: (hacimce %56 – ağırlıkça %79), Herculite XRV Ultra: (ağırlıkça %78), AP X:( hacimce %70-ağırlıkça %85,5), Majesty: (hacimce %66 - ağırlıkça %78), Siloran (ağırlıkça %76) doldurucu içermektedir. Kompozit rezinlere nano büyüklükte doldurucuların ilavesinin bir nedeni de önceden belli sınırlara kadar yapılabilen doldurucu yüklemesini arttırmayı amaçlamak ve rezin içeriğini düşürmektir (Ure ve Harris, 2003). Ancak yukarıda bahsettiğimiz doldurucu oranlarına baktığımızda firmaların nanodoldurucu içeren kompozitlerinde, mikrodoldurucu içeren kompozitlerine nazaran doldurucu seviyelerinde bir miktar

azalma görülmektedir. Bu da kompozit rezinlerin büzülmesinin ana nedeni olan monomer miktarının azaltılmadığını, yani büzülmenin halen bir sorun olabileceğini düşündürmektedir.

Metakrilat bazlı kompozitlerin kendi aralarındaki karşılaştırmalarda, halojen ışık cihazı ile polimerize edilenlerde en düşük sızıntı değerleri Grup 2 (Majesty–nanodoldurucu), Grup 8 (Supreme XT- nanodoldurucu), Grup 7 (Z250-mikrodoldurucu) ve Grup 6 (Herculite XRV Ultra-nanodoldurucu), gözlenmiştir ve aralarında istatistiksel fark yoktur ( $p>0,05$ ). Daha sonra Grup 1 (AP-X-mikrodoldurucu) ve Grup 5 (Herculite XRV- mikrodoldurucu) takip etmektedir. Bu ikisi arasında da istatistiksel fark yoktur ( $p>0,05$ ). Son olarak en fazla sızıntı Grup 4 (Ceram X – nanodoldurucu) ve Grup 3 (Spectrum TPH-mikrodoldurucu)’de gözlenmiştir. Bu iki kompozit arasında da istatistiksel fark yoktur ( $p>0,05$ ). LED ışık cihazı ile polimerize edilenlerde ise Grup 1 (AP-X-mikrodoldurucu) ve Grup 7 (Z250- mikrodoldurucu) en düşük sızıntı değerlerini göstermiştir. Grup 3 (Spectrum TPH-mikrodoldurucu) ve Grup 5 (Herculite XRV-mikrodoldurucu) en yüksek sızıntıyı göstermiştir. Bu bulgulardan anlaşıldığı üzere metakrilat bazlı kompozitleri birbirleriyle karşılaştırdığımızda karmaşık sonuçlar ortaya çıkmaktadır. Bu karmaşıklığın sebebinin kompozitlerin kimyasal yapıları ve bu yapıların ışık cihazları ve adezivlerle oluşturduğu etkileşimin, mikrosızıntı değerlerine yansması olarak düşünmekteyiz. Genel bir bakış ile Grup 7 (Z250-mikrodoldurucu) en düşük mikrosızıntıyı sergilerken Grup 3 (Spectrum TPH-mikrodoldurucu) en fazla mikrosızıntıyı göstermektedir.

Nano ve mikrodoldurucu içeren diğer çalışmalar incelendiğinde Hegde ve ark. (2009), nanodoldurucu Filtek Supreme XT ve Ceram X Duo ile yaptıkları Sınıf V mikrosızıntı çalışmasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamalarına rağmen Ceram X daha yüksek sızıntı göstermiştir. Bizim çalışmamızda da Ceram X, Filtek Supreme XT’ den daha fazla sızıntı göstermiştir ve istatistiksel olarak da fark anlamlıdır. Majeed ve ark. (2009) üç nanodoldurucu (Grandio, Ceram X, Premise) ve bir mikrodoldurucu (Filtek Z100) kompozit rezin ile yaptıkları mikrosızıntı çalışmasında en yüksek sızıntıyı mikrodoldurucu kompozitte bulmuşlardır.

Manhart ve Trumm (2007) yapay yaşlandırmanın mikrosızıntı üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında dentin kenarlarında Z250, CeramX Mono'dan daha düşük sızıntı göstermiştir. Bizim çalışmamızda da CeramX Mono, Z250 den daha yüksek sızıntı skorları göstermiştir. Yamazaki ve ark. (2006) nın, Filtek Supreme ile Tetric Ceram (mikrodolduruculu) kompozit rezinleri karşılaştırdıkları çalışmalarında sızıntı açısından istatistiksel bir fark bulmamışlardır.

Bu çalışmada en düşük sızıntı değerleri, siloksan-oksiran bazlı kompozit olan Filtek Silorane ile elde edilmiştir. Siloran, hem halojen hem de LED ile polimerize edildiğinde en düşük sızıntıyı gösteren gruplardır (Grup 9A ve 9B). Sadece LED ile polimerize edilen grupta bir adet "1" skoru elde edilmiş diğer tüm siloran örnekler için "0" skoru alınmıştır. Bu bulgular ışığında, uyguladığımız parametrelere göre siloran içerikli Filtek Silorane isimli kompozit rezin ve adeziv sistemi Sınıf II kutu kaviterlerde mikrosızıntıyı önlemede başarılı olmuştur. Siloran kompozitin metakrilat bazlı kompozitlerden daha düşük sızıntı oluşturması Palin ve ark. (2005), Bağış ve ark. (2009), Al-Boni ve Raja (2010)'nın çalışmalarıyla da paralellik göstermektedir. Siloran ile yapılan Sınıf II sızıntı çalışması fazla olmasa da diğer kavite sınıfları ile yapılan mikrosızıntı çalışmalarından elde edilen bulgular, çalışmamızla paralellik göstermektedir. Yamazaki ve ark. (2006), deneysel siloran ve adeziviyle yaptıkları mikrosızıntı çalışmasında diğer metakrilat bazlı kompozitlerden daha düşük sızıntı sonuçları elde etmişlerdir. Palin ve ark. (2005) yeni geliştirilen düşük büzölmeye sahip kompozitlerle yaptıkları *in vitro* çalışmada deneysel siloranda daha düşük mikrosızıntı skorları bulmuşlardır.

Ernst ve ark. (2008) deneysel siloran ile yaptıkları Sınıf V kaviterlerdeki mikrosızıntı çalışmasında siloran grubunda daha başarısız mikrosızıntı sonuçları bulmuşlardır. Yaman ve ark. (2010) Sınıf V kaviterlerde yaptıkları mikrosızıntı çalışmasında nanohibrit kompozit ile siloran esaslı kompoziti karşılaştırmışlar ve ikisinde de sızıntıya rastlamamışlardır. Al-Boni ve Raja (2010) Sınıf I kaviterlerde yaptıkları mikrosızıntı çalışmasında siloran bazlı kompozitte en düşük sızıntı değerlerine rastlamışlardır. Bağış ve ark. (2009) Siloran ve metakrilat bazlı kompozitlerle

yaptıkları mikrosızıntı çalışmasında siloran bazlı kompozitte hem vertikal hem de oblik tabakalama tekniğinde sızıntıya rastlamamışlardır.

Yapılan bu *in vitro* çalışmada en önemli sonuç; mikrosızıntıyı engelleyebilmek adına kompozit rezinlerin doldurucu şekil ve miktarlarını değiştirmek değil, monomer sistemlerindeki büzülmenin engellenmesi gerektiğidir. Şüphesiz ki bir restoratif materyalin başarısı sadece mikrosızıntıyı engellemesi ile değerlendirilemez. Fakat bu araştırmada siloran içerikli yeni bir kompozit sistem ile alınan bu başarılı sonuçlar, geleceğe daha umutlu bakmamızı sağlamıştır.

## 5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda elde ettiğimiz verilere göre:

Sınıf II kutu kavitelere yapılan kompozit restorasyonların oklüzal kavite kenarında sızıntı yok denecek kadar az olup, gözlenen sızıntı tüm deney grupları arasında istatistiksel fark oluşturmamaktadır ( $p>0,05$ ).

Kompozit restorasyonların gingival kavite kenarında birçok grupta istatistiksel olarak da önemli olan sızıntı bulunmuştur.

Halojen ve LED ışık cihazlarının mikrosızıntı üzerine etkileri değerlendirildiğinde Grup 2 (Majesty – nanodoldurucu), Grup 5 (Herculite XRV- mikrodoldurucu) ve Grup 8 (Supreme XT- nanodoldurucu)'deki örnekler için ışık cihazları karşılaştırıldığında Halojen ışık cihazı olumlu yönde istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Diğer gruplar arasında istatistiksel fark yoktur.

Metakriyat esaslı kompozit örneklerin polimerizasyonu için halojen ışık cihazı kullanıldığında; genel olarak nanodoldurucu içeren gruplarda sızıntı daha az bulunmuştur. Fakat bu fark sadece Grup 2 (Majesty – nanodoldurucu) ile Grup 1 (AP-X-mikrodoldurucu) ve Grup 6 (Herculite XRV Ultra-nanodoldurucu) ile Grup 5 (Herculite XRV- mikrodoldurucu) için istatistiksel olarak önemlidir ( $p<0,05$ ).

Her firmanın kendi ürettiği mikro ve nanodoldurucu kompozitler karşılaştırıldığında örneklerin polimerizasyonu için halojen ışık cihazı kullanılması ile genel olarak nanodoldurucu içeren gruplarda sızıntı daha az bulunmuştur. Fakat bu fark sadece Grup 2 (Majesty – nanodoldurucu) ile Grup 1 (AP-X-mikrodoldurucu) ve Grup 6 (Herculite XRV Ultra-nanodoldurucu) ile Grup 5 (Herculite XRV- mikrodoldurucu) için istatistiksel olarak önemlidir ( $p<0,05$ ).

Kompozit örneklerin polimerizasyonu için LED ışık cihazı kullanıldığında ise farklı sonuçlar elde edilmiştir.

Filtek Silorane isimli kompozit restoratif sistem, mikrosızıntıyı neredeyse tamamen engellemiştir. Nanodoldurucu içeren kompozitlerin farklı ışık cihazları ile mikrosızıntı yönünden karşılaştırıldığı bu *in vitro* çalışmada; halojen ve LED ışık cihazları arasında fark olduğu, kompozit rezinleri halojen ışık cihazı kullanarak polimerize etmenin daha düşük sızıntı değerleri verebildiğini görmekteyiz. Bu nedenle Sınıf II kutu formunda açılan kavitelere uygulanan kompozit restorasyonlarda test ettiğimiz deney örnekleri ve düzeneği bulgularına dayanarak halojen ışık cihazını önerebiliriz.

Nanodolduruculu kompozitler, dental restorasyonların en önemli sorunlarından biri olan mikrosızıntıyı engellemekte yeterli olmamıştır. Nano teknoloji sayesinde kompozit rezinlerin inorganik yapısına teknik olarak daha fazla doldurucu yüklemesinin yapılabileceği ve dolayısıyla monomer miktarının azalmasıyla paralel büzülmenin de azalacağı fikri başarıya ulaşmamıştır. Bunun sebebinin birçok firmanın nanodoldurucu içeren kompozit rezin sistemlerinde ana yapıdaki monomer oranının azalmaması olduğunu düşünüyoruz. Bu tezimizi ağırlıkça %76 mikrodoldurucu içermesine rağmen büzülme oranı düşük bir monomer olan siloran kullanımıyla sızıntıyı engellemekte başarılı bulunan Filtek Siloran sistemi desteklemektedir.

Kompozitlerin büzülme sorunları ile mücadelede doldurucu şeklinden ve ışık cihazı farkından çok monomer türünün etkili olabileceğini düşünüyoruz. Üretici firma tarafından daha düşük monomer büzülme oranına sahip olduğu ileri sürülen Silorane esaslı kompozit rezin sistemin kullanıldığı deney gruplarımızda sızıntı çok büyük ölçüde engellenmiştir. Doğaldır ki bir restoratif materyalin başarısı sadece mikrosızıntıyı engellemesi ile değerlendirilemez. Fakat araştırmamızda siloran içerikli yeni bir kompozit sistem ile başarılı sonuçlar alınabileceğini göstermiştir.

## ÖZET

### **Nanodoldurucu İçeren Kompozitlerin Farklı Işık Cihazları ile Mikrosızıntı Yönünden Karşılaştırılması**

Bu çalışmanın amacı farklı doldurucu özelliklerine, farklı monomer yapısına sahip kompozit rezinlerin ve kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılan iki farklı ışık cihazının, restorasyon sınırı dentinde sonlanan Sınıf II kutu kavitelerdeki mikrosızıntıya olan etkilerini *in-vitro* olarak incelemektir.

Çalışmamızda 90 adet çürüksüz insan molar dişi kullanıldı. Bu 90 dişe mezial ve distal olmak üzere 180 Sınıf II kutu kavite açıldı. Her bir kompozit rezin ve ışık cihazı için 10 örnek olacak şekilde gruplar hazırlandı ve restorasyonlar yapıldı. Boya penetrasyon tekniği ile sızıntı testi uygulandı. Mikrosızıntı testinden elde edilen veriler Kruskal –Wallis ve Mann- Whitney –U testleriyle değerlendirildi ( $p<0,05$ ).

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre gruplar arasında farklılık bulundu. Farklı ışık cihazlarının ve farklı kompozit türlerinin ve her ikisinin etkileşiminin mikrosızıntı üzerine etkilerinin olduğu saptandı. Bu farklılıkların istatistiksel olarak da önemli olduğu gözlemlendi ( $p<0,05$ ).

Halojen ve LED ışık cihazlarının mikrosızıntı üzerine etkileri değerlendirildiğinde Clearfil Majesty, Herculite XRV ve Supreme XT Halojen ışık cihazı ile polimerize edildiğinde istatistiksel olarak daha düşük sızıntı göstermiş ( $p<0,05$ ), Clearfil AP X, Spectrum TPH, CeramX Mono, Herculite XRV Ultra, Z250 ve Silorane gruplarında istatistiksel olarak fark gözlenmemiştir ( $p>0,05$ ).

Filtek Silorane kompozit, bütün kompozitler içerisinde ve her iki ışık cihazı için de en düşük sızıntı değerlerini vermiştir.

**Anahtar Sözcükler:** Işık polimerizasyon cihazı, Kompozit rezin, Mikrosızıntı, Nanodoldurucu, Siloran.

## SUMMARY

### **Comparison of microleakage of nanofilled resin composites cured with different light curing units**

Aim of this study is to evaluate the effect of two different light curing units used to cure resin composites with different monomer structures on microleakage of Class II box cavities with restoration margins ending in dentin in vitro.

Ninty extraceted sound human third molar teeth were used. 180 cavities with mesial and distal box cavitieswere prepared on 90 teeth. For each resin composite and curing unit 10 teeth were restored. Microleakage values were compared with Kruskal-Wallis and Mann-Whitney U tests ( $p<0,05$ ).

Statistical differences were found among the groups. Interactions of different light curing units and different resin composites were found to be affecting microleakage. These differences were found to be statistically significant ( $p<0,05$ ).

When the effects of halogen and LED curing units on microleakage of resin composites were considered; Clearfil Majesty, Herculite XRV and Supreme XT cured with halogen curing unit showed less microleakage ( $p<0,05$ ). No statistical differences were found with Clearfil APX, Spectrum TPH, CeramX Mono, Herculite XRV Ultra, Z250 and Silorane ( $p>0,05$ ).

Silorane based composites showed lowest microleakage values among all resin composites cured with each light curing unit.

**Keywords:** Light curing unit, Microleakage, Nanofiller, Resin composite, Silorane.

## KAYNAKLAR

- AL-BONI, R., RAJA, O.M. (2010). Microleakage evaluation of silorane based composite versus methacrylate based composite. *J. Conserv. Dent.*, **13**: 152-155.
- ALOMARI, Q.D., REINHARDT, J.W., BOYER, D.B. (2001). Effect of liners on cuspal deflection and gap formation in composite restorations. *Oper. Dent.*, **26**: 406-411.
- ALSTER, D., FEILZER, A.J., DE GEE, A.J., MOL, A., DAVIDSON, C.L. (1992). The dependence of shrinkage stress reduction on porosity concentration in thin resin layers. *J. Dent. Res.*, **71**: 1619-1622.
- AMARAL, C.M., DE CASTRO, A.K., PIMENTA, L.A., AMBROSANO, G.M. (2002). Influence of resin composite polymerization techniques on microleakage and microhardness. *Quintessence Int.*, **33**: 685-689.
- AMARAL, C.M., PERIS, A.R., AMBROSANO, G.M., PIMENTA, L.A. (2004). Microleakage and gap formation of resin composite restorations polymerized with different techniques. *Am. J. Dent.*, **17**: 156-160.
- ARANHA, A.C., PIMENTA, L.A. (2004). Effect of two different restorative techniques using resin-based composites on microleakage. *Am. J. Dent.*, **17**: 99-103.
- ASMUSSEN, E. (1985). Clinical relevance of physical, chemical and bonding properties of composite resins. *Oper. Dent.*, **10**: 61-73.
- ASMUSSEN, E., PEUTZFELDT, A. (2005). Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units. *Eur. J. Oral. Sci.*, **113**: 96-98.
- ATTAR, N., KORKMAZ, Y. (2007). Effect of two light-emitting diode (LED) and one halogen curing light on the microleakage of Class V flowable composite restorations. *J. Contemp. Dent. Pract.*, **8**: 80-88.
- AUSIELLO, P., APICELLA, A., DAVIDSON, C.L. (2002). Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations—a 3D finite element analysis. *Dent. Mater.*, **18**: 295-303.
- BAĞIŞ, Y.H., BALTACIOĞLU, İ.H., KAHYAOGULLARI, S. (2007). Farklı kompozit yerleştirme tekniklerinin geniş MOD restorasyonlarda mikrosızıntı değerlendirmeleri. *A. Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **34**: 107-117.
- BAGIS, Y.H., BALTACIOGLU, I.H., KAHYAOGULLARI, S. (2009). Comparing microleakage and the layering methods of silorane-based resin composite in wide Class II MOD cavities. *Oper. Dent.*, **34**: 578-585.
- BAĞIŞ, Y.H., YAMANEL, K. (2000). Işık ile polimerize olan kompozit rezinin renk farklılıklarının absorpsiyon katsayılarına etkisi. *A. Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **27**: 151-157.

- BARATIERI, L.N., RITTER, A., PERDIGAO, J., FELIPPE, L.A. (1998). Direct posterior composite resin restorations: current concepts for the technique. *Pract. Periodontics Aesthet. Dent.*, **10**: 875-86.
- BARKMEIER, W.W., COOLEY, R.L. (1992). Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper. Dent.*, **Supp5**: 50-61.
- BARROS, G.K., AGUIAR, F.H., SANTOS, A.J., LOVADINO, J.R. (2003). Effect of different intensity light curing modes on microleakage of two resin composite restorations. *Oper. Dent.*, **28**: 642-646.
- BAUER, J.G., HENSON, J.L. (1984). Microleakage: a measure of the performance of direct filling materials. *Oper. Dent.*, **9**: 2-9
- BAUMANN, F., GECK, M., SCHMIDT, M., DEUBZER, B. (1998). Monodisperse Soluble Organo-polysiloxane Particles, US 5,854,369, *Wacker Chemie GmbH*. In: Moszner, N., Klapdohr, S. (2004). Nanotechnology for dental composites. *Int. J. Nanotechnology*. **1**: 130-155
- BAYNE, S.C., HERMAN, H.O, EDWARD, J. (1994). Update on dental composites restorations. *J. Am. Dent. Assoc.*, **125**: 687-701.
- BEHLE, C. (1997). Flowable composites: properties and applications. *Pract. Periodont. Aesthet. Den.*, **10**: 347-351.
- BESNAULT, C., ATTAL, J.P. (2003). Simulated oral environment and microleakage of Class II resin-based composite and sandwich restorations. *Am. J. Dent.*, **16**: 186-190.
- BEZNOS, C. (2001). Microleakage at the cervical margin of composite Class II cavities with different restorative techniques. *Oper. Dent.*, **26**: 60-69.
- BOWEN, R.L. (1964). Effects of particle shape and size distribution in a reinforced polymer. *J. Am. Dent. Assoc.*, **69**: 481-495,1982, In: BAYIRLI, G.,ŞİRİN. Konservatif Diş Tedavisi. Dünya Tıp Kitabevi Ltd. Şti. İstanbul, s.: 161-184.
- BOWEN, R.L., RAPSON, J.E., DICKSON, G. (1982). Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. *J. Dent. Res.*, **61**: 654-658.
- BRACKETT, W.W., HAISCH, L.D., COVEY, D.A. (2000). Effect of plasma arc curing on the microleakage of Class V resin-based composite restorations. *Am. J. Dent.*, **13**: 121-122.
- BRAGA, R.R., BALLESTER, R.Y., FERRACANE, J.L. (2005). Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent. Mater.*, **21**: 962-970.
- BULLARD, R.H., LEINFELDER, K.F., RUSSELL, C.M. (1988). Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage. *J. Am. Dent. Assoc.*, **116**: 871-874.
- BUONOCORE, M.G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J.Dent.Res.*, 34:849-853. In: ASMUSSEN, E. (1985). Clinical relevance of physical , chemical and bonding properties of composite resins. *Oper. Dent.*, **10**: 61-73

- BURROW, M.F., TAGAMI, J., NEGISHI, T., NIKAIDO, T., HOSODA, H. (1994). Early tensile bond strengths of several enamel and dentin bonding systems. *J. Dent. Res.*, **73**: 522-528.
- BURTSCHER, P. (1991). Curing of composites with an Argon laser. *J. Dent. Res.*, **70**: 526 (Abstract no: 2080)
- CALHEIROS, F.C., KAWANO, Y., STANSBURY, J.W., BRAGA, R.R. (2006). Influence of radiant exposure on contraction stress, degree of conversion and mechanical properties of resin composites. *Dent. Mater.*, **22**: 799-803.
- CARVALHO, R.M., PEREIRA, J.C., YOSHIYAMA, M., PASHLEY, D.H. (1996). A review of polymerization contraction: The influence of stress development versus stress relief. *Oper. Dent.*, **21**: 17-24.
- CAUGHMAN, W.F., RUEGGERBERG, F.A. (2002). Shedding new light on composite polymerization. *Oper. Dent.*, **27**: 636-638.
- CAVALCANTE, L.M., PERIS, A.R., AMBROSANO, G.M., RITTER, A.V., PIMENTA, L.A. (2007). Effect of photoactivation systems and resin composites on the microleakage of esthetic restorations. *J. Contemp. Dent. Pract.*, **8**: 70-79.
- CEHRELI, S.B., ARIKAN, S., GULSAHI, K., ARHUN, N., ARMAN, A., SARGON, M. (2009). Effect of LED curing on marginal integrity of an ormocer-based sealant. *J. Dent. Child. (Chic.)*, **76**: 53-57.
- CHARLES, W.W., KELLY, R.K. (2001). Advances in restorative materials. *Dent. Clin. North. Am.*, **45**: 7-27.
- CHEN, H.Y., MANHART, J., HICKEL, R., KUNZELMANN, K.H. (2001). Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent. Mater.*, **17**: 253-259.
- CHOI, K.K., CONDON, J.R., FERRACANE, J.L. (2000). The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J. Dent. Res.*, **79**: 812-817.
- CÍVELEK, A., ERSOY, M., L'HOTELIER, E., SOYMAN, M., SAY, E.C. (2003). Polymerization shrinkage and microleakage in Class II cavities of various resin composites. *Oper. Dent.*, **28**: 635-641.
- COLI, P., BRANNSTRÖM, M. (1993). The marginal adaptation of four different bonding agents in class II composite resin restorations applied in bulk or two increments. *Quintessence Int.*, **24**: 583-591.
- CONDON, J.R., FERRACANE, J.L. (2002). Reduced polymerization stress through non-bonded nanofiller particles. *Biomaterials.*, **23**: 3807-3815.
- CRAIG, R.G., POWERS, J.M. (2002). Restorative Dental Materials. 11th Ed. St. Louis: The C.V. Mosby Co., p: 231-257.
- CRIM, G.A. (1991). Microleakage of three resin placement techniques. *Am. J. Dent.*, **4**: 69-72.

- CRIM, G.A., SWARTZ, M.L., PHILLIPS, R.W. (1985). Comparison of four thermocycling techniques. *J. Prosthet. Dent.*, **53**: 50-53.
- CRIM, G.A., CHAPMAN, K.W. (1986). Effect of placement techniques on microleakage of a dentin-bonded composite resin. *Quintessence Int.*, **17**: 21-24.
- CRIM, G.A., GARCIA-GODOY, F. (1987). Microleakage: the effect of storage and cycling duration. *J. Prosthet. Dent.*, **57**: 574-576.
- CRISPIN, J.B. (1994). Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. 3rd Ed. Tokyo: Quintessence Pub.Co.Ltd., p.: 60-71.
- CULBERTSON, B.M., TONG, Y., WAN, Q. (1997). Copolymerization of multi-methacrylate derivatives of styrene-allyl alcohol copolymer with styrene and methyl methacrylate monomers. *J. Macromolec. Sci-Pure. Appl. Chem.*, **34**: 1249-1260.
- DABANOĞLU, A., KUNZALMANN, K.H., HICKEL, R., KORAY, F. (2003). Three-body wear resistance of resin composites. DGZ/EFCD-Meeting, Munich.
- DAVIDSON, C.L., DUYSTERS, P.P., DE LANGE, C., BAUSCH, J.R. (1981). Structural changes in composite surface material after dry polishing. *J. Oral Rehabil.*, **8**: 431-439.
- DAVIDSON, C.L., FEILZER, A.J. (1997). Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J. Dent.*, **25**: 435-440.
- DAYANGAÇ, B. (2000). Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitapevi Ltd. Şti., s.: 4-20.
- DE MUNCK, J., VAN LANDUYT, K., PEUMANS, M., POITEVIN, A., LAMBRECHTS, P., BRAEM, M., VAN MEERBEEK, B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J. Dent. Res.*, **84**: 118-132.
- DE SOUZA, F.B., GUIMARAES, R.P., SILVA, C.H. (2005). A clinical evaluation of packable and microhybrid resin composite restorations: one-year report. *Quintessence Int.*, **36**: 41-48.
- DELIPERI, S., BARDWELL, D.N., PAPATHANASIOU, A., KASTALI, S., GARCIA-GODOYE, F. (2004). Microleakage of a microhybrid composite resin using three different adhesive placement techniques. *J. Adhes. Dent.*, **6**: 135-139.
- DEMİRCİ, M., ÖZER, F., KUŞDEMİR, M., SANCAKLI, H., KARAKAYA, Ş. (2007). Adeziv sistemlerin farklı uygulama şekillerinin V. Sınıf kaviteleredeki mikrosızıntı üzerine etkileri. *S.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **16**: 29-38.
- DENNISON, J.B., YAMAN, P., SEIR, R., HAMILTON, J.C. (2000). Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *J. Prosthet. Dent.*, **84**: 499-505.
- DODGE, W.W., DALE, R.A., COOLEY, R.L., DUKE, E.S. (1991). Comparison of wet and dry finishing of resin composites with aluminum oxide discs. *Dent. Mater.*, **7**: 18-20.

- DUARTE, S.J.R., DINELLI, W., DA SILVA, M.H. (2007). Influence of resin composite insertion technique in preparations with a high C-factor. *Quintessence Int.*, **38**: 829-835.
- DUARTE, S.J.R., SAAD, J.R. (2008). Marginal adaptation of Class 2 adhesive restorations. *Quintessence Int.*, **39**: 413-419.
- DUKE, E.S. (2003). Has dentistry moved into the nanotechnology area? *Compend. Contin. Educ. Dent.*, **24**: 380-382.
- EAKLE, W.S., ITO, R.K. (1990). Effect of insertion technique on microleakage in mesio-occlusodistal composite resin restorations. *Quintessence Int.*, **21**: 369-374.
- ECKERT, A.S., DEDE, K., EHBRECHT, S., KLETTKE, T., SPENKUCH, A., STIPPSCHILD, S., THALACKER, C., WEINMANN, W. (2004). First cationically curing oxirane based dental filling material. *Polymer Preprints. A.C.S. Div. Polym. Chem.*, **45**: 343.
- EICK, J.D., KOTHA, S.P., CHAPPELOW, C.C., KILWAY, K.V., GIESE, G.J., GLAROS, A.G., PINZINO, C.S. (2007). Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. *Dent. Mater.*, **23**: 1011-1017.
- ERDİLEK, D., DÖRTER, C., KORAY, F., KUNZELMANN, K.H., EFES, B.G., GOMEÇ, Y. (2009). Effect of Thermo-mechanical Load Cycling on Microleakage in Class II Ormocer Restorations. *Eur. J. Dent.*, **3**: 200-205.
- ERNST, C.P., GALLER, P., WILLERSHAUSEN, B., HALLER, B. (2008). Marginal integrity of class V restorations: SEM versus dye penetration. *Dent. Mater.*, **24**: 319-327.
- ERNST, C.P., MEYER, G.R., KLÖCKER, K., WILLERSHAUSEN, B. (2004). Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. *Dent. Mater.*, **20**: 313-321.
- FEILZER, A.J., DE GEE, A.J., DAVIDSON, C.L. (1987). Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J. Dent. Res.*, **66**: 1636-1639.
- FEILZER, A.J., DE GEE, A.J., DAVIDSON, C.L. (1990). Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J. Dent. Res.* **69**: 36-39.
- FEILZER, A.J., DE GEE, A.J., DAVIDSON, C.L. (1993). Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dent. Mater.*, **9**: 2-5.
- FEILZER, A.J., KAKABOURA, A.I., DE GEE, A.J., DAVIDSON, C.L. (1995). The influence of water sorption on the development of setting shrinkage stress in traditional and resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater.*; **11**: 186-90.
- FERRACANE, J.L. (2005). Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent. Mater.*, **21**: 36-42.

- FILTEK SILORANE. Filtek™ Silorane Low Shrink Posterior Restorative System Product Profile. Erişim: [http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=666666UuZjcFSLXTtmxMVLxTtEVuQEcuzgVs6EVs6E666666--&fn=silorane\\_sell\\_gb.pdf](http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=666666UuZjcFSLXTtmxMVLxTtEVuQEcuzgVs6EVs6E666666--&fn=silorane_sell_gb.pdf). Erişim tarihi: 31.01.2011
- FILTEK SUPREME. Filtek Supreme XTE Technical Product Profile. Erişim: [http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSu7zK1fslxtUOx2GI8\\_1ev7qe17zHvTSevTSevTSeSSSSSS--&fn=supr\\_xte\\_tpp\\_ebu.pdf](http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSu7zK1fslxtUOx2GI8_1ev7qe17zHvTSevTSeSSSSSS--&fn=supr_xte_tpp_ebu.pdf). Erişim tarihi: 31.01.2011
- FLEMING, G.J., KHAN, S., AFZAL, O., PALIN, W.M., BURKE, F.J. (2007). Investigation of polymerization shrinkage strain, associated cuspal movement and microleakage of MOD cavities restored incrementally with resin-based composite using an LED light curing unit. *J. Dent.*, **35**: 97-103.
- FUSAYAMA, T., NAKAMURA, M., KUROSAKI, M., UWAKU, M. (1979). Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J.Dent.Res.*, **58**: 1364-1370.
- GAENGLER, P., HOYER, I., MONTAG, R., GAEBLER, P. (2004). Micromorphological evaluation of posterior composite restorations-a 10-year report. *J. Oral Rehabil.*, **31**: 991-1000.
- GECK, M., DEUBZER, B., WEIS, J. (1994). Intramolekular vernetzte Poly (organo-siloxan) partikel. *Angew. Makromol. Chem.*, **223**: 203-216.
- GERDOLLE, D.A., MORTIER, E., DROZ, D. (2008). Microleakage and polymerization shrinkage of various polymer restorative materials. *J. Dent. Child.*, **75**: 125-33.
- GHAVAMNASIRI, M., MOOSAVI, H., TAHVILDARNEJAD, N. (2007). Effect of centripetal and incremental methods in Class II composite resin restorations on gingival microleakage. *J. Contemp. Dent. Pract.*, **8**: 113-20.
- GOING, R.E. (1972). Microleakage around dental restorations: a summarizing review. *J. Am. Dent. Assoc.*, **84**: 1349-1357.
- GOODIS, H.E., MARSHALL, G.W. JR, WHITE, J.M., GEE, L., HORNBERGER, B., MARSHALL, S.J. (1993). Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent. Mater.*, **9**: 79-84.
- GORACCI, G., CASA, D.E., MARTINIS, L., MORI, G. (1996). Curing light intensity and marginal leakage of composite resin restorations. *Quintessence Int.*, **27**: 355-362.
- HACKMAN, S.T., POHJOLA, R.M., RUEGGERBERG, F.A. (2002). Depths of cure and effect of shade using pulse-delay and continuous exposure photo-curing techniques. *Oper. Dent.*, **27**: 593-599.
- HALVORSON, R.H., ERICKSON, R.L., DAVIDSON, C.L. (2002). Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent. Mater.*, **18**: 463-469.
- HANNIG, M., FRIEDRICHS, C. (2001). Comparative in vivo and in vitro investigation of interfacial bond variability. *Oper. Dent.*, **26**: 3-11.

- HANSEN, E.K. (1986). Effect of cavity depth and application technique on marginal adaptation of resins in dentin cavities. *J. Dent. Res.*, **65**: 1319-1321.
- HARDAN, L.S., AMM, E.W., GHAYAD, A., GHOSN, C., KHRAISAT, A. (2009). Effect of different modes of light curing and resin composites on microleakage of Class II restorations--Part II. *Odontostomatol. Trop.*; **32**: 29-37.
- HE, Z., SHIMEDA, Y., TAGAMI, J. (2007). The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in Class I cavities. *Dent. Mater.*, **23**: 533-538.
- HEGDE, M.N., VYAPAKA, P., SHETTY, S. (2009). A comparative evaluation of microleakage of three different newer direct composite resins using a self etching primer in class V cavities: An in vitro study. *J. Conserv. Dent.*, **12**: 160-163.
- HILTON, T.J. (2002) Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 2, *Am. J. Dent.*, **15**: 279-289.
- HILTON, T.J., SCHWARTZ, R.S., FERRACANE, J.L. (1997). Microleakage of four Class II resin composite insertion techniques at intraoral temperature. *Quintessence Int.*, **28**: 135-44.
- HOFMANN, N., HUGO, B., KLAIBER, B. (2002). Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise and hardness. *Eur. J. Oral. Sci.*, **110**: 471-479.
- HOLTER, D., FREY, H., MULHAUPT, R. (1997). Branched bismethacrylates based on Bis-GMA systematic route to low shrinkage composites. *Polymer Preprints*, **38**: 84–85.
- HÜRMÜZLÜ, F., SİSO, Ş., İŞİN, D. (2002). Sınıf II restorasyonlarda beş restoratif materyalin mikrosızıntı değerlendirmesi. *C. Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **5**: 67-70.
- JACKSON, R.D., MORGAN, M. (2000). The new posterior resins and a simplified placement technique. *J. Am. Dent. Assoc.*, **131**: 375–383.
- JANDT, K.D., MILLS, R.W., BLACKWELL, G.B., ASHWORTH, S.H. (2000). Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue emitting diodes (LEDs). *Dent. Mater.*, **16**: 41-47.
- JEDRYCHOWSKI, J.R., BLEIER, R.G., CAPUTO, A.A. (2001). Shrinkage stresses associated with incremental composite filling techniques in conservative Class II restorations. *A.S.D.C. J. Dent. Child.*, **68**: 161-167.
- JORDAN, R.E., SUZUKI, M. (1991). Posterior composite restorations: where and how they work best. *J. Am. Dent. Assoc.*; **122**:30-37.
- JUNG, M., SEHR, K., KLIMEK, J. (2007). Surface Texture of Four Nanofilled and One Hybrid Composite After Finishing. *Oper. Dent.*, **32**: 45-52.
- KANCA, III J., SUH, B.I. (1999). Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am. J. Dent.* **12**: 107–112.

- KATONA, T.R., WINKLER, M.M. (1994). Stress analysis of a bulk-filled class V light-cured composite restoration. *J. Dent. Res.*, **73**: 1470-1477.
- KATONA, T.R., WINKLER, M.M., HUANG, J. (1996). Stress analysis of a bulk-filled class V chemical-cured dental composite restoration. *J. Biomed. Mater. Res.*, **31**: 445-449.
- KAUPPI, M.R., COMBE, E.C.C. (2003). Polymerization of orthodontic adhesives using modern high-intensity visible curing lights. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, **124**: 316-322.
- KELSEY, W.P., BLANKENAU, R.J., POWELL, L.G. (1991). Application of the Argon laser to dentistry. *Laser Surg. Med.*, **11**: 495-498.
- KEMP-SCHOLTE, C.M., DAVIDSON, C.L. (1990). Complete marginal seal of class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J. Dent. Res.*, **69**: 1240-1243.
- KIDD, E., BEIGHTON, D. (1996). Prediction of secondary caries around tooth-colored restorations: a clinical and microbiological study. *J. Dent. Res.*, **75**: 1942-1946.
- KINOMOTO, Y., TORII, M. (1998). Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations. *J. Dent.*, **26**: 165-171.
- KİREMİTÇİ, A., YALÇIN, F., GÖKALP, S. (2004). Bonding to enamel to dentin using self-etching adhesive systems. *Quintessence Int.*, **35**: 367-370.
- KIRK, R.E., OTHMER, D.F., KROSCWITZ, J., HOWE-GRANT, M. (1991). *Encyclopedia of Chemical Technology*. 4th Ed. New York: Wiley; 397.
- KORAN, P., KÜRSCHNER, R. (1998). Effect of sequential versus continuous irradiation of a light cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. *Am. J. Dent.*, **10**: 17-22
- KORKMAZ, Y., OZEL, E., ATTAR, N. (2007). Effect of flowable composite lining on microleakage and internal voids in Class II composite restorations. *J. Adhes. Dent.*, **9**: 189-194.
- KURACHI, C., TUBOY, A.M., MAGALHAES, D.V., BAGNATO, V.S. (2001). Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent. Mater.*, **17**: 309-315.
- LABELLA, R., LAMBRECHTS, P., VAN MEERBEEK, B., VANHERLE, G. (1999). Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent. Mater.*, **15**: 128-137.
- LEINFELDER, K.F. (1995). Posterior composite resins. *J. Am. Dent. Assoc.*, **126**: 663-676.
- LEINFELDER, K.F. (2001). Is it possible to control the directional shrinkage of resin-based composites? *J. Am. Dent. Assoc.*, **132**: 782-783.
- LEINFELDER, K.F., LEMANS, J.E. (1988). *Clinical Restorative Materials and Techniques*. 3rd Ed. Philadelphia: LEA and Febiger Co., p.: 309-312.

- LIM, B.S., FERRACANE, J.L., SAKAGUCHI R.L., CONDON J.R. (2002). Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. *Dent. Mater.*, **18**: 436-444.
- LOGUERCIO, A.D., DE OLIVEIRA BAUER, J.R., REIS, A., GRANDE, R.H. (2004). In vitro microleakage of packable composites in Class II restorations. *Quintessence Int.*, **35**: 29-34.
- LUTZ, F., KREJCI, I., BARBAKOW, F. (1991). Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent. Mater.*, **7**: 107-113.
- LUTZ, F., PHILLIPS, R.W. (1983). A classification and evaluation of composite resin system. *J. Prosthet. Dent.*, **50**: 480-488.
- MAJEED, A., OSMAN, Y.I., AL-OMARĪ, T. (2009). Microleakage of four composite resin systems in class II restorations. *S.A.D.J.*, **64**: 484-488.
- MANGUM, F.L. JR, BERRY, E.A., DESCHEPPER, E., RIEGER, M.R. (1994). Microleakage of incremental versus compression matrix bulk filling of cervical resin composite restorations. *Gen. Dent.*, **42**: 304-308.
- MANHART, J., TRUMM, C. (2007). Microleakage of XP Bond in Class II cavities after artificial aging. *J. Adhes. Dent.*, **9 Suppl 2**: 261-264.
- MARTIN, F.E. (1998). A survey of the efficiency of visible light curing units. *J. Dent.*, **26**: 239-243
- MC CABE, J.F., WALLS, A.W.G. (2000). *Applied Dental Materials*. 8th Ed. Oxford, England: Blackwell Scientific Pub., p.: 87-178.,
- MEHL, A., HICKEL, R., KUNZELMANN, K.H. (1997). Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J. Dent.*, **25**: 321-330.
- MILLS, R.W., UHL, A., JANDT, K.D. (2002a). High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials.*, **24**: 2097-2103.
- MILLS, R.W., UHL, A., JANDT, K.D. (2002b). Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br. Dent. J.*, **26**: 459-463.
- MITRA, S.B., WU, D., HOLMES, B.N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials . *J. Am. Dent. Assoc.*, **134**: 1382-1390.
- MORTIER, E., GERDOLLE, D.A., JACQUOT, B., PANIGHI, M.M. (2004). Importance of water sorption and solubility studies for the couple bonding agent/resin-based filling material. *Oper. Dent.*, **29**: 669-676.
- NAKABAYASHI N., TAKARADA, K. (1992). Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent. Mater.* **8**: 125-130.

- NAKABAYASHI, N., WATANABE, A., GENDUSA, N.J. (1992). Dentin adhesion of modified 4-META/ MMA-TBB resin: Function of HEMA. *Dent. Mater.*, **8**: 259-264.
- NALÇACI, A., SALBAŞ, M., ULUSOY, N. (2005). The effects of soft-start vs continuous-light polymerization on microleakage in Class II resin composite restorations. *J. Adhes. Dent.*, **7**: 309-314.
- NEWMAN, S.M., MURRAY, G.A., YATES, J.L. (1983). Visible lights and visible light activated composite resins. *J. Prosthet. Dent.*, **50**: 31-35.
- NIKOLAENKO, S.A., LOHBAUER, U., ROGGENDORF, M., PETSCHERT, A., DASCH, W., FRANKENBERGER, R. (2004). Influence of C-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent. Mater.*, **20**: 579-585.
- O'BRIEN W.J. (2002). *Dental Materials Properties and Selection*. 3rd Ed. London: Quintessence publishing Co. Inc. p.: 113.
- OBERHOLZER, T.G., DU PREEZ, I.C., KIDD, M. (2005). Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomaterials*, **26**: 3981-3986.
- OBERHOLZER, T.G., SCHÜNEMANN, M., KIDD, M. (2004). Effect of LED curing on microleakage and microhardness of Class V resin-based composite restorations. *Int. Dent. J.*, **54**: 15-20.
- OLMEZ, A., OZTAS, N., BODUR, H. (2004). The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *Oper. Dent.*, **29**: 713-719.
- OPDAM, N.J., LOOMANS, B.A., ROETERS, F.J., BRONKHORST, E.M. (2004). Five-year clinical performance of posterior resin composite restorations placed by dental students. *J. Dent.*, **32**: 379-383.
- OWENS, B.M., JOHNSON, W.W. (2005). Effect of insertion technique and adhesive system on microleakage of Class V resin composite restorations. *J. Adhes. Dent.*, **7**: 303-308.
- PALIN, W.M., FLEMING, G.J.P., NATHWANI, H., BURKE, F.J.T., RANDALL, R.C. (2005). In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. *Dent. Mater.*, **21**: 324-335.
- PASHLEY, D.H., LIVINGSTON, M.J., WHITFORD, G.M. (1979). The effect of molecular size on reflection coefficients in human dentine. *Arch. Oral. Biol.*, **24**: 455-460.
- PAZINATTO, F.B., CAMPOS, B.B., COSTA, L.C., ATTA, M.T. (2003). Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. *Pesqui. Odontol. Bras.*, **17**: 337-341.
- PERIS, A.R., DUARTE, S. JR., DE ANDRADE, M.F. (2003). Evaluation of marginal microleakage in class II cavities: effect of microhybrid, flowable, and compactable resins. *Quintessence Int.*, **34**: 93-98.

- PFEIFER, C.S.C., BRAGA, R.R., CARDOSO, P.E.C. (2006). Influence of cavity dimensions, insertion technique and adhesive system on microleakage of Class V restorations. *J. Am. Dent. Assoc.*, **137**: 197-202.
- PHILLIPS, R.W. (1991). *Skinner's Science of Dental Materials*. 9th Ed. Philadelphia: W.B. Saunders, p.: 157-235.
- PILO, R., OELGIESSER, D., CARDASH, H.S. (1999). A survey output intensity and potential for depth of cure among light curing units in clinical use. *J. Dent.*, **27**: 235-241.
- PIOCH, T., KOBASLIJA, S., SCHAGEN, B., GOTZ, H. (1999). Interfacial micromorphology and tensile bond strength of dentin bonding systems after NaOCl treatment. *J. Adhes. Dent.*, **1**: 135-142.
- QUEIROZ, R., BANDÉCA, M., CALIXTO, L., SAADE, E., NADALIN, M., ANDRADE, M., PORTO-NETO, S. (2009). Effect of light-curing units on microleakage under dental composite resins. *Laser Phys.*, **19**: 1909-1911.
- RADHIKA, M., SAJJAN, G.S., MITTAL, N. (2010). Effect of different placement techniques on marginal microleakage of deep class-II cavities restored with two composite resin formulations. *J. Conserv. Dent.*, **13**: 9-15.
- RASKIN, A., D'HOORE, W., GONTHIER, S., DEGRANGE, M., DEJOU, J. (2001). Reliability of in vitro microleakage test: a literature review. *J. Adhes. Dent.* **3**: 295-308.
- RAWLS, K.J. (2003). Chemistry of Polymerization. in: *Phillips' Science of Dental Materials* 11th Ed. Ed: ANUSAVICE, KJ., St. Louis: W.B. Saunders, p.: 154-162.
- RAWLS, K.J., ESQUIVEL-UPSHAW, J. (2003). Restorative resins. in: *Phillips' Science of Dental Materials* 11th Ed. Ed: ANUSAVICE, KJ., St. Louis: W.B. Saunders, p.: 399-437.
- REIS, A.F., GIANNINI, M., AMBROSANO, G.M.B., CHAN, D.C.N. (2003). The effects of filling techniques and low- viscosity composite liner on bond strength to Class 2 cavities. *J. Dent.*, **31**: 59-66.
- RETIEF, D.H. (1994). Do adhesives prevent microleakage? *Int. Dent. J.*, **44**: 19-26.
- RITTER, A.V., CAVALCANTE, L.M., SWIFT EJ, J.R., THOMPSON, J.Y., PIMENTA, L.A. (2006). Effect of light-curing method on marginal adaptation, microleakage, and microhardness of composite restorations. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.*, **78**: 302-311.
- RODRIGUES JUNIOR, S.A., PIN, L.F., MACHADO, G., DELLA BONA, A., DEMARCO FF. (2010). Influence of different restorative techniques on marginal seal of class II composite restorations. *J. Appl. Oral Sci.*, **18**: 37-43.
- ROULET, J.F., WILSON, N.H.F., FUZZI, M. (2001). *Advance in Operative Dentistry. Challenges Of The Future*. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc., p.: 169-172.

- SADEGHI, M. (2009). Influence of flowable materials on microleakage of nanofilled and hybrid Class II composite restorations with LED and QTH LCUs. *Ind. J. Dent. Res.*, **20**: 159-163.
- SADEGHI, M., LYNCH, C.D. (2009). The effect of flowable materials on the microleakage of Class II composite restorations that extend apical to the cemento-enamel junction. *Oper. Dent.*, **34**: 306-311.
- SANO, H., TAKATSU, T., CIUCCHI, B., HORNER, J.A., MATTHEWS, W.G., PASHLEY, D.H. (1995). Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper. Dent.*, **20**: 18-25.
- SANTOS, M.J., SOUZA JÚNIOR M.H., SANTOS JÚNIOR G.C., EL-MOWAFY, O., CHEDID, CAVALCANTI, A.P., NEME, C.F. (2005). Influence of light intensity and curing cycle on microleakage of Class V composite resin restorations. *J. Appl. Oral. Sci.*, **13**: 193-197.
- SENSI, L.G., JUNIOR, S.M., BARATIERI, L.N. (2006). Effect of led light curing on the marginal sealing of composite resin restorations. *Pract. Proced. Aesthet. Dent.*, **18**: 345-351.
- SENSI, L.G., MARSON, F.C., BARATIERI, L.N., MONTEIRO JUNIOR, S. (2005) Effect of placement techniques on the marginal adaptation of Class V composite restorations. *J. Contemp. Dent. Pract.*, **6**: 17-25.
- SHARKEY, S., RAY, N., BURKE, F., ZIADA, H., HANNIGAN, A. (2001). Surface hardness of light activated resin composites cured by two different visible light sources: an in vitro study. *Quintessence Int.*, **32**: 401-405.
- SHONO, Y., OGAWA, T., TERASHITA, M., CARVALHO, R.M., PASHLEY, E.L., PASHLEY, D.H. (1999). Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J. Dent. Res.*, **78**: 699-705.
- SMITH, R.E., PINZINO, C.S., CHAPPELOW, C.C., HOLDER, A.J., KOSTORYZ, E.L., GUTHRIE, J.R., MILLER, M., YOURTEE, D.M., EICK D.J. (2004). Photopolymerization of an expanding monomer with an aromatic dioxirane. *J. Appl. Polym. Sci.*, **92**: 62-71.
- STAHL, F., ASHWORTH, S.H., JANDT, K.D., MILLS, R.W. (2000). Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*, **21**: 1379-1385.
- STANFORD, J.W. (1971). The current status of restorative resins. *Dent. Clin. North. Am.*, **15**: 57-60.
- STURDEVANT, C.M., ROBERSON, T.M., HEYMANN, H.O., STURDEVANT, J.R. (1995). The Art and Science of Operative Dentistry. ST. Louis Mosby-Year Book, Inc., p.: 252-263
- SUH, B.I. (1999). Controlling and understanding the polymerization shrinkage induced stresses in light-cured composites. *Compend. Contin. Educ. Dent.*, **25 Supp**: 34-41.

- SUZUKI, S. (2004). Does the wear resistance of packable composite equal that of dental amalgam?. *J. Esthet. Restor. Dent.*, **16**: 355-365.
- SZEP, S., FRANK, H., KENZEL, B., GERHARDT, T., HEIDAMANN, D. (2001). Comparative study of composite resin placement: Centripal buildup versus incremental technique. *Pract. Periodontics Aesthet. Dent.*, **13**: 243-250.
- TAGAWA, Y., SUZUKI, K., DE MUNCK, J., VAN MEERBEEK, B. (2004). Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J. Dent. Res.*, **83**: 454-458.
- TAIRA, M., URABE, H., HIROSE, T., WAKASA, K., YAMAKI, M. (1988). Analysis of photo-initiators in visible light cured dental composite resins. *J. Dent. Res.*, **67**: 24-28.
- TARLE, Z., MENIGA, A., KNEZEVIC, A., SUTALO, J., RISTIC, M., PICHLER, G. (2002). Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc and experimental blue LED curing unit. *J. Oral Rehabil.*, **29**: 662-667.
- TARLE, Z., MENIGA, A., RISTIC, M. (1998). The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *J. Oral Rehabil.* **25**: 436-442.
- TAY, F.R., PASHLEY, D.H., SUH, B.I., CARVALHO, R.M., ITTHAGARUN, A. (2002) Single-step adhesives are permeable membranes. *J. Dent.*, **30**: 371-382.
- TAYLOR, M.J., LYNCH, E. (1993). Marginal adaptation. *J. Dent.*, **21**: 265-273.
- TESHIMA, W., NOMURA, Y., TANAKA, N., URABE, H., OKAZAKI, M., NAHARA, Y. (2003). ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue emitting diodes (LEDs). *Biomaterials*, **24**: 2097-2103.
- THALACKER, C., HEUMANN, A., HAMPE, R., WEINMANN, W., GUGGENBERGER, R., SYREK, A. (2005). Marginal integrity of silorane and methacrylate restorations after load cycle. *J. Dent. Res.*, 84: SI-A., abstr. No . 0277
- THALACKER, C., HEUMANN, A., WEINMANN, W., GUGGENBERGER, R., LUCHTERHANDT, SYREK, A. (2004). Marginal integrity of class V silorane and methacrylate composite restorations. *J. Dent. Res.*, 83: SI-A., abstr. No . 1364
- TIELEMANS, M., COMPERE, P., GEERTS, S.O., LAMY, M., LIMME, M., DE MOOR, R.J., DELMÉ, K.I., BERTRAND, M.F., ROMPEN, E., NAMMOUR, S. (2009). Comparison of microleakages of photo-cured composites using three different light sources: halogen lamp, LED and argon laser: an in vitro study. *Lasers Med. Sci.*, **24**: 1-5.
- TJAN, A.H., BARGH, B.H., LINDER, C. (1992). Effect of various incremental techniques on marginal adaptation of Class 2 composite resin restorations. *J. Prosthet. Dent.*; **67**: 62-66.
- TOLEDANO, M., PERDIGAO, J., OSORIO, R., OSORIO, E. (2000). Effect of dentin deproteinization on microleakage of Class V composite restorations. *Oper. Dent.*, **25**: 497-504.

- TRIADAN, H. (1987). When is microleakage a real clinical problem? *Oper. Dent.*, **12**: 153-157.
- TSAI, P.C.L., MEYERS, I.A., WALSH, L.J. (2004). Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent. Mater.*, **20**: 364-369.
- TÜRKÜN, L.Ş., ERGÜCÜ, Z. (2004). Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerinin karşılaştırılması. *G. Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **21**: 143-151.
- UCTASLI S., SHORTALL, A.C., BURKE, F.J. (2002). Effect of accelerated restorative techniques on the microleakage of Class II composites. *Am. J. Dent.*, **15**: 153-158.
- UHL, A., MILLS, R.W., VOWLES, R.W., JANDT, K.D. (2002). Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies. *J Biomed Mater Res.*, **63**: 729-738.
- UNO, S., ASMUSSEN, E. (1991). Marginal adaptation of restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand. J. Dent. Res.*, **99**: 440-444.
- URE, D., HARRIS, J. (2003). Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent. Update.*, **30**: 10-15.
- VAN MEERBEEK, B., BRAEM, M., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. (1994). Morphological characterization of the interface between resin sclerotic dentine. *J. Dent.*, **22**: 141-146.
- VAN MEERBEEK, B., INOKOSHI, S., BRAEN, M., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. (1992). Morphological Aspects of the Resin-Dentin Interdiffusion Zone with Different Dentin Adhesive Systems. *J. Dent. Res.*, **71**: 1530-1540.
- VAN MEERBEEK, B., VARGAS, M., INOUE, S., YOSHIDA, Y., PEUMANS, M., LAMBRECHTS, P.G., VANHERLE, G. (2001). Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper. Dent.*, **Supp 6**: 119-44
- VAN NOORT, R. (2002). Introduction to Dental Materials. 2nd Ed. London, England: Mosby Int. Pub. Ltd., p.: 96-123.
- VANDEWALLE, K.S., FERRACANE, J.L., HILTON, T.J., ERICKSON, R.L., SAKAGUCHI, R.L. (2004). Effect of energy density on properties and marginal integrity of posterior resin composite restorations. *Dent. Mater.*, **20**: 96-106.
- VERSLUIS, A., DOUGLAS, W.H., CROSS, M., SAKAGUCHI, R.L. (1996). Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J. Dent. Res.*, **75**: 871-878.
- WALSHAW, P.R., MCCOMB, D. (1996). Clinical considerations for optimal dentinal bonding. *Quintessence Int.*, **27**: 619-625.
- WANG, Y., SPENCER, P. (2003). Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. *J. Dent. Res.*, **82**: 141-145.

- WATANABE, I., NAKABAYASHI, N. (1994). Measurement methods for adhesion to dentine : The current status in Japan. *J. Dent.*, **22**: 67-72.
- WATTS, D.C., AL HINDI, A. (1999). Intrinsic 'soft-start' polymerization shrinkage-kinetics in an acrylate-based resin-composite. *Dent. Mater.*, **15**: 39-45.
- WATTS, D.C., AMER, O., COMBE, E.C. (1984). Characteristics of visible-light activated composite systems. *Br. Dent. J.*, **156**: 209-215.
- WEINMANN, W., SOGLOWEK, W., AND BISSINGER, P. (2000). Polymerizable and/or Settable Dental Material, e.g. Filling Material or Cement Contains Organopolysiloxane Particles to Allow High Overall Filler Content and Give Low Shrinkage on Polymerization, DE 199 04 816 A1, Espe Dental AG
- WEINMANN, W., THALACKER, C., GUGGENBERGER, R. (2005). Siloranes in dental composites. *Dent. Mater.*, **21**: 68-74.
- WENDT, S.L., MCINNES, P.M., DICKINSON, G.L. (1992). The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent. Mater.*, **8**: 181-184.
- WHITESIDES, G.M., CHRISTOPHER LOVE, J. (2001). The art of building small. *Sci. Am.*, **285**: 38-47.
- WILLEMS, G., LAMBRECHTS, P., BRAEM, M., VANHERLE, G. (1993). Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int.*, **24**: 641-657.
- WINKLER, M.M., KATONA, T.R., PAYDAR, N.H. (1996). Finite element stress analysis of three filling techniques for class V light-cured composite restorations. *J. Dent. Res.*, **75**: 1477-1483.
- YAMAN, B.C., EFES, B.G., DÖRTER, C., GÖMEÇ, Y., ERDILEK, D., YAZICIOĞLU, O. (2010). Microleakage of repaired class V silorane and nano-hybrid composite restorations after preparation with erbium:yttrium-aluminum-garnet laser and diamond bur. *Lasers. Med. Sci.* Epub Feb 17.
- YAMAZAKI, P.C., BEDRAN-RUSSO, A.K., PEREIRA, P.N., WSIFT, E.J. JR. (2006). Microleakage evaluation of a new low-shrinkage composite restorative material. *Oper. Dent.*, **31**: 670-676.
- YAP, A.U.J., TAN, C.H., CHUNG, S.M. (2004). (a) Wear behavior of new composite restoratives. *Oper. Dent.*, **29**: 269-274.
- YAP, A.U.J., YAP, S.H., TEO, C.K., NG, J.J. (2004). (b) Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Oper. Dent.*, **29**: 100-104.
- YAZICI, A.R., OZGUNALTAY, G., DAYANGAC, B. (2003). The effect of different types of flowable restorative resins on microleakage of Class V cavities. *Oper. Dent.*, **28**: 773-778.
- YAZICI, A.R., CELIK, C., DAYANGAC, B., OZGUNALTAY, G. (2008). Effects of different light curing units/modes on the microleakage of flowable composite resins. *Eur. J. Dent.*, **2**: 240-246.

- YAZICI, A.R., CELIK, C., OZGÜNALTAY, G. (2004). Microleakage of different resin composite types. *Quintessence Int.*, **35**: 790-794.
- YOON, T.H., LEE, Y.K., LIM, B.S., KIM, C.W. (2002). Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J. Oral Rehabil.*, **29**: 1165-1173.
- YOSHIDA, Y., NAGAKANE, K., FUKUDA, R., NAKAYAMA, Y., OKAZAKI, M., SHINTANI, H., INOUE, S., TAGAWA, Y., SUZUKI, K., DE MUNCK, J., VAN MEERBEEK, B. (2004). Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J. Dent. Res.*, **83**: 454-458
- YU, X.Y., WIECZKOWSKI, G., DAVIS, E.L., JOYNT, R.B. (1990). Influence of finishing technique on microleakage. *J. Esthet. Dent.*, **2**: 142-144.

## ÖZGEÇMİŞ

### I. Bireysel Bilgiler

Adı : İsmail Hakkı  
 Soyadı : Baltacıoğlu  
 Doğum yeri ve tarihi : 25/02/1982  
 Uyruğu : TC  
 Medeni durumu : Bekar  
 Askerlik durumu : Yapmadı  
 İletişim adresi ve telefonu : And Sokağı 32/6 Çankaya 06680 ANKARA  
 0 (312) 427 87 54

### II. Eğitimi

2005-2011 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora programı  
 1999-2004 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
 1993-1999 TED Ankara Koleji Vakfı Özel Orta Okulu ve Lisesi  
 1988-1993 Özel Arı Koleji İlkokulu  
 Yabancı Dili: İngilizce

### III. Ünvanları

2004 Diş Hekimi  
 2005 Araştırma Görevlisi

### IV. Mesleki deneyimi

2005 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi AD./ Doktora Öğrencisi

### V. Bilimsel İlgi Alanları

Yayınları:

*Uluslararası Dergilerde Yayımlanan Makaleler*

BAGIS, Y.H., BALTACIOGLU, I.H., KAHYAOGULLARI, S. (2009). Comparing microleakage and the layering methods of silorane-based resin composite in wide Class II MOD cavities. Oper. Dent., 34: 578-585.

*Ulusal Dergilerde Yayımlanan Makaleler*

BAĞIŞ, Y.H., BALTACIOĞLU, İ.H., KAHYAOGULLARI, S.(2007). Farklı kompozit yerleştirme tekniklerinin geniş MOD restorasyonlarda mikrosızıntı değerlendirmeleri. A. Ü. Diş Hek. Fak. Derg., 34: 107-117.

Posterler:

1- Surface Roughness of Composites Finished and Polished with Different Methods. **I.H. BALTACIOĞLU**, O. IRMAK, Y.H. BAGIS, and N. ULUSOY, Ankara University Turkey, PEF IADR 10-12 September 2008

2- Bond Strength of a Novel Dentin Adhesive Containig Tertiary Butanol. O. IRMAK, **I.H. BALTACIOĞLU**, N. ULUSOY, and Y.H. BAGIS, Ankara University, Turkey, PEF IADR 10-12 September 2008

## **VI.** Bilimsel Etkinlikler

Verdiği seminerler:

Nano-Dolduruculu Dental Kompozitler (2005)

Dental Kompozitlerde Stres (2006)

## **VII.** Diğer Bilgiler

Aldığı kurslar:

“4<sup>th</sup> Advanced ICAS Training Course on “State of the Art of Tooth Colored Adhesive Restorations” 11-15 September 2006, University of Ulm, Germany